LIFE 2017

第33回 ライフサポート学会大会
第17回 日本生活支援工学会大会
日本機械学会 福祉工学シンポジウム2017

2017年9月15日(金)～17日(日)

お茶の水女子大学
(〒112-8610 東京都文京区大塚2-1-1)

主催：ライフサポート学会 (幹事学会)
日本生活支援工学会
日本機械学会

講演要旨集

LIFE 2017

第33回 ライフサポート学会大会
第17回 日本生活支援工学会大会
日本機械学会 福祉工学シンポジウム2017

会 期：2017年9月15日(金)～17日(日)

会 場：お茶の水女子大学
(〒112-8610 東京都文京区大塚2-1-1)

主 催：ライフサポート学会 (幹事学会)
日本生活支援工学会
日本機械学会

LIFE2017　ご案内

開催趣旨

人の生命・生活を維持・向上させるための生命関連分野、リハビリテーション・生活支援分野、生体計測・制御分野等における技術研究開発、利用技術に関する講演・発表をもって社会貢献を図る。学術・研究機関はもちろん、医療機関・福祉介護施設や企業から参加者を広く募り、研究開発側とユーザ側の相互交流を通じて具体的な出口を見据えた議論や、分野横断的な議論ができる場を提供することで、医療・福祉・健康分野のさらなる発展を促す。

関連分野

- **福祉・リハビリテーション応用**：移動支援機器・歩行支援機器・車いす・義肢装具・いす・福祉車両・福祉ロボット・パワーアシスト・福祉用具の設計・福祉リハビリテーション機器等
- **生活支援**：介護支援・在宅医療支援・訓練支援・就労支援・移動支援・感覚代行・コミュニケーション支援・情報支援・遊具・スポーツ・バリアフリー化・福祉建築・育児支援・生活支援技術一般
- **生命支援**：臨床検査・診断支援・治療支援・手術支援・人工臓器・再生医療・医用材料・救急医療・細胞工学・生命支援一般
- **生体計測・制御、要素技術**：生体計測・運動計測・画像処理・センサ・生体制御・電気刺激・アクチュエータ・ロボティクス・バイオメカニクス等
- **基盤技術**：安全性評価・福祉デザイン・環境評価・研究者倫理・実験倫理・標準化等

参加費（事前参加登録費）

一般（会員／協賛学会員）8,000円、（非会員）14,000円

学生（会員／協賛学会員）4,000円、（非会員） 8,000円

バリアフリーシステム開発財団奨励賞

ライフサポート学会ではバリアフリーシステム開発財団による助成金を基にバリアフリーシステム開発財団奨励賞を設け、年次大会の優秀論文発表者数名に表彰状と賞金を授与しています。表彰式は2日目の懇親会席上にて行う予定です。詳細は大会 HP をご確認ください。

若手プレゼンテーション表彰

大会初日時点で満35歳以下であり、また、主催3学会いずれかの会員（学生会員含む）である発表者を対象とした若手プレゼンテーション表彰を行う予定です。

座長・演者の皆様へ

一般演題セッションにつきましては、

発表時間：口頭発表10分、質疑応答4分、交代1分

といたします。S ならびに OS の進行につきましては、座長（担当）の指示に従ってください。

プログラムの円滑な進行のため、時間厳守へのご協力をお願いいたします。

詳細につきましては大会 HP をご確認ください。

大会懇親会

大会第2日夕刻より、参加者間の親睦を目的に大会懇親会を開催いたします。

奮ってご参加ください。（大会 HP よりお申込みください）

日　時：大会第2日　9月16日（土）18：00～（予定）

会　場：大学生協食堂

※以下の学生交流会による懇親会とは別日程です。ご注意ください。

学生交流会企画 懇親会

LIFE 学生連合は、2012年度に発足した学生に向けた学生だけの会であり、学生連合企画セミナーの企画運営を行っています。本年度は OS「ME との半世紀の歩み ―明徳を明らかにすることを目指して―」を企画するとともに、大会第1日夕刻より、学生交流会（懇親会）を開催することといたしました。学生交流会（懇親会）は、学生の皆様の親交を深めることを目的とし、以下の内容にて実施いたします。お誘いあわせのうえ、奮ってご参加ください。なお、学生以外の参加も可能です。ぜひ積極的にご参加ください。

日　時：大会第1日　9月15日（金）18：00～19：30

会　場：大学生協食堂

参加費：学生 1,000円、一般 3,000円（当日、会場にてお支払いください）

学会一時託児

大会期間中、一時託児サービスを提供いたします。ご希望がございましたら、下記事務局までメールにてお知らせください。利用料金は学会事務局が負担します。

完全予約制のため事前申し込みが必要です。締め切りは8月31日とします。

本会で発表される論文はホームページからダウンロードすることができます。

http://life2017.secand.net/

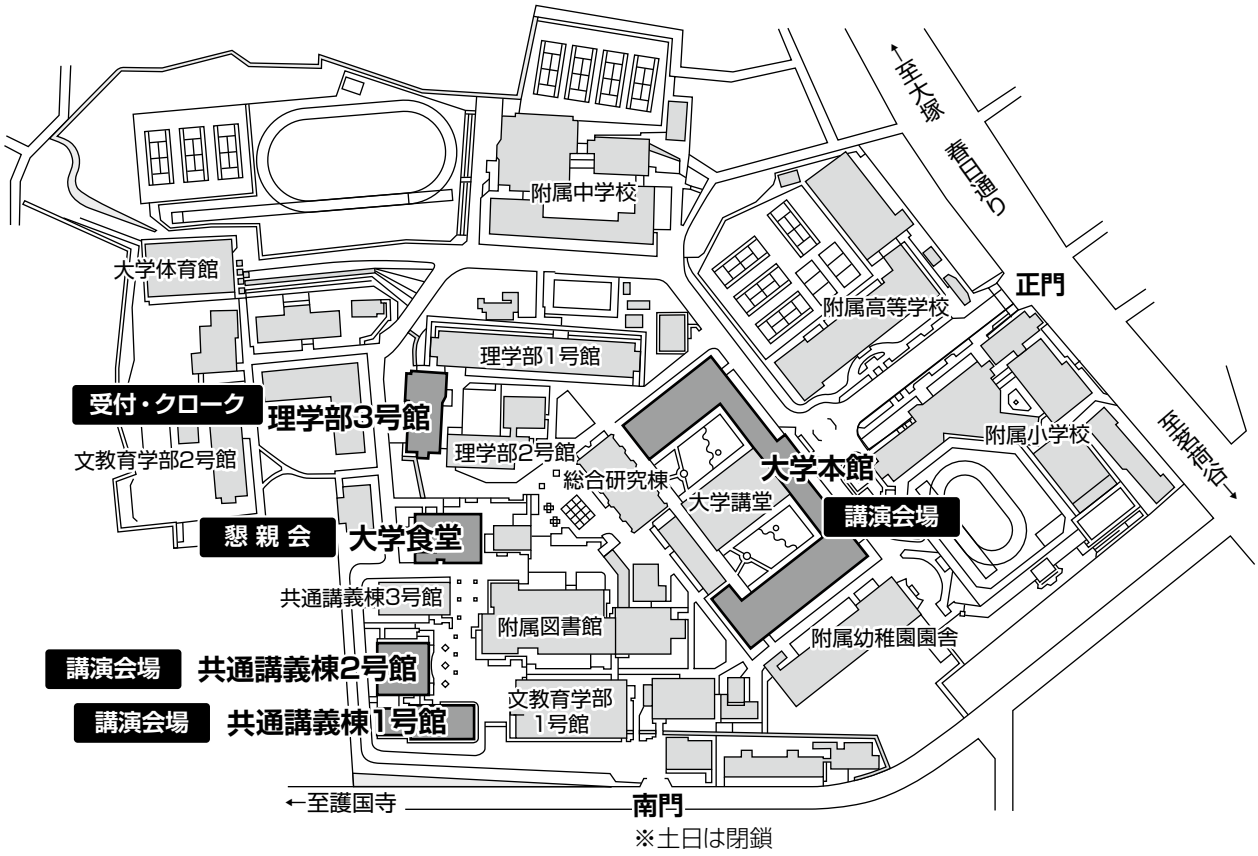
閲覧には ID とパスワードが必要です。

ユーザー名：life2017

パスワード：Kt2BERkU

大学構内図

受付・クローク …… 理学部3号館
懇 親 会 …… 大学食堂
講演会場 …… 共通講義棟1号館
講演会場 …… 共通講義棟2号館
講演会場 …… 大学本館



※土日は閉鎖

会 場 案 内

※第1日と第2・3日で講演会場が異なります。

第1日 9月15日(金)

A 会場	2-101	共通講義棟2号館 1階
B 会場	2-102	
C 会場	1-301	共通講義棟1号館 3階
D 会場	1-302	
E 会場	1-303	

第2・3日 9月16日(土)・17日(日)

A 会場	124	大学本館 1階
B 会場	125	
C 会場	126	
D 会場	127	
E 会場	128	
大会場	2-201	共通講義棟2号館 2階

1日目　9月15日金

	共通講義棟2号館　1階		共通講義棟1号館　3階		
	A会場 2-101	B会場 2-102	C会場 1-301	D会場 1-302	E会場 1-303
12:00					
13:00	13:00～14:30 **OS6** 高齢者の歩行機能改善のための地域活動と工学技術	13:00～14:45 **1B1** 生体通信・電力	13:00～14:30 **1C1** 姿勢計測	13:00～15:00 **1D1** 福祉・リハビリテーション Ⅰ	13:00～14:45 **1E1** 医療支援
14:00	14:30～16:30 **S1** 日本が先導する支援機器の国際標準化 ―現状と意義および今後の課題―	14:45～15:45 **1B2** 筋　電	14:30～16:15 **1C2** 福祉・リハビリテーション Ⅱ		14:45～16:30 **1E2** 医用画像
15:00					
16:00		16:00～18:00 **OS5** 看護と工学	16:15～18:00 **1C3** 福祉・リハビリテーション Ⅲ	16:15～18:00 **1D3** 脳 活 動	
17:00	16:30～18:00 **OS2** 学生会企画 特別講演 MEとの半世紀の歩み ―明徳を明らかにすることを目指して―				
18:00					

18:00～19:30　**学生交流会企画 懇親会**　会場：大学生協食堂

2日目　9月16日土

大学本館 1階

A会場 124	B会場 125	C会場 126	D会場 127	E会場 128
9:00～10:30 **2A1** 生体材料	9:00～10:30 **2B1** 福祉・リハビリテーション Ⅳ	9:00～10:45 **OS8** 視聴覚・発声障害のためのバリアフリー技術	9:00～10:00 **2D1** 細　胞　Ⅰ	9:00～11:00 **2E1** インタフェース
10:30～12:00 **S4** ロボット・ITC 技術の活用による障害者支援 ―現場での担当者を迎えて―	10:30～12:00 **OS1** ブレインマシンインターフェースによる機能支援	10:45～12:00 **2C2** 生活支援 Ⅰ	10:00～11:45 **2D2** 細　胞　Ⅱ	

共通講義棟2号館　2階

大会場 2-201

13:00～15:00
OS7
ニューロリハビリテーションと工学

15:00～16:45
S2
医療・福祉分野における運動解析の最新動向と応用

16:45～17:45
S3
特別講演（一般公開）
保健医療福祉介護領域における分野横断的なアプローチ ―メンタルヘルスからの示唆―

18:00～20:00　**懇　親　会**　会場：大学生協食堂

3日目　**9月17日(日)**

大　学　本　館　1　階

	A会場 124	B会場 125	C会場 126	D会場 127	E会場 128
9:00					
10:00	9:30～10:45 **OS3** 医療福祉分野の研究・機器開発におけるニーズ・シーズのミスマッチとその解決	9:30～12:00 **OS9** 生体流体工学	9:30～10:45 **OS4** フルードパワーを利用した医療・福祉システムの開発	9:30～11:15 **3D1** 心血管系	9:30～11:30 **3E1** 動作計測
11:00			10:45～12:00 **3C2** 生活支援 Ⅱ		
12:00					
13:00					
14:00					
15:00					

スペシャルセッション

日本が先導する支援機器の国際標準化
―現状と意義および今後の課題―

オーガナイザ：山内 繁、森本 正治、小林 吉之

概要：LIFE2016の特別セッションでは日本が先導する支援機器の国際標準化について、TC173を中心に日本の取組みが紹介された。本セッションでは、障碍者と健常者を共通の対象として人間工学の立場からアクセシブルデザインの考え方に基づいて取組んでいるTC159の活動を紹介した後、四肢切断者と四肢麻痺者を対象にした義肢装具分野の取組について、用語と、構造強度及び機能計測評価に関する試験法とに関する日本の取組を紹介し、最後に、日本における公的試験評価機関の重要性と現状について紹介する。

S1-1　TC159 ガイド71に基づくアクセシブルデザイン標準化の新しい展開

○伊藤 納奈
産業技術総合研究所 人間情報研究部門

ISO/TC159（人間工学）の分野で、特にアクセシブルデザインの考え方に基づいた国際標準作成及び最新動向について解説する。産業技術総合研究所では、これまで人間の感覚や身体特性の研究を行ってきた。計測データから参照値や設計方法を提案し、特定の製品に特化しない基盤技術となるような横断的標準作成を目的としている。標準を見据えた研究方法とその成果の普及への取り組み、現在の高齢者及び障害者に配慮した標準の個別課題、今後の目指す方向性についても概説する。

S1-2　TC168 WG1（用語と分類）および WG2（医学的側面）における取組と課題

○佐々木 和憲
株式会社佐々木義肢製作所

ISO の TC168（義肢装具）の中で WG1&2は主として医学的な側面で用語の定義や分類などを扱う、ある種辞書編纂的な作業を行う WG である。現在まで17編の規格を作成し、5年毎の改訂作業を行っている。義肢装具の分野も製品の進化は著しく、新しい考え方の製品が矢継ぎ早に市場に供給され ISO の改訂作業が追いつかないことや、ロボティクス分野との住み分けなど、最近は様々な難題に直面する機会が増えている。いささか地味な分野ではあるが我々の取り組みに関し紹介させて頂き興味を持っていただけたら幸いに思う。

S1-3　TC168 WG3（試験法）義肢装具の構造強度試験法および機能計測評価法の規格化への取組と日本の課題

○森本 正治、吉田 晴行
大阪電気通信大学 工学部

下肢の一部として常時装着して繰返し体重を負荷する厳しい環境での義足部品について、安全性を保証するための構造強度試験法を中心に審議が行われてきた。各継手部の中心基準点を明確に定義し、強度に大きく影響する部品相互の組立条件の相違を考慮した試験負荷方法を規定するなど、客観的な事実を積み重ねて解決しながら審議が進められてきた。最近では義足足部・足継手部を中心に歩行機能特性の計測評価法の規格化が進み、高機能化が進む義足部品の客観的な相互比較に有用な手法が提供され、これを実測できる試験機の製品化を促し、Work Shop での実証試験を通じてフィールド評価結果との比較検証が行われている。また、痲痺した足関節や膝関節の運動をメカトロニクス技術を応用したブレーキ制御により補助することが実現し、日常生活で常時使用できる高機能下肢装具が製品化されている。このような現状に対応して、日本が主導して構造強度試験法および機能計測評価法の規格案の作成に取り組んでいる状況を報告する。さらに TC299 で検討が進められているロボット義肢装具の規格化との関連について述べる。

S1-4　TC168 WG3（試験法）義足部品メーカーの規格化・標準化への取組

○大塚 滋、後藤 学、鳥井 勝彦
株式会社今仙技術研究所 技術部技術二課

日常生活で使用される義足部品は高い構造強度と使用者の負担とならない重量（軽量さ）が求められる。常に二律背反の関係となる両者の良好なバランスを取るための規格・標準化は非常に重要な指標であり、最低限の構造強度を保証するための絶対条件とも言える。

弊社では、製品開発の際にISO（JIS）規格を基に骨格構造義足部品の試験を実施し、製品化前に開発品の構造強度確認を行っている。今回、弊社で実施しているISO規格を基本とした試験方法、それに関連する経験、取組について紹介する。

S1-5　TC168 WG3（試験法）電子制御義足膝継手の開発と規格化・標準化への取り組み

○奥田 正彦、中矢 賀章、藤澤 周示
ナブテスコ株式会社　福祉事業推進部

当社は大腿切断者向けの義足膝継手を製造、販売している。1993年に世界で初めて空気圧を電子制御した義足膝継手を商品化した。最近は、油圧電子制御により四節リンク式義足膝継手を開発した。これらにより通常路面だけでなく、階段、坂道、不整地でも安心して使用できるようになった。また、ソフトウエアや選択機能の充実により、さまざまな生活場面で活用することが可能になった。現在は22か国の代理店をとおして世界各国で販売を行っている。本講演では開発の過程で行った試験評価や国内外の販売で経験したことについて報告する。

S1-6　福祉用具におけるISO/JIS規格の運用の実際と問題点の提起
公的試験評価機関の現状と必要性

○田中 繁
株式会社福祉用具総合評価センター

TC173/WG1におけるシルバーカー規格の例を参考として、福祉用具におけるISO/JIS規格の運用の状況を概観する。現在、福祉用具JISの認証を行える試験評価機関が3組織、実質的に試験を行っている機関が2組織あるが、福祉用具への対応状況は大きく変わろうとしている。その現状と問題点を分析し、これからの体制がどうあるべきかについて、意見を述べることとする。最後に、福祉用具の評価を実践している機関として、福祉用具総合評価センターについて紹介する。

医療・福祉分野における運動解析の最新動向と応用

オーガナイザ：伊藤 彰人、芝田 京子

概　要：井上 喜雄(高知工科大学)

S2-1　ウェアラブルセンサを用いた運動計測・解析手法と医療・福祉分野への適用

○廣瀬 圭
株式会社テック技販、信州大学

慣性センサを搭載したセンサシステムは、小型かつ低価格であり、身体等への着脱が容易であることから、ウェアラブルセンサシステムとして様々な分野への利用が期待されている。しかし、慣性センサから得られる計測情報は3次元の角速度・加速度であることから、分析に用いるためには、様々な計算・変換等を行う必要があり、それらの過程において誤差が発生する場合も多い。本講演では、ウェアラブルセンサシステムから得られる計測情報を用いた運動計測・解析手法および医療・福祉分野への適用について説明する。

S2-2　慣性センサを用いた運動計測とその応用

○辻内 伸好
同志社大学 理工学部 機械システム工学科

靴底に複数の薄型三軸力覚センサを内蔵したサンダル型の計装靴と、下肢に装着する加速度、ジャイロ、地磁気センサからなるMEMS型慣性センサを組み込んだ姿勢センサから構成されるウエアラブルな運動計測装置を開発した。計測環境の制約を無くし、歩行中の床反力や関節角度といった歩行因子が計測可能なため、歩行障害者のリハビリテーション治療など日常生活を反映した長時間における自然な状態での歩行計測も可能となる。本装置を片麻痺患者の歩行特性の評価に用いた例や手指の運動計測への慣性センサ応用についても述べる。

S2-3　医工連携による簡易型動作解析システムの開発と現場適用

○高橋 正樹
慶應義塾大学 理工学部 システムデザイン工学科

レーザレンジセンサを用いた簡便かつ解析に耐えうる精度で情報を取得可能な動作解析システムを開発した。歩行時の脚のモデルを導入したカルマンフィルタにより被験者の各脚を追跡しながら、位置、速度を取得可能であるため、解析することで着床、離床の判定も可能である。レーザーを用いているため計測時は、被験者は何も装着することなく計測が可能であり、簡便かつ実用性の高いシステムである。

医工連携により実施した高齢者、パーキンソン病患者を被験者とした計測実験の結果得られた知見について紹介する。

保健医療福祉介護領域における分野横断的なアプローチ
―メンタルヘルスからの示唆―

伊藤 弘人
国立精神・神経医療研究センター精神保健研究所・社会精神保健研究部・部長

保健・医療・福祉・介護の領域は、高度に専門分化した領域のひとつで、大会テーマである分野横断的なアプローチは難しいと考えられてきました。たとえば臨床家である医師、看護師やコメディカルは、国家資格に基づいてそれぞれ独立・分業しています。また、医療保険や介護保険で提供されるサービスの価格は公定（診療・介護報酬）で、「誰が何をしたか」に応じた出来高で支払われています。行政側も、各領域の個別の制度の運用を分業化しており、統合的なアプローチは想像を超えた長い道のりがあると考えられてきたのです。

しかし、近年この考え方を改めなければならない事態が続いています。第1に医療安全です。2000年前後から国内外で医療事故の問題が社会問題化し、医療事故は個人の責任に期すのではなく、組織総体として取り組むべき課題であるという考え方が浸透してきました。第2は高齢化の急速な進展です。日本人口に占める65歳以上人口の割合は、2005年前後に世界一となり、今後50年以上にわたり世界一を独走することが確実です。高齢になると複数の慢性疾患を合併・併発することは珍しくなく、それぞれの専門医療を統合する必要性が認識されつつあります。第3は、火急の課題としての持続可能な社会保障制度づくりです。高齢化に伴いサービス需要は増加する一方、国の借金を返済するためには歳出を抑制しなければなりません。2022年には団塊世代が医療ニーズが高まる75歳を迎えます。重複を排除したり、優先順位付けをするなどの「改善」を通して、保健・医療・福祉・介護サービスの「生産性」を高め、持続可能な社会保障制度に再構築していかなければなりません。

ここで重要なのは、「生産性」を向上させる方法は、「改善」によるコスト削減だけでなく、車の両輪として「イノベーション」が重要である点です。イノベーションは、従来とは異なる見方をすることによって、また新しいことを付加することによって生まれます。イノベーションにより、サービスの付加価値を高めることが不可欠で、生活生命支援医療福祉工学系学術団体関係者の役割は大きいと考えています。

保健・医療・福祉・介護の領域においては、新しい診断・治療の技術の開発をはじめ、センサーなどのモニタリングの技術や、ロボットなどの支援・補助の技術などが開発されてきました。近い将来は、医療情報の取扱いに情報通信技術がさらに活用されていくでしょうし、人工知能が診断・治療技術に組み込まれる日も遠くないでしょう。メンタルヘルスの技術も構造化され、生産性が向上していくと考えられます。

保健医療政策に約25年間関与してきた研究者として最後に申し上げたいのは、現代の保健・医療・福祉・介護領域におけるイノベーションの核心は、前述した3つの課題の解決に直結したものだということです。このイノベーションが、いつどの領域で始まり、どのタイミングで広がるのかはまだわかりませんが、遠い将来ではないでしょう。ぜひ、お力を貸していただきたいと思います。

ロボット・ITC技術の活用による障害者支援
―現場での担当者を迎えて―

オーガナイザ：花房 昭彦

S4-1　高齢者を対象とした情報伝達ロボットの臨床評価　―家庭環境への導入事例―

○齋藤 大輔
国立障害者リハビリテーションセンター研究所 福祉機器開発部

S4-2　車椅子取付型ロボットアームのコストベネフィット評価

○中山 剛
国立障害者リハビリテーションセンター研究所 障害工学研究部

S4-3　障害者就労支援を目的としたテレプレゼンスロボットの実証評価

○山口 純
株式会社MTヘルスケアデザイン研究所、芝浦工業大学脳科学ライフテクノロジー研究センター 客員研究員

S4-4　東京都障害者IT地域支援センターでの取り組み事例、テレプレゼンスロボットを使用した遠隔就労の事例 ―テレプレゼンスロボットによる新潟からの遠隔発表―（予定）

○堀込 真理子、斉藤 恵司
東京都障害者IT地域支援センター

オーガナイズド
セッション

OS1

9月16日㊏　10：30～12：00　B会場（125）

ブレインマシンインターフェースによる機能支援

司会：神作 憲司（国立障害者リハビリテーションセンター）
平田 雅之（大阪大学）

OS1-1　体内埋込型ブレインマシンインターフェース

○平田 雅之
大阪大学国際医工情報センター 臨床神経医工学

ブレインマシンインターフェースは脳と機械の間で信号をやり取りする技術であり、身体障害者の障害された機能を代替する治療法として期待されている。我々は頭蓋内に電極を留置して正確な脳波（頭蓋内脳波）を計測し、これを人工知能技術の中核技術である機械学習法を用いて解読し、ロボットアームや意思伝達装置を操作する技術を確立した。現在、ワイヤレス体内埋込装置を開発しており、これを筋萎縮性側索硬化症の患者さんを対象として長期間埋め込んでBMIの臨床研究を行い、実用化を進める計画であり、その進捗状況を報告する。

OS1-2　Kinect v2を用いた嚥下運動の非侵襲的定量化

○橋本 洋章[1)2)]、平田 雅之[1)2)]、亀田 成司[1)2)]、柳澤 琢史[1)2)]、押野 悟[1)]、吉峰 俊樹[2)]、貴島 晴彦[1)]
1）大阪大学大学院医学系研究科 脳神経外科、2）大阪大学国際医工情報センター 臨床神経医工学

臨床で行われている標準嚥下検査は嚥下造影検査、嚥下内視鏡検査といった侵襲度の高いものであり、また嚥下運動を簡便に定量化することはできない。嚥下リハビリの現場でも嚥下運動の評価は評価者の主観によっている。そこで我々はKinect v2のモーションキャプチャー機能を用い嚥下時の口と喉頭の運動を計測した。嚥下時間を特定するために被験者の頸部にインピーダンス計測用の電極と喉頭マイクを装着し同時にKinectによる計測を行った。その結果、嚥下による口から喉頭への運動を定量化することに成功したので報告する。

OS1-3　寝たきり高齢者の快適な臥床環境と介護者の負担軽減を目指した自動体位変換クッションの開発　―第1報―

○大村 優華[1)]、日下部 華苗[2)]、松橋 俊彦[3)]、平田 雅之[4)5)]
1）大阪大学大学院 医学系研究科 保健学専攻、2）関西医科大学附属病院、3）大阪大学 産学共創本部、
4）大阪大学 国際医工情報センター 臨床神経医工学、5）大阪大学大学院 医学系研究科 脳神経外科学

寝たきり高齢者の褥瘡予防と介護負担軽減のため、自動体位変換機能が活用されている。しかし、介護者の大きな負担となっているものの一つにオムツ交換もある。そこで、自動体位変換機能に加えてオムツ交換機能を有するエアクッションを開発することとした。まず看護師が行う体位変換とオムツ交換の様子を動画撮影し、それに近い動きを再現できる構造について検討した。その結果、エアクッションを複数のモジュールに分割し独立に制御する機構（特許出願中）を考案し試作品を作成した。第1報では開発の経緯と試作品について報告する。

OS1-4　BMI型環境制御装置「B-assist」の開発とそのユーザビリティ評価

○高野 弘二[1)]、小松 知章[1)]、神作 憲司[1)2)]
1）国立障害者リハビリテーションセンター研究所 脳機能系障害研究部 脳神経科学研究室、
2）電気通信大学 脳科学ライフサポートセンター

我々は、麻痺を伴う患者・障害者の自立支援に向けて、脳波を用い生活環境制御やコミュニケーション補助を可能とするブレイン－マシン・インターフェイス（BMI）型環境制御装置の実用化に向けた研究開発を行っている。本発表では、開発したBMI型環境制御装置「B-assist」の各種機能について、及び機器のセッティングを行う患者家族・ヘルパー等の介助者を対象として新旧「B-assist」のユーザビリティを比較評価した結果について報告する。

OS1-5　上肢アシストスーツに対する脳波筋電ハイブリッド制御

○川瀬 利弘[1)2)]、小池 康晴[2)]、神作 憲司[1)3)]
1）国立障害者リハビリテーションセンター研究所 脳機能系障害研究部 脳神経科学研究室、
2）東京工業大学 科学技術創成研究院 バイオインタフェース研究ユニット、3）電気通信大学 脳科学ライフサポート研究センター

我々はこれまで、作業療法様動作をアシストするブレイン－マシン・インターフェイス（BMI）型上肢アシストスーツ「BOTAS」を開発し、定常視覚誘発電位（SSVEP）等の脳波や、表面筋電位による操作を可能としてきた。さらに我々は、この脳波・表面筋電位ハイブリッド制御手法を組み込んだ、日常生活での使用を目指した軽量な BMI 型上肢アシストスーツ「BRENDA」の開発を行っている。本発表では、これらで用いた脳波・筋電ハイブリッド制御手法について、及び健常者と頚髄損傷患者・脳卒中患者における評価結果について報告する。

OS1-6　討　議

ME との半世紀の歩み
―明徳を明らかにすることを目指して―

福井 康裕
東京電機大学 名誉教授

近年、フロンティア ME（生体医工学）とも言うべき大きな変革が起きつつある。この創生の鍵を握るのが、新しく参入する学生や若手研究者である。本稿が彼らの「道しるべ」として少しでも参考になるならば幸いである。内容は「アメリカ留学での思い出」と「東京電機大学への転身」を中心としてまとめてみたい。ただ、これらに関しては今まで既に生体医工学、人工臓器、ライフサポート学会誌などで掲載しているので、その全文あるいは一部を転載することをお許し願いたい。

1. アメリカ留学での思い出

1969年の暑い夏、アメリカ中西部 Michigan 湖の西に位置する Madison 市にある Wisconsin 大学へ向けて車を走らせていた。そのひと月前の7月、NASA（米航空宇宙局）のアポロ計画により、初めて人間が月への到達を成し遂げ、世界中がロケットブームに湧いている時でもあった。当時、Chicago の南東にある Purdue 大学に修士課程大学院生として留学中であった。NASA から研究助手奨学金の援助を受けることができ、ロケットプロジェクトに従事していた。Purdue 大学留学中の思い出として、根岸英一博士との出会いがある。博士は2010年に触媒クロスカップリングによりノーベル化学賞を受賞された。当時は無名のポスドク研究員として、黙々と研究に没頭されていた。無類のゴルフ好きで、私のゴルフの師匠でもあった。Purdue 大学は36ホールの広大なゴルフ場を所有していた。休日になると、根岸師匠の特訓を受けながら、数ドルの安いプレイ費で1日中ラウンドした。いま顧みると、ゴルフという息抜きがなければ、とても留学という厳しい状況を乗り切れなかったと思われる。

そのころの日本の大学は学生運動が荒れ狂って、とても勉学などが出来る状況ではなく、異国で勉学できる環境下に自分が置かれたことを、本当に感謝した。しかし一方、ベトナム戦争は熾烈をきわめ、人間の命の尊さを思い知らされた時期でもあった。そして、自分の従事しているロケットの研究に少々疑問を感じ始めていた。大学院修士課程を終えて、Ph.D.（博士）課程に進むに際して、私はこれから何をなすべきか、悩んで過ごしていた。その頃、アメリカに“NASA Spin Out 族”と称される人々が現れ始めた。月への人間到達という偉業を成し遂げた NASA だが、ベトナム戦争でアメリカ国家財政が疲弊して、次に待ち受けていたのは航空宇宙関係国家予算の削減であった。NASA の科学技術者達が退職を強いられ、大学・民間企業などに次々と Spin Out（転身）していた。これによって、航空宇宙の高度科学技術が、生体医工学分野へ急速に移転されることになった。

Wisconsin 大学においても生体医工学という新しい学際分野が開設されることになり、これからの自分の研究をここで再燃する以外にないと確信した。こうして Purdue 大学から、Wisconsin 大学 Ph.D. 課程に移籍、生体循環動態のシミュレーション解析に挑戦し、Ph.D. の学位論文をまとめた。その後、ポスドク研究員の招聘を受け、California（San Diego）大学医学部麻酔科に移籍し、2年間在籍することになる。手術中の生体の管理や、重症患者の監視などに臨床現場で直に接する機会を得たことは、貴重な経験であった。

2. 東京電機大学への転身

約7年間のアメリカ留学を終え、日本に帰国し、富士通㈱に3年ほど在籍する。病院へのコンピュータ導入に主として携わった。しかし、頭の片隅では、アメリカでの自由だった学究活動の魅力に忘れ難い思い出を持ち続けていた。そんな折に、日本エムイー学会（現生体医工学会）の大会で出会ったのが、その当時東京電機大学学長の阪本捷房先生であった。先生は日本エムイー学会の創始者であり、初代会長でもある。東京電機大学で新学部を創設することになり、助教授の誘いを受けた。そこで、大学へ転身することになった。

着任した理工学部で、新研究室の立ち上げを始めたが、なにもかもがゼロからの出発であった。研究は生体医工学分野を目指すこととした。しかし、教育に関しては、私自身が大学での教育経験皆無であり、その方針が未定であった。“そもそも大学の教育の目的は何か”という命題に対して、自問自答することから始めた。この答えのヒントを与えてくれたのが、中国の古い書物『大學』である。そこに“大學の道は**明徳**を明らかにするに在り”（**明徳**とは生まれながらに持っている個人の才能）と書かれている。この明徳思想は私の従来から漠然と持っていた教育思想に最も合致すると思われ、研究室の教育研究の基本理念とした。研究室は一応曲がりなりにもスタートすることができた。その後の約40年間に渡り、生体医工学分野の研究開発に携わった多くの Bloody Engineer（血まみれの工学者）が巣立っていった。研究室を卒業した学生の総数は444名である。なかでも、私の指導の下で、18名の教え子たちが博士（工学）学位を取得した。これからの日本を支える基幹産業は人間の生命・生活を支援する生体医工学技術であると期待されている。未来社会において、若い諸君がますます活躍することを期待したい。

OS3

9月17日(日) 9:30～10:45 A会場(124)

司会：井上 淳(東京電機大学)
藤谷 順子(国立国際医療研究センター)

医療福祉分野の研究・機器開発におけるニーズ・シーズのミスマッチとその解決

OS3-1 医療・福祉工学研究におけるニーズ・シーズのミスマッチの現状とその問題点

○井上 淳
東京電機大学 未来科学部 ロボット・メカトロニクス学科

近年、医療・福祉と工学の結びつきは、以前よりもいっそう強くなってきている。そういった活動を支援するような公的なシステムも多数出来上がってきている。しかしながら、実際の機器の開発や研究が臨床導入段階まで進む割合はそれほど多くなく、実用化してもその後病院の隅で眠ってしまうような場合も多々ある。本講演では医療福祉機器開発の現状と、その問題点を明らかにし、そこから見える解決の糸口について触れることで、本オーガナイズドセッションの他の発表への導入とする。

OS3-2 障害当事者のニーズに基づき自立支援機器開発を行う人材育成手法 ―ニーズ & アイデアフォーラム―

○琴坂 信哉[1)]、小野 栄一[2)]
1)埼玉大学 大学院 理工学研究科 人間支援・生産科学部門、2)国立障害者リハビリテーションセンター研究所

真に障害当事者の問題を解決する支援機器を開発するためには、支援の現場のニーズを踏まえた開発が必要である。しかし、現場と工学の連携が行われることは少なく、実用化にこぎ着けた機器は大変少ない。この問題の原因は、ニーズとシーズの結びつけの問題だけではなく、医療・福祉の現場と開発サイドの間での常識の相違があることに当事者が気づけていないところにある。そこで、本講演では、上記の問題解決を目指した人材育成手法を開発し、3年間に渡って実践した結果を報告する。

OS3-3 高齢者の慢性運動器疾患の改善に向けた下肢筋力測定・訓練装置の開発と医工連携活動について

○縄田 厚
アルケア株式会社

変形性膝関節症の治療と予防において高齢者の運動能力等の因子が大きく関連するといわれているが、その発症・進行のメカニズム等の解明が課題であった。またリハビリテーションにおいて高齢者・患者の理解がいたらず十分な効果が得られないことが課題であった。

これらの課題に対して、医療従事者と連携し、研究・開発・疫学及び発信を進めることで、新たな医療証明と製品開発とつなげる事が可能となった。

今回、着手初期から市場展開までの活動と成果・課題について報告する。

OS3-4 倫理審査申請の準備のためのガイドラインについて

○梶谷 勇[1)]、宮腰 清一[1)]、三輪 洋靖[1)]、脇田 優仁[1)]、本間 敬子[1)]、角 保志[1)]、松本 治[1)]、松本 光司[2)]、諏訪 基[3)]、山内 繁[3)]
1)国立研究開発法人 産業技術総合研究所、2)日本自動車研究所、3)日本ロボット工業会

介護領域におけるロボット開発が盛んにおこなわれているが、ロボット開発事業者の中には人対象の研究や開発になれていないところも多い。効率よく開発を進めて実証試験を実施してもらうために、人対象の研究の経験が少ないロボット開発事業者を対象とし、倫理審査申請に向けた準備において事前に知っておいたほうが良い情報を取りまとめたガイドラインを策定した。そのガイドラインの紹介に加え、策定の中で行われた議論の内容について概略を紹介する。

OS3-5　リハビリテーション医療現場における機器開発とその実用化

○藤原 俊之
順天堂大学大学院医学研究科リハビリテーション医学

リハビリテーション医学は障害を primary に扱う医学であり、機能障害の最大回復と介助量の軽減により QOL を改善させることを目的としている。テクノロジーの開発が直接患者さんの生活に寄与できる可能性があり、医工連携が最も盛んな分野である。現在までに我々は新たに開発された電気刺激治療機器を用いて脳卒中片麻痺患者の上肢機能障害の改善を図る治療法である Hybrid Assistive Neuromuscular Dynamic stimulation（HANDS）therapy や、脊髄刺激により脊髄歩行関連回路を歩行運動にあわせて刺激する FAST walk 等を開発し、臨床に応用してきた。

OS4

9月17日(日) 9:30～10:45 C会場(126)

フルードパワーを利用した医療・福祉システムの開発

司会：齋藤 直樹(秋田県立大学)
嵯峨 宣彦(関西学院大学)
高岩 昌弘(徳島大学)

OS4-1 歩行を支援する障害児用空電ハイブリッド型移動支援機器の開発

○佐々木 潤
滋賀県立大学大学院 工学研究科 機械システム工学専攻

自身の意思による移動を困難とする子どもたちに向けた、移動体験を提供する研究がこれまでに実施されてきた。本研究ではそのような子どもたちを対象とした、歩行を支援する障害児用空電ハイブリッド型移動支援機器の開発を目的とする。本稿では、脚部の歩容を支援する極めて軽量なソフトアクチュエータの設計、歩行の移動を支援する電磁モータの搭載、およびそれらを用いた協調動作による歩行の生成を可能とする機体の開発について述べる。

OS4-2 整形外科手術における新たなターニケットの開発に関する研究

○雨宮 将太[1)]、武井 裕輔[1)]、前田 浩行[2)]、諸橋 達[2)]、神田 章男[2)]、岩瀬 秀明[2)]、金子 和夫[2)]、
前田 睦浩[3)]、寺阪 澄孝[4)]、下大川 丈晴[4)]、三井 和幸[1)]
1)東京電機大学大学院工学研究科、2)順天堂大学医学部付属病院、3)医療法人社団山本・前田記念会 前田病院、
4)三洋金属工業株式会社

本研究の目的は新たなターニケットを開発する事にある。ターニケットとは、整形外科手術の際にカフを用い空気圧により駆血を行う装置である。これを使用する際の駆血圧は医師が経験的に設定する場合が多く、患者に後遺症が発生することが問題視されている。この問題に対し駆血圧の調整による解決の可能性を見出したが、従来の空気圧による駆血圧の調整は困難であった。そこで我々は空気圧に代わる駆動源として、印加電圧に応じて吐出圧の調整が可能という従来には無い特徴を有する EHD 現象を応用した新たなターニケットの開発を行った。

OS4-3 空気圧システムによる車椅子座位姿勢補正機構の開発

○齋藤 直樹[1)]、高橋 義輝[2)]
1)秋田県立大学 システム科学技術学部 機械知能システム学科、
2)社会医療法人 青嵐会 介護老人保健施設 グランフドファミリー西目

介護施設等での車椅子利用者の中には、利用中の座位姿勢が左右に傾く場合がある。この状態が長時間に及ぶことで腕や胸部を圧迫するため、座位姿勢を垂直に戻すことが必要である。しかし車椅子利用者の中には運動機能の低下のために自力で戻せない場合や、現場の介護者不足により発見対応が遅れることなどもあるため、このような姿勢補正動作を自動的に行う空気圧を利用したシステムを開発している。本講演では、求められている補正動作と、これを実現するための空気圧システムの概要について提案する。

OS4-4 空気圧シリンダを用いた足関節リハビリ機器の機構設計

○土井 敦士
関西学院大学 理工学部 人間システム工学科

近年、高齢者の人口が急激に増加しており、それに伴って脳梗塞の患者数も増加している。脳梗塞は主として手足の運動障害を引き起こし、その症状は多様である。そのため、患者の運動機能回復のためのリハビリ機器も症状や回復度合いに合わせて対応する必要がある。本研究室では回復度合いに合わせて介助者なしに使用できる空気圧シリンダを用いた足関節リハビリ機器の開発を行っている。今回はリハビリ機器の機構設計について説明する。

OS4-5　装着者の体重を用いた空気式歩行支援シューズの開発

○高岩 昌弘
徳島大学

高齢者のつまずきによる転倒を防止するため、歩行時の遊脚期における足関節部の背屈動作を能動的に支援する歩行支援シューズを開発する。一般に能動支援のためにはエネルギー源の確保が必要となり装置の大型化やコストの増大を招くことが懸念される。本研究では、装着者自身の体重（位置エネルギー）を利用して足底部に設置したフットポンプを踏んでポンプ内の空気を圧縮し、提案するアクチュエータを駆動してバネの位置エネルギーに変換し、背屈時に足関節部にトルクを発生する。提案する装置の有効性を実験により検証する。

OS5-1 嚥下音のウェーブレット変換に基づく官能評価の試み

○可児 雅弥[1)]、古滝 莉加[1)]、望月 勇太[2)]、山内 忍[2)]、本橋 由香[2)]、佐藤 敏夫[1)2)]、阿岸 鉄三[2)]、高橋 常男[3)]
1）桐蔭横浜大学大学院 工学研究科 医用工学専攻、2）桐蔭横浜大学 医用工学部 臨床工学科、3）前 神奈川歯科大学大学院

我々は、頸部に装着した複数の加速度センサを用いて嚥下音を採取し、ウェーブレット変換による時間－周波数解析を行うことで、非侵襲的に嚥下機能を評価する方法を提案してきた。今回の報告では、採取される嚥下音の再現性向上を目的として、嚥下音採取用センサの変更について検討した。また、センサ装着位置についても、嚥下時のセンサの動きを定量化することで、最適な装着位置に関する検討も実施した。さらに、炭酸濃度を変更した複数の炭酸水嚥下時の嚥下音を測定・分析することで、官能評価への適応についても検討した。

OS5-2 Measurement for Pressure Distribution during Handgrip through Flexible Pressure Sensor Sheet

○王 天一
大阪大学 医学研究科 保健学専攻 ロボティクス＆デザイン看工融合共同研究講座

We developed a new flexible pressure sensor sheet which is composed of organic transistors and applied for the visualization for pressure distribution measurement of each finger and palm during handgrip strength.

The pressure sheet was to be wrapped possibly around a pole to measure the pressure distribution when human subjects grasp an object.

As a result, it was found that experimental results were sure to prove the visualization for fingers and palm during handgrip strength measurement.

OS5-3 圧力センサ内蔵型エアマットレスを用いたベッド上姿勢・動作分類の学習手法間比較

○荒木 大地[1)]、野口 博史[1)]、川口 孝泰[2)]、真田 弘美[1)]、森 武俊[1)]
1）東京大学大学院 医学系研究科、2）東京情報大学 看護学部

ベッドからの転落は負荷の大きな医療事故であり、予防が困難である。本研究では転落予測に向け、ベッド上の人の姿勢・動作を圧力分布から推定することを目的に実施した。圧力分布は圧力センサ内蔵型エアマットレスであるLEIOSを用いて取得し、対象者の姿勢・動作を記録した。姿勢・動作は9種類で、各1分間連続して実施するように指示した。取得した圧分布データから、重心変動の周波数、圧分布面積などの特徴量を算出し、SVMおよびRandom Forestを用いて適中率を算出した。結果として各機械学習手法ともに適応可能であることを確認した。

OS5-4 Measurement of Respiration and Heartbeat for Bed Care by using Large-Scale Pressure Sensor Sheet

○丁 憙勇、大野 ゆう子
大阪大学大学院医学系研究科 ロボティクス＆デザイン看工融合共同研究講座

The purpose was to propose measurement of respiration and heart rate for bed care by using a large-scale pressure sensor sheet（PSS）. The system enabled us to realize the continuous noninvasive monitoring method. Through all of experimental results, it was found that the PSS was useful for bed care because it was feasible to measure the RR and HR without any contact, although the change of body posture temporarily affected the system.

OS5-5　「お元気ですかコール」データベースに基づいた在宅コミュニケーションロボットの提案

○赤松 和衡
大阪工業大学大学院 工学研究科 生体医工学専攻

近年人口の高齢化が進み独居高齢者が増加している。そこで、ひとり暮らしを適切に支援する独居高齢者を対象としたコミュニケーションロボットを提案する。辻川らは、独居老高齢者との会話と現状を把握することを目的とした“お元気ですかコール”という取り組みを行っている。このデータから定型的応答であっても独居高齢者に情報を提供し続けることが有効であると考えられるため、コミュニケーションロボットを製作しそれに対する高齢者の評価を調査した。

OS5-6　ナースコール利用履歴ログデータのコール数・センサコール数の病棟間比較

○森 武俊[1)]、野口 博史[1)]、宮原 真紀[2)]、荒木 大地[1)]、小林 康司[3)4)]、真田 弘美[2)]、村山 陵子[3)]、
山本 千恵美[3)]、小柳 札恵[3)]、池川 充洋[5)]
1)東京大学 大学院医学系研究科 ライフサポート技術開発学（モルテン）寄付講座、2)東京大学 大学院医学系研究科 老年看護学分野、
3)東京大学 医学部付属病院 看護部、4)東京大学 大学院医学系研究科 社会連携講座アドバンストナーシングテクノロジー、
5)ケア環境研究所

病院のナースコールの記録履歴を分析し、主診療科の異なる病棟の間のコール数・種別を比較した。コール数が多くなる要因を探索することで、病棟の安全、看護師の繁忙度の軽減、患者の QOL の向上を達成する方法を考察することを目的としている。ある大規模病院の3年間のナースコールの総数の多い病棟は1）老年病科、2）神経内科・呼吸器内科、3）脳外科の順であった。コール数が多い病棟の増分は離床センサなどのセンサを接続し自動コールを行うための種類によるものであった。

OS5-7　病棟における警報優先度評価方法についての基礎的検討

○星 善光
東京都立産業技術高等専門学校

医療現場には警報を備える多くの医療機器が存在し、医療従事者は複数の警報に対峙している。警報優先度は業務中の経験により決定されるが、優先度が必ずしも正しいとは限らない。警報優先度の評価は重要だが、複数の警報が存在する環境において、客観的に警報優先度を評価することは困難である。本研究では複数の警報が存在する環境における優先度評価方法について、ナースコールを例として検討することを目的とした。本報告では、警報についての知見をまとめ、警報優先度を決定する要因と評価方法について検討した結果を報告する。

OS5-8　討　議

OS6

9月15日㈮　13：00～14：30　A 会場（2-101）　　司会：山下 和彦（大阪大学大学院）

高齢者の歩行機能改善のための地域活動と工学技術

OS6-1　簡易型時空間・力学的歩行解析システムの開発と高齢者の TUG 計測への適用

○江口 僚[1)]、萬 礼応[2)]、高橋 正樹[3)]
1）慶應義塾大学大学院 理工学研究科 開放環境科学専攻、2）慶應義塾大学大学院 理工学研究科、
3）慶應義塾大学 理工学部 システムデザイン工学科

我々はレーザ測距センサ（LRS）を用いて、歩行中の歩幅、歩隔等の空間パラメータを簡易に計測可能な歩行解析システムを提案し、高齢者の TUG の計測に適用することで、認知機能と運動機能・旋回動作時の歩行戦略の関連を調査してきた。本研究では、同システムにインソール型足底圧計測装置（iPMS）を組みわせ、支持脚時間や歩行率等の時間パラメータと、床反力や COP 等の力学パラメータを同時に計測可能なシステムへ拡張する。このシステムにより高齢者の多面的な歩行解析が実現し、ビッグデータの解析による新たな知見の創出が期待される。

OS6-2　高齢者の足病リスク推定のための足部特徴量評価システムの開発

○山下 知子[1)]、山下 和彦[1)]、山田 憲嗣[1)]、大野 ゆう子[2)]
1）大阪大学大学院 医学系研究科 バイオデザイン学共同研究講座、2）大阪大学大学院 医学系研究科 保健学専攻

変形性膝関節症などの関節疾患は国内に3,000万人以上存在すると推定され、多くが足部に変形をかかえている。医療機関で足部は脚部レントゲンで撮影されているが、地域で足部を定量的に計測する機器は見当たらない。そこで本研究では、足部の定量的評価を行うシステムを開発した。本システムでは足部周囲を撮影し、足部外観を3次元再構成し、足部の特徴量の定量的評価を行う。本システムによる足部評価の有効性について発表する。

OS6-3　高齢者の生活におけるフットケアの必要性について

○伊藤 啓子
一関市病院事業

一関市病院事業ふじさわデイサービスセンタでは、歩行機能の維持向上を目指しメディカルフットケアを実施しています。高齢者介護の現場では、身体機能の維持向上、転倒予防を図る為に「筋力の向上」にのみ着目されがちでありますが、体を支える足底圧が安定することでさらに運動効果が期待できると考えられます。そのために足爪や、足の状態を過大分析することが重要ですので、健康寿命を延ばす為には、メディカルフットケアが高齢者介護の現場で標準化されていくことが望ましいと考えております。

OS6-4　歩行機能向上のための支援・計測技術の効果

○山下 和彦
大阪大学大学院 医学系研究科 バイオデザイン学共同研究講座

中高年の糖尿病などの慢性疾患、変形性膝関節症などの整形外科的疾患、MCI を含む認知症の対策が求められる。これら疾病予防や改善に歩行機能の向上や歩数を増加させることが有効だと報告されるが、大規模に介入し、歩数、活動性、身体機能や体組成の改善、医療費などの医療経済的効果については十分に明らかではない。本研究では、ICT を用いた健康マイレージシステムを開発し、1,800 人の中高年者に18か月間介入した効果について明らかにすることを目的とした。その結果について報告する。

OS6-5　指定発言
歩行に影響を与える外反母趾の発生メカニズムと治療方法

OS6-6　指定発言
歩行に影響を与える外反母趾の発生メカニズムと治療方法

OS7-1 重度上肢麻痺患者に対するIVES外部アシストモードの有用性

○岩代 賢人
特定医療法人茜会 北九州市立門司病院

近年、軽度から中等度上肢麻痺に対する随意運動介助型電気刺激装置IVESのパワーアシストモードの研究報告は積極的に行われているが、外部アシストモードの研究報告は少なく、重度上肢麻痺患者の治療法としても未だ確立されていない。そこで、重度上肢麻痺を呈した症例3名に対して外部アシストモードを使用することで若干の知見が得られたので報告する。

OS7-2 経頭蓋的磁気刺激による機能局在マッピング手法を用いた大脳皮質運動野の機能評価

○清水 悠功
芝浦工業大学 理工学研究科 システム理工学専攻

経頭蓋的磁気刺激法(TMS)によって大脳皮質一次運動野を広範囲に刺激すると、刺激の位置に応じて運動誘発電位のサイズが変化する。この時の刺激位置－誘発電位サイズの関係性を描出することで一次運動野の脳機能局在マップ(TMS mapping)を得ることができる。我々は従来手法の計測の時間的コストや精度の限界を克服するため、短時間かつ高精度でマップ描出を行うシステムを開発した。今回の発表では、脳卒中、脊髄損傷、上肢切断など多岐にわたる症例を対象としたデータを参照しながら、開発システムの有用性について考察する。

OS7-3 注意障害における探索行動分析のためのセンサフュージョンシステム

○殿村 隆太
首都大学東京 シンテムデザイン研究科 知能機械システム学域

注意障害は注意を一定に向けることが困難である。これは注意障害説と呼ばれ、注意を解放して移動することが患者にとって困難であることから現れる症状である。そこで患者が注意障害を診断する課題に取り組んでいる際、目標を認識し、行為に移す間の探索する挙動に注目する。タッチインターフェース、三次元距離センサを用いて計測を行い、手先、筆圧、頭部の挙動などからどのようなアプローチで探索をするか分析を行う。

OS7-4 中枢神経疾患患者に対するロボットスーツを用いた運動療法の検証

○松田 雅弘
城西国際大学 福祉総合学部 理学療法学科

中枢神経疾患(脳卒中・脳性麻痺)患者に対してロボットスーツHALがバランス・歩行機能に効果的とする報告は多い。さらに、歩行機能の改善だけではなく、目的別に運動療法を実施することで、立ち上がり動作、立位保持、移乗動作の改善にもつながる。ロボットのアシスト量や課題を工夫するためには、身体機能評価(技術的な面を含む)が重要であり、その評価がロボットスーツの運用を可能にし、リハビリテーション効果を高めることにつながる。

OS7-5　半側空間無視の注意誘導を促す3D-VR型可動スリットの動的環境への適応

○齋地 健太[1)]、安田 和弘[2)]、岩本 晃[3)]、室井 大佑[4)]、岩田 浩康[1)]
1）早稲田大学大学院 創造理工学研究科 総合機械工学専攻、2）早稲田大学 理工学術院 総合研究所、
3）早稲田大学 創造理工学部 総合機械工学科、4）医療法人鉄蕉会 亀田リハビリテーション病院

脳卒中の後遺症である半側空間無視に対して、我々は注意の解放と移動を促す3D-VR型可動スリットを開発し、遠位空間における身体中心無視の改善を報告した。しかしながら、これまでのVR空間は静的空間であり、患者が経験する移動中の視覚入力とは情報処理過程が完全には一致しない。そのため、患者が障害物へ衝突する等の極めて重要な問題に働きかけるには不十分であることが予測される。そこで本研究では、横断歩道通行場面に3D-VR型可動スリット実装し、動的かつ複雑性の高い環境にてシステム適応を試みたので報告する。

OS7-6　没入型VRによる下肢運動錯覚がミラーニューロンシステムに与える影響

○平井 大智[1)]、福嶋 勇太[2)]、安田 和弘[3)]、大橋 洋輝[4)]、岩田 浩康[2)]
1）早稲田大学大学院 創造理工学研究科 総合機械工学専攻、2）早稲田大学 創造理工学部 総合機械工学科、
3）早稲田大学 理工学術院 総合研究所、4）東京慈恵会医科大学

鏡療法（MT）は、ミラーニューロンシステム（MNS）や運動関連領野を賦活するためのリハビリ手法である。しかし鏡療法では、健側を使用するがために半球間抑制により患側半球の機能を抑制する可能性が否めない。そこで本研究では、健側動作を必要とせずMNSの賦活を促すための運動錯覚提示装置の開発を行った。本報告では、患者の生活自立に不可欠な下肢運動に着目し、提案装置によるVR映像提示の有無におけるMNS活動を脳波計（EEG）を用いて定量化したので報告する。

OS7-7　脳卒中後歩行・バランス障害に対する経頭蓋直流電気刺激の応用

○万治 淳史[1)2)]、網本 和[2)]、松田 雅弘[3)]、和田 義明[4)]、稲葉 彰[5)]
1）埼玉みさと総合リハビリテーション病院、2）首都大学東京大学院、3）城西国際大学、4）玉川病院、5）関東中央病院

近年、脳卒中後リハにおける経頭蓋直流電気刺激（tDCS）の応用が進んでいる。対象となる障害は上肢麻痺、半側空間無視、失語など多岐に渡るが、生活動作において重要となる歩行・バランス能力を対象とした研究は少ない。歩行・バランス能力や脳卒中後障害の回復には補足運動野の役割が重要であると報告されている。我々は脳卒中後患者に対し、補足運動野へのtDCSと部分免荷トレッドミル歩行練習の併用療法の効果について検証たため、報告する。合わせて、効果の機序や適応についての詳細な分析といった今後の課題についても提示したい。

OS7-8　触覚・視覚フィードバックを組み込んだ手の感覚機能訓練システムに関する研究

○武田 桂祐[1)]、萩原 悠太[2)]、李 虎奎[2)]、斉藤 之男[2)]、山本 紳一郎[1)]、米田 隆志[1)]
1）芝浦工業大学大学院 理工学研究科、2）芝浦工業大学 システム理工学部

本研究では、麻痺患者に対して運動機能と感覚機能の回復を目的とした、リハビリテーション装置およびそのシステムの開発を行っている。本システムは使用者が装置に設置された円柱状のゴムチューブを把持することにより、その中の歯車が手のひらに機械的刺激を付与し感覚機能の回復を促す。さらに、その把持力を計測し、モニタに目標値と同時に表示することで運動機能の回復を促す。本稿では、健常な被験者に対して本システムによる目標値追従実験と感覚点計測実験の結果、およびそれを基にした装置新規設計案の提案について報告する。

OS8

9月16日(土) 9:00～10:45 C会場(126)　　司会：坂尻 正次(筑波技術大学)

視聴覚・発声障害のためのバリアフリー技術

OS8-1 視覚障害者の聴覚空間認知訓練システム

○関 喜一
国立研究開発法人 産業技術総合研究所

視覚障害教育・リハビリテーションにおいて、音情報を利用して周囲の状況を認知する技能(聴覚空間認知)を獲得する教育・訓練はとても重要である。筆者は、仮想空間の中でこの技能の訓練を行うシステムを開発し、2013年4月より視覚障害関係者への提供を開始し、その後継続的にアップデートを行っている。本発表では、訓練システムの開発の経緯から実用後の経過までを概説する。

OS8-2 視覚障害者用横断歩道誘導器の触覚提示システム 第2報　横断歩道の上肢による動的知覚

○岩崎 雄己
東京電機大学大学院 理工学研究科 電子・機械工学専攻

横断歩道や歩行者信号機は主に視覚情報であるため視覚障害者の安全な道路横断には代替の情報取得手段が求められる。本研究では、白杖の使用を前提とし、他方の手に装着して小型カメラ画像から横断歩道・信号灯の検出と振動・点字による触覚提示が可能な横断歩道誘導器の開発を進めた。本報告では、実使用条件を模した屋外環境下にて、歩行時の画像処理と振動提示による横断歩道の検出・通知実験を行い、腕先姿勢維持時と能動的な横断歩道の探索時の横断歩道検出成功数を比較したところ、探索時の成功数が向上したことから考察を報告する。

OS8-3 全盲者のアクセシビリティに配慮した音で作図するタッチスクリーン端末用地図エディタ

○松尾 政輝[1)]、三浦 貴大[2)]、櫻田 仁幸[3)]、坂尻 正次[1)]、大西 淳児[1)]、小野 束[1)]
1)筑波技術大学大学院 技術科学研究科 保健科学専攻 情報システム学コース、2)東京大学 高齢社会総合研究機構、
3)プログレス・テクノロジーズ株式会社 設計開発サービス事業部

視覚経験のない全盲者にとって、二次元地図情報の内容把握は困難である。また、全盲者が作図する際は専用の機器が必要である。そこで本研究の目的を、視覚障害者が音だけを頼りに作図可能な地図エディタを開発することである。これまで、本エディタを視覚障害者向けのゲーム開発ツールとして利用した結果、視覚障害者自身が2次元地図上を移動して遊ぶアクション RPG を開発できた旨を報告した。

本発表では、地図エディタの操作性改良にあたり、タッチスクリーン端末上への実装を行ったので、その結果を述べることとする。

OS8-4 2次元触覚ディスプレイを用いた盲ろう者の歌唱支援のための触覚フィードバックによる音声ピッチ制御

○坂尻 正次[1)]、三浦 貴大[2)]、三好 茂樹[3)]、大西 淳児[1)]、小野 束[1)]、伊福部 達[2)]
1)筑波技術大学 保健科学部、2)東京大学 高齢社会総合研究機構、3)筑波技術大学 障害者高等教育研究支援センター

自身の音声自体の聞き取りに困難を示す程に聴力の低下した盲ろう者・聴覚障害者は、当然ながら自身の音声ピッチを把握することも困難なので、ある程度の音高の正確さを保って歌唱することが難しい。我々はこれまで触覚フィードバックによる音声ピッチ制御に関する知見を集め、触覚ディスプレイを用いた歌唱支援システムを構築し、その有効性を確認してきた。本報告では、新規に採用した2次元触覚ディスプレイによるシステムを新たに開発したので、そのシステムの有効性について論じることとする。

OS8-5　Minskey：全盲者のためのスマートフォン向け小型ソフトウェアキーボード

○三浦 貴大[1)]、坂尻 正次[2)]、大西 淳児[2)]、松尾 政輝[2)]、小野 束[2)]
1）東京大学 高齢社会総合研究機構、2）筑波技術大学 保健科学部

タッチスクリーン端末における視覚障害者向けアクセシビリティは日進月歩で向上している。しかし、多くは晴眼者向けのソフトウェアを単に視覚障害者が使えるようするのみであり、彼らの操作性をさらに高めるための方策が求められる。我々は、全盲者がスクリーンリーダ使用下で効率よく操作可能なボタンサイズは、晴眼者や高齢者に求められるサイズより小さい旨を報告した。このため、本研究の目的を、全盲者が効率よく入力できるソフトウェアキーボードの試作とする。本報告では、作成したアプリケーションの概要と評価結果を述べる。

OS8-6　子供向け地域アセスメント支援ツールによるアクセシビリティマップの多世代共同作成支援

○三浦 貴大[1)]、藪 謙一郎[1)]、荻野 亮吾[1)]、檜山 敦[2)]、廣瀬 通孝[3)]、伊福部 達[1)]
1）東京大学 高齢社会総合研究機構、2）東京大学 先端科学技術研究センター、3）東京大学 大学院 情報理工学系研究科

高齢者や障害者の円滑な移動のため、様々な場所のバリアフリー化が進んでいる。しかし、当事者が事前にこれら状況を知るには、様々な団体が提供した情報を総合する必要がある。一方で、アクセシビリティ状況を発信する団体もあるが、継続的なアセスメントには労力を要し情報更新が滞りやすい。そこで本研究の目的を、実地アクセシビリティ状況共有の効率化システムの実装とする。本発表では、我々が開発した状況共有ツールを小学生向けに改良した上で、彼らと多世代ボランティアが地域点検に本ツールを利用した際の支援効果を報告する。

OS8-7　盲聾学生のための遠隔要約筆記伝達支援ソフトウェアの試作

○大西 淳児
筑波技術大学 保健科学部 情報システム学科

聾学生に要約筆記を行うソフトウェア（iptalk）が情報補償手段の1つとして活用されている。しかしながら、このソフトウェアは、画面確認ができることを前提として設計しているため、盲聾学生が点字ディスプレイで情報を得るには、点字読み取りのための時間と同期がとれず、適切なスピードで情報を提示することができない。そこで、この報告では、盲聾学生の読み取り速度に合わせた提示を行うことを支援するソフトウェアを試作し、その仕様とプロトタイプによる使用評価の概要について報告する。

OS9-1 せん断応力が血栓形成反応抑制に及ぼす血液凝固反応の定量評価

○丸山 修[1)]、川上 滉貴[2)]、村重 智崇[2)]、迫田 大輔[1)]、小阪 亮[1)]、西田 正浩[1)]、山根 隆志[3)]
1)国立研究開発法人 産業技術総合研究所 健康工学研究部門、2)東京理科大学大学院 理工学研究科、3)神戸大学大学院 工学研究科

遠心血液ポンプ内では、インペラの回転によってせん断応力が発生している。低せん断応力域では、血液の淀みにより血栓が形成されるのに対して、高せん断応力域では血栓形成は抑制される。その反応メカニズムについては、血小板の活性化やNO産生が関与しているが、詳細は十分に明らかになっていない、本研究では、一定のせん断応力を負荷できるレオメータを使用し、血栓形成反応の定量評価を行った。また、その反応メカニズムとして、血液凝固第Ⅴ因子が主として関与していることが明らかとなった。これらの成果について発表する。

OS9-2 長期使用後の人工肺内血栓分布と数値解析による推定血流状態との比較検討

○片桐 伸将[1)]、築谷 朋典[1)]、武輪 能明[1)]、水野 敏秀[1)]、巽 英介[1)]、福井 康裕[2)]
1)国立循環器病研究センター研究所 人工臓器部、2)東京電機大学 理工学部 電子・機械工学系

本研究では、膜型人工肺を用いた慢性心肺補助動物実験を実施し、使用後の人工肺内血栓分布を画像処理にて定量化し、抗凝固療法と灌流期間による血栓形成の変化を系統的に評価した。抗凝固療法を施行せずに5週間使用した結果では、直方体状中空糸束からなる人工肺内血液流路の流入側、中央、流出側の血液主流方向に垂直な断面の血栓面積比率が、それぞれ0.15, 0.18, 0.25であった。動物実験と同じ血流量条件で本人工肺内の数値解析を行ったところ、観察された血栓画像と解析による低血流速領域に関して同様な分布傾向が示された。

OS9-3 小動物用外部灌流型人工肺の開発

○山田 拓実[1)]、根岸 宣通[2)]、住倉 博仁[2)]、藤井 豊[3)]、荒船 龍彦[1)2)]、大越 康晴[1)2)]、矢口 俊之[1)2)]、本間 章彦[1)2)]
1)東京電機大学大学院 理工学研究科 電子機械工学専攻、2)東京電機大学 理工学部 理工学科 電子機械工学系、
3)新潟医療福祉大学 医療技術学部 臨床技術学科

本研究では、全身炎症反応などの解明を目的とした、ラットなどの小動物による体外循環実験を可能とする、低充填量の外部灌流型人工肺の開発を目的とした。今回は人工肺の試作、性能評価を行った。試作した人工肺の血液充填量は6.3［mL］、中空糸有効膜面積は0.054［m^2］となった。血液流量30, 50, 70［mL/min］(VQ比=1)、一回通過法で評価したところ(n=1)、最大で、酸素移動量は9.9［mL/min］、二酸化炭素移動量は2.1［mL/min］となった。評価数増加による値の検証、圧力損失の評価が今後の課題と考えられた。

OS9-4 小型遠心ポンプを用いた可搬型血液濾過システムに関する研究

○湯浅 若菜[1)]、大西 直人[1)]、古賀 聡[1)]、山根 隆志[1)]、丸山 修[2)]、山本 健一郎[3)]、松田 兼一[4)]
1)神戸大学大学院 工学研究科 機械工学専攻、2)産業技術総合研究所、3)川崎医療福祉大学、
4)山梨大学 医学部 救急集中治療医学講座

現在透析は、バスキュラーアクセス/動静脈シャントの進歩により、十分な血液流量が確保され、安全に行われている。しかし、ローラーポンプによる血液駆動方式では可搬性に乏しく、緊急にセンター以外で除水を必要とする患者に対しては、可搬型装置を開発する必要がある。そこで、本研究では、血液ポンプに遠心ポンプを用いて小型化をはかり、かつ従来の濾過性能を維持した可搬型血液濾過装置の開発を目的としている。本研究では、血液ポンプ2機種、濾液ポンプ2機種の組み合わせによるフィルター負荷の相違について比較実験を行った。

OS9-5　体外循環磁気浮上血液ポンプにおける浮上回転インペラ不釣り合いの径方向変位への影響

○大野 康平[1)]、増澤 徹[2)]、長 真啓[2)]、佐藤 遼太[2)]、西村 隆[3)]、許 俊鋭[3)4)]
1）茨城大学大学院 理工学研究科 機械工学専攻、2）茨城大学工学部、3）東京都健康長寿医療センター、4）東京大学

我々は、急性心不全患者を対象にした体外循環式磁気浮上型血液ポンプの研究開発を行っている。本ポンプはデバイスの簡略化のために径方向位置について能動制御を行わず、永久磁石の受動安定性により支持している。そのため、拍動時に非制御軸であるインペラ径方向への変位が大きくなることが現在問題となっている。この原因の一つとして、浮上回転インペラの質量の不釣り合いが挙げられる。そこで、人為的に質量中心をずらし径方向変位を測定することで、質量中心不釣り合いの径方向変位への影響を見積もったので報告する。

OS9-6　補助人工心臓のための４軸制御型磁気軸受の開発―３次元静磁場解析による軸受形状検討―

○小泉 綾香[1)]、増澤 徹[2)]、長 真啓[2)]
1）茨城大学大学院 理工学研究科 機械工学専攻、2）茨城大学

我々は体内埋め込みに適した小型な磁気浮上型人工心臓を研究開発している。本研究ではデバイスを小型化するために、ロータを非接触で支持する磁気軸受の構造に注目した。ロータの径方向２軸及び２軸周りの傾きの４軸制御が可能で且つ、大きさがΦ30㎜程度の磁気軸受開発を目指す。今回、３種の４軸制御型磁気軸受を考案し、３次元静磁場解析により各モデルの磁気支持性能を評価・比較した。最も良好な結果を示したモデルの径方向支持力は3.4［N/A］であり、十分なロータ支持性能を有していた。今後、軸受形状を最適化し試作に移る。

OS9-7　動圧軸受を用いた軸流補助人工心臓に関する研究

○赤尾 栄塁[1)]、太田 雅人[1)]、西村 隆宏[2)]、牧田 理紗子[2)]、幸田 陽次朗[3)]、田中 裕史[3)]、山根 隆志[1)]、芳田 直征[1)]、柏崎 寿宣[4)]
1）神戸大学大学院 工学研究科、2）神戸大学 工学部、3）神戸大学大学院 医学研究科、4）八十島プロシード株式会社

本研究は、先行研究の軸流ポンプKAP2の円筒形状インペラに、ステップ動圧軸受を組込んだ軸流ポンプKHAP1が回転するか検証したうえで、流体力学性能および溶血特性について検討した。動圧軸受の組込を行った軸流ポンプKHAP1は問題なく回転し、音も静かであった。流体力学性能については、KAP2と比べ低流量で高い圧力を出すことができた。溶血特性については、溶血指数NIHは回転数の約２乗に比例して増加することがわかり、臨床許容限度（NIH=0.04）の回転数は9,000rpm以下であることがわかった。

OS9-8　補助人工心臓用性能評価試験装置の開発

○関 拓哉[1)]、本間 章彦[1)]、住倉 博仁[1)]、大沼 健太郎[2)]、築谷 朋典[3)]、巽 英介[3)]、片野 和夫[1)]、小島 孝一[4)]、向林 宏[4)]
1）東京電機大学 理工学部、2）桐蔭横浜大学 医用工学部、3）国立循環器病研究センター研究所、4）株式会社イワキ

左心補助人工心臓を開発するために性能試験装置が利用される。本研究の目的は性能試験装置の開発である。生体に近似した波形を再現するために流入出弁が重要であるため、４種類の弁（ダックビルバルブ硬度90・70、アンブレラ弁、アンブレラ弁留め具付）に関して比較検討（逆流率）を行った。結果としてダックビルバルブ硬度90は14.23［%］、硬度70は9.66［%］、アンブレラ弁は14.75［%］、留め具付は4.72［%］であった。アンブレラ弁留め具付きにおいて他の３種類の弁と比較して逆流率が有効であったため、逆流に対して良好な構造であることが示唆された。

OS9-9 探索手法を用いた自律的な補助人工心臓制御：駆動電流を入力指標としたアルゴリズムの検討

○大沼 健太郎[1)]、住倉 博仁[2)]、築谷 朋典[3)]、巽 英介[3)]、本間 章彦[2)]
1)桐蔭横浜大学 医用工学部、2)東京電機大学、3)国立循環器病研究センター

本研究では、確率的探索手法の応用による自律的人工心臓駆動を目指している。これまで、連続流ポンプを用いた簡易な模擬循環試験で、モータ電流のみを入力として、流量低下に対して異なる動作が要求される状況(循環抵抗上昇、流入側の吸い付き)に対して適応的に駆動状態を維持可能なアルゴリズムを構築してきた。今回、補助人工心臓を想定した拍動下での挙動や、試行錯誤的に決定してきた制御指標について検討を行った。

OS9-10 討 議

一般講演

1B1

9月15日㊎　13：00～14：45　B会場（2-102）　　司会：鈴木 真（東京電機大学）

生体通信・電力

1B1-1　コモンモード電流を考慮した液体模擬生体浸漬中の空心偏平型経皮電力伝送トランスの正確な効率測定

○加我 正[1)2)]、柴 建次[2)]
1）東京理科大学 基礎工学研究科 電子応用工学専攻、2）東京理科大学 基礎工学部 電子応用工学部

空心偏平型経皮電力伝送システムは体内の補助人工心臓へ、経皮トランスを用いて非接触で電力供給を行う。伝送効率評価は、経皮トランスを生体を模擬したNaCl水溶液中に漬けた状態で行うが、従来グランドへと漏れ流れてしまうコモンモード（CM）電流が正確な効率測定を妨げていた。本研究では、効率測定中のCM電流の抑制としてCMチョークコイルとフローティング測定のための無停電電源装置を用いた状態で、実測効率と理論効率とを比較検討した。結果、周波数500 kHzにおいて最大電力伝送効率は91.82%, 理論効率93.50%と近い値を得た。

1B1-2　体内埋込型人工心臓用経皮エネルギー情報同時伝送システムにおける8の字型コイルの設計

○河井 卓也、山本 隆彦、越地 耕二
東京理科大学大学院 理工学研究科 電気工学専攻

人工心臓に対する経皮エネルギー情報同時伝送においてエネルギー伝送と情報伝送の相互影響を低減するために、情報伝送用体内外コイルに8の字型コイルを用いる研究がされている。本研究では、総務省で割り当てられている医療用テレメーター用特定小電力無線局の周波数における本装置の適用と小型化を目標に8の字型コイルを設計し、エネルギー情報同時伝送の可能性について検討した。

1B1-3　スパイラルコイルを利用する近距離ワイヤレス通信におけるSARの検討

○山口 諒也[1)]、越地 福朗[1)]、越地 耕二[2)]
1）東京工芸大学大学院 工学研究科 電子情報工学専攻 越地研究室、2）東京理科大学

本研究では、スパイラルコイルの共振結合を利用する近距離ワイヤレス通信における人体手部の近接によるSARの影響を電磁界解析により検討を行った。その結果、送信出力10 mWのスパイラルコイルを用いた場合、手部が10㎜程度に近接する場合であっても、局所SAR値は2W/kgの1/1000以下であり、良好な伝送特性と生体安全性を両立できることを確認した。

1B1-4　骨格筋収縮を用いた体内エネルギーハーベスティング用発電機の設計

○持田 匠
東京工業大学 工学部 機械科学科

体内植え込み型医療機器への給電方法として、電気刺激による骨格筋収縮を駆動源とした体内エネルギーハーベスティングを提案している。これまでに、筋肉と発電機の間に永久磁石を利用した非接触クラッチを設け、それによって平行ばねを振動させ電磁誘導により発電する機構を開発したが、筋弛緩時には発電できない課題があった。今回、平行ばねを1つ増やし、筋肉側のクラッチ用磁石を新たな平行ばねに設置することで筋収縮、弛緩時ともに発電可能な機構を設計した。さらに、発電効率向上に向けた損失原因の検証を行ったので報告する。

1B1-5　人体通信を用いた生体信号伝送の検討

○漆館 竜吾[1)]、越地 福朗[1)]、越地 耕二[2)]
1）東京工芸大学大学院 工学研究科 電子情報工学専攻 越地研究室、2）東京理科大学

近年、健康意識の高まりから、高齢者のみならず、若年層においてもウェアラブルセンサによる日常的な生体情報計測や管理・解析の要望が高まっている。しかしながら、生体情報センサのさらなるスマート化を考えると、センサ同士の通信や外部機器との連携など、生体近傍における高効率通信が必要不可欠である。本研究では、Body AreaNetwork（BAN）技術のひとつである人体通信技術に着目し、人体を介した電気信号伝送特性を検討するとともに、人体通信による安定した心拍データ伝送を実現できることを確認した。

1B1-6　経皮電力伝送の生体組織影響評価を目的とした生体組織の比誘電率測定

○川合 史朗[1)]、柴 建次[2)]
1）東京理科大学大学院 基礎工学研究科 電子応用工学専攻、2）東京理科大学 基礎工学部 電子応用工学科

現在、電磁界解析で広く用いられている人体組織電気定数は1,000 kHz 以下でその値に不確かさが含まれる。本研究では100−1,000 kHz の生体組織電気定数が測定可能な非接触測定器を提案した。まず電気定数が理論的に既知の NaCl 溶液の電気定数測定を行った。結果、生体組織電気定数の測定器として有用であることが示された。また人体組織と同様の電気定数を持つ豚の肝臓の測定を行った。その結果、500 kHz において従来の値の20分の1以下の比誘電率の値が算出された。このことから人体組織の比誘電率も従来の値よりも低い可能性が示された。

1B1-7　折り曲げた半円台形不平衡ダイポールアンテナにおけるスリット装荷による 5GHz 遮断帯域を有する UWB アンテナ

○島崎 勇登[1)]、越地 福朗[1)]、越地 耕二[2)]
1）東京工芸大学 工学研究科 電子情報工学専攻、2）東京理科大学研究推進機構総合研究院

近年、医療・ヘルスケアなどの分野において、3.1～10.6 GHz の周波数帯を利用する Ultra Wideband（UWB）通信技術が、Body Area Network（BAN）技術として注目されている。しかしながら、病院などの医療機関においては、すでに院内無線ネットワークとして、5 GHz 帯無線 LAN が利用されており、UWB 通信と無線 LAN の同時利用には混信などの課題があげられる。本研究では、5GHz 帯の混信を抑えるべく、UWB アンテナにおいて5 GHz 帯に遮断帯域を形成する検討を行った。その結果、放射素子へスリットを装荷することで遮断帯域を形成できることを示した。

1B2-1 EMGによる連続的運動推定のための手指運動の時系列性の検討

○小野 哲[1)]、上野 祐樹[2)]、松尾 芳樹[2)]
1）東京工科大学大学院 バイオ・情報メディア研究科 コンピュータサイエンス専攻、2）東京工科大学

表面筋電位には身体運動の情報が時系列情報として含まれていると考えられ、これを特徴量として抽出することで身体運動の推定精度向上を図る。従来使用されるFNNでは、定常的な姿勢について学習し推定することは可能であるが、時間変化する動作を精度よく推定することが難しい。本研究では推定器にRNNを利用し、姿勢を時系列データとして学習することで、推定精度の向上を図る。

1B2-2 手指リハビリテーション用動作推定のための特徴量・識別器の検討

○松本 航、青代 敏行、堀内 匡
松江工業高等専門学校

我々は手指リハビリテーション機器における筋電位による指動作識別方法の検討を行っている。これまでに筋電位の総和値に対して確率密度関数を適用した特徴量にk最近傍法（k-NN）を用いて指動作識別を行い、高い識別率を得た。しかし、各指動作に対して個別の特徴量抽出式を要するため、リアルタイム性に問題があった。そこで指動作開始時の筋電位に注目した特徴量を新たに追加してk-NN、ニューラルネットワーク（NN）をそれぞれ適用し、識別方法の検討を行った。k-NN, NNによる各平均識別率は77%, 73%が得られた。

1B2-3 モンテジア骨折における手術後の筋電図変化

○白石 麗奈
北見工業大学大学院 工学研究科 博士前期課程 電気電子工学専攻

外傷によっても引き起こされる末梢神経麻痺などの神経障害に対しては、外科手術を行うことも少なくないが、術後リハビリテーションを必要としない場合でも筋力が低下する傾向がある。本研究では左前腕モンテジア骨折にともなう橈骨神経麻痺患者1名に8種類の課題を与え、上肢4か所の筋電図計測を、術後7日目から週2回、1か月間実施した。その結果、手の開閉運動では顕著な回復が認められた。被験者は1名のため再現性の点で限定的ではあるが、これまでに報告されていない訓練データが得られた。

1B2-4 独立成分分析による舌骨上筋群の表面筋電位信号からの舌および顎運動の分離

○平間 計徹[1)]、佐々木 誠[1)]、中山 淳[2)]、大日方 五郎[3)]
1）岩手大学 大学院 総合科学研究科 理工学専攻 機械・航空宇宙コース、2）一関工業高等専門学校 未来創造工学科 機械・知能系、
3）中部大学 工学部 ロボット理工学科

口腔底を形成する舌骨上筋群は、捕食、咀嚼、嚥下、構音などの口腔機能において重要な役割を担い、顎下部からその筋活動を観測することができる。しかし、舌骨上筋群は、舌だけでなく、顎の運動にも関与するため、咀嚼のように舌と顎が協調運動を行う際には、各運動に関連した筋活動が合成された形で観測されることになり、各運動を独立に評価することは困難である。そこで、本研究では、多次元信号の分離手法である独立成分分析を用いて、舌骨上筋群の表面筋電位信号を、舌および顎運動に対応する信号に分離する手法を開発した。

1C1-1　支持面速度に応じた立位時姿勢制御の安定化戦略

○園部 元康、芝田 京子、井上 喜雄
高知工科大学

本研究では、人間の静止立位姿勢の応答特性のモデル化を目的とする。立位人体の支持面を水平に揺動した場合の応答に対して周波数解析を行ったところ、0.1Hz 程度の低い周波数帯域にて支持面の加速度に対して位相が大きく遅れる現象がみられた。我々は、その位相特性が支持面の速度に応じた目標姿勢角の変化によって生じると仮定し、モデリングとパラメータ同定を行ったところ、妥当なシステムパラメータが得られた。さらに、支持面の速度を一定にした場合の姿勢角の計測を行い、その仮定の妥当性を検証した。

1C1-2　船舶動揺を模擬する簡易型動揺装置を用いた生体の立位姿勢動揺解析に関する研究

○坂牧 孝規[1)]、土井根 礼音[2)]、小川 伸夫[1)]、瀬田 広明[1)]、林 浩一[1)]、本間 章彦[2)]、三井 和幸[2)]
1）鳥羽商船高等専門学校、2）東京電機大学

我々は、船舶動揺による乗船者の疲労発生機序を解明するために、船舶動揺を模擬する簡易型動揺装置を開発し、動揺装置の床、実験協力者の腰部・頭部の加速度・角加速度、および実験協力者のエネルギー消費量を指標とした立位姿勢動揺の解析手法の開発を行っている。
本研究では、動揺装置の動揺が実験協力者のエネルギー消費量に及ぼす影響を解明するために、計測データについて重回帰分析を行った。試行実験で発生させた動揺に対して、実験協力者のエネルギー消費量に影響を及ぼす因子として、頭部の左右揺れと体表面積が抽出された。

1C1-3　足底部と下肢筋への振動刺激がヒト立位姿勢に及ぼす影響

○小林 裕貴、山本 紳一郎
芝浦工業大学 大学院理工学研究科 システム理工学専攻

【背景】固有感覚は姿勢制御に重要な役割を担っていることが報告されている。固有感覚のみを直接的に変調させ、姿勢バランスを検証する研究に振動刺激が用いられている。
【方法】被検者は健常成人男性12名。振動刺激を両足の踵、つま先、前脛骨筋、ヒラメ筋に印加した。身体重心（COM）、圧力中心（COP）、足関節角度、股関節角度を算出した。
【結果】前傾骨筋とヒラメ筋では周波数による COM, COP の変位量が異なった。
【考察】下肢筋の周波数の違いによる COM, COP の変位量の違いは前傾骨筋とヒラメ筋の筋繊維組成の違いが関連していることが示唆された。

1C1-4　歩行中の上部体幹及び下部体幹の運動特性と転倒リスクとの関係

○小林 吉之[1)]、小野 美穂[1)]、野澤 秀隆[2)]、市川 彰[2)]、白鳥 敬日瑚[2)]
1）（国研）産業技術総合総合研究所、2）マイクロストーン株式会社

本研究では、理学療法士が着目する歩行中の上部体幹及び下部体幹の運動特性と転倒リスクとの関係に着目した。分析対象としたデータは、60歳以上の健常高齢者111名分（うち転倒リスクが高い者は43名）の、モーションキャプチャシステムで計測された歩行データ、計1,110試行分（各被験者10試行計測）であった。主成分分析を用いて上部体幹及び下部体幹の運動特性を包括的に比較評価したところ、転倒リスクが高い者は低い者に比べて前額面と水平面における上部体幹の動きが下部体幹の動きよりも大きい傾向にあることが分かった。

1C1-5 ヒト3関節腕到達運動における手関節フリージング制御戦略

○北畠 周、大井 伸天、松井 利一、中沢 信明
群馬大学 大学院 理工学府 知能機械創製部門

ヒトの2点間到達運動では手関節角度はほとんど動かない現象（手関節フリージング）が見られる。本研究では、2点間到達運動を行なう際の肘関節と手関節を動かす主導筋と拮抗筋の筋電信号を実測し、筋電位の観点から手関節のフリージング制御戦略を調べる。その結果、手関節の主導筋と拮抗筋は共収縮しており、到達運動速度は増加すると共収縮の程度が増加し、肘の主導筋と拮抗筋よりも遅れて動作する手関節制御戦略が明確化される。

1C1-6 アルペンスキー選手の関節運動に着目したターン技術のスキル解析

○鈴木 智貴
北見工業大学

本研究ではこれまでに、アルペンスキー競技におけるターン切り替え時の股関節、膝関節の屈伸動作に着目し、関節運動による仕事により増減するエネルギー収支を基に、世界トップレベルの選手のターン技術のスキルを解析してきた。本報では世界トップレベルのアルペンスキー選手の関節運動を一般放映映像から精度よく取得可能な3DCAD モデルマッチングによるスキル解析手法を提案し、滑降タイム短縮に結び付くスキルについて解析する。

1C2-1 操作者に個別適応する電動車椅子制御システムのための走行ログを用いた個人識別手法の開発

○高本 健吾、硯川 潤
国立障害者リハビリテーションセンター研究所

電動車椅子の走行動態から抽出した特徴量を用いて操作者を識別できれば、走行制御を個別に最適化できるため、ユーザビリティ向上を期待できる。これまでの筆者らの研究では、ジョイスティック操作入力が走行特性の分析に有用であることを指摘してきた。そこで本研究では、同一走行課題遂行中の操作入力パターンの被験者間比較から個人識別が可能であるかどうかを検証した。そのために、操作入力の空間分布の類似度を評価するための特徴量を新たに提案し、その結果7名の被験者の個別識別が可能であることを確認できた。

1C2-2 歩行アシストスーツが下肢関節に与える影響の評価

○山本 文弥[1)]、辻内 伸好[2)]、伊藤 彰人[2)]、北野 敬祐[1)]、村上 健太[3)]、Stephen John[3)]
1）同志社大学大学院 理工学研究科 機械工学専攻、2）同志社大学 理工学部、
3）パナソニック株式会社 ビジネスイノベーション本部 AI ソリューションセンター

歩行アシストスーツは、装着時に違和感がなく、自然な歩行状態を保ったままで歩行をアシストする必要がある。そこで、本研究では、アシストスーツを用いた歩行アシスト時に下肢関節に対する影響を実験により評価する。評価指標としては、関節角度、関節モーメント、アシストモーメントを用いる。1歩行周期における60%, 70%, 80% のタイミングでアシスト力を発生させ、歩行を評価した。その結果、80% が最適なアシストタイミングであることがわかった。股関節の関節角度をみると、通常歩行と比べ、歩容が変化していることもわかった。

1C2-3 骨盤回旋を促す歩行アシストロボットに関する研究

○中原 淳志
大阪工業大学大学院 ロボティクス & デザイン工学研究科 ロボティクス & デザイン工学専攻 メカトロニクスコース

本研究は骨盤回旋を促す歩行アシストロボットに関する研究である。既存の歩行アシストは脚の振り出し、蹴り出しをアシストするが、人は歩行中に脚だけでなく腕の振り、上体の回旋、骨盤の回旋を行う。その中で骨盤の回旋は歩行時のステップ長と歩行速度の増加に貢献すると考えられるため、脚の振り出し、蹴り出しと同時に骨盤の回旋運動を促すアシストロボットの研究を行った。骨盤回旋を促すアシストロボットを製作し、被験者に対してアシスト作動時と無作動時で歩行実験を行い、歩行形態の違いを調べた。

1C2-4 IMU センサによる歩行状態推定に基づく歩行者同伴移動制御

○板寺 駿輝[1)]、北川 陽三[1)]、長谷川 泰久[1)]、福田 敏男[2)]、谷本 正智[3)]、近藤 和泉[3)]
1）名古屋大学、2）名城大学、3）国立長寿医療研究センター

筆者らは高齢者の移動動作を支援するため、使用者の歩行に同伴する杖ロボット「インテリジェントケイン」の研究開発を行っている。杖ロボットが常に使用者の側で追従することで、使用者が不意にバランスを崩した際に接触点や把持点を提供し、重心動揺を抑制することを目指す。これは身体的な支えとなると同時に、動く手すりのような安心感へつながる。本稿では装着型センサモジュールを用いることで使用者の歩行方向や距離を推定し、使用者の歩行へ同伴する制御アルゴリズムについて提案する。

1C2-5　杖歩行練習用歩行補助器の性能向上に関する検討

○飯岡 俊光[1)]、井上 淳[2)]、花崎 泉[2)]、川村 和也[3)]、貴嶋 芳文[4)]、藤元 登四郎[5)]
1）東京電機大学 大学院 未来科学研究科 ロボット・メカトロニクス学専攻、
2）東京電機大学 未来科学部 ロボット・メカトロニクス学科、3）千葉大学 フロンティア医工学センター、
4）都城コア学園、5）藤元メディカルシステム

高齢化の進む現在の日本では、脳血管疾患の患者数が増加している。それに伴い、後遺症として片麻痺を残す人数も増加している。片麻痺患者の健康寿命増加のために、杖を用いた自立歩行を可能にすることが重要である。我々は杖歩行者数を増加させるために、患者一人で使用可能な杖歩行用リハビリ器具である歩行補助器を開発している。本発表では、歩行補助器の性能向上を目的とした、歩行補助器と使用者間の接続部分に関するシミュレーションと実機を用いた実験について報告する。

1C2-6　足荷重の視聴覚フィードバックを有した歩行訓練システムの構築 ～荷重値の出力特性と臨床試験計画について～

○福山 慧
大分大学大学院 工学研究科

リハビリにおける歩行訓練において、患側の足荷重の把握は、歩行能力の向上及び再骨折等のリスク回避において重要である。足荷重を把握する為の手段として、通常、体重計を使用するが、歩行中に視線が足元へ向く為、前方への注意の低下や姿勢の崩れを招き、また、定位置での荷重しか把握できない為、歩行中の荷重の変動が大きい。そこで我々は、ディスプレイにて前方からリアルタイムで荷重が把握できるシステムを開発した。今回は、荷重量の調整において、体重計を使用した従来の方法と本システムを使用した場合を比較した為、報告する。

1C2-7　小型・軽量化した立位移動可能な電動車いすの転倒抑止条件の基礎的検討

○柳 一寛
職業能力開発総合大学校 研究学域 電気工学専攻

自立歩行が困難な場合、立位機能付車いすにより、座位作業に加え立位作業も可能となり利便性が向上する。しかし、立位では重心が高く、従来、転倒防止のため重量化や長ホイールベース化しており、スペースや持ち運びの観点から小型・軽量化が望まれる。そこで、転倒抑止制御機能を備えることで、立位移動可能な電動車いすの小型・軽量化を目指している。本稿では、転倒抑止制御のための制御器の詳細設計及び、試作した電動車いすの座位及び立位姿勢での静止または、走行時における転倒抑止の基礎的検討について報告する。

1C3-1 能動義手用ケーブル操作記録計を用いたケーブル操作量と義手動作の比較実験

○加藤 和久[1)]、大西 謙吾[1)]、森田 智久[1)]、須田 裕紀[2)]
1）東京電機大学大学院 理工学研究科、2）新潟医療福祉大学 医療技術学部 義肢装具自立支援学科

能動義手はケーブル張力を通じ手先具把持力を知覚でき、上肢切断者には巧緻性の高い作業に多く用いられている。しかしながら、能動義手を装着、作業時のケーブル操作量に基づくケーブル操作系の定量的な設定状態や部品の評価の研究はない。本研究では日常生活中のケーブル操作量を記録する装置の開発を目的とし、力・変位センサ等の開発を行う。本報告では開発した記録計を装着した模擬義手で、洗濯バサミの摘み、移動、放し等の動作時の牽引量を測定した実験結果より、動作と牽引量を比較し相関を報告する。

1C3-2 複動拮抗シリンダを用いた二関節筋模擬における内外旋股関節機構の基礎的検討

○梅村 敦史
北見工業大学

ヒトの下肢の機構を模擬するとき、股関節と膝関節を跨ぐ筋の機構的な制御を無視することはできない。一方、股関節は回内外を含む三軸の回転軸を持っているので、回内外を省略するなどをすると模擬できる動作が制約される。二関節筋の機構を考えるとき、股関節・膝関節そして足首関節のつくる平面の二関節筋の作用と回内外の機構は独立とされているので、これまでは考慮していなかった。
本論文では、二関節筋を拮抗複動シリンダで模擬した下肢ロボットにおいて、独立駆動が可能になる回内外機構について基礎的な検討をする。

1C3-3 前腕義手ソケット装着による体温上昇の気化熱冷却の特性

○神田 智基、大西 謙吾
東京電機大学大学院 理工学研究科

樹脂製義手ソケットは内部に籠る熱や汗により装着快適性が低下する。この解決にはソケット素材の伝熱特性の基礎研究に加え温度制御系の開発が求められる。本研究では、装着直後や運動時の体温度上昇時に暑さの知覚と発汗による体温調整機能の働きが活発になると仮定し、温度上昇変動を2℃以下に抑制可能な体表面温度制御系の構築を目標とする。本報告では、ソケット内前腕の体表面温度上昇を再現できる実験装置で、ソケット外表面を気化熱で冷却する水量、風量を操作し、ソケット内温度分布を測ったシステムの冷却特性について述べる。

1C3-4 痙縮の発症した片麻痺患者用の円筒型タイピング支援装置の開発

○杉原 壮一郎
早稲田大学 創造理工学研究科 総合機械工学専攻

近年、脳卒中による片麻痺の患者が多く存在している。片麻痺によりキーボードの入力が困難となり、情報処理作業の阻害の一因となっている。健側手のみの入力では入力速度が遅くなるため、麻痺手も利用した入力装置が求められている。本研究では、微小な運指で入力可能な痙縮の発症した片麻痺患者用タイピング支援装置の開発を目的とし、麻痺手側の腕を自由に配置した状態で使用が可能な円筒型の片麻痺患者用タイピング支援装置を作成した。被験者の運指距離や入力速度・誤入力率を測定し、運指距離の低減、早期習熟を確認した。

1C3-5 演題取り下げ

1C3-6 上腕部における拮抗二関節筋ペアの実効筋力比の推定

○高濱 拓[1)]、万野 真伸[1)]、小出 卓哉[2)]、藤川 智彦[1)]
1）大阪電気通信大学、2）専門学校 大阪医専

リハビリテーション分野の機能回復訓練において筋力を数値化することは非常に重要である。そこで、我々は四肢先端に発揮される出力分布が6角形となり、その形状から一関節筋と二関節筋の実効筋力を推定できることを明らかにした。しかし、実効筋の伸筋と屈筋の筋力を個別に求めることはできていない。そこで、本研究は上肢先端に発揮される6角形の出力分布と上腕部の二関節筋である上腕二頭筋長頭および上腕三頭筋長頭の筋活動を計測することにより、二関節筋の伸筋と屈筋の実効筋力比を推定することを試みた。

1C3-7 指先を対象とした家庭用リハビリデバイスにおける示指と母指の分離運動に着目した定量化手法の検討

○古館 裕大[1)]、山本 一希[1)]、千葉 馨[2)]、石田 裕二[3)]、三上 貞芳[4)]
1）公立はこだて未来大学 大学院、2）函館市医師会病院、3）北海道文教大学、4）公立はこだて未来大学

片麻痺患者の手指は、痙性麻痺により各指の独立した運動（分離運動）が困難となる。加えて、不随意的な筋収縮（陽性徴候）を呈する。セラピストが同伴するリハビリでは動作の誤学習を防ぐため、陽性徴候の抑制が可能であるが、患者自身のリハビリでは困難である事が予想される。この問題点に対して本研究では、退院後の手指リハビリを支援する機器を開発している。本報告では動作の誤学習検知を目標として、示指の動作が母指に与える影響について検討を行う。最終的に、本機器から患者に提示する回復の尺度として導入する事を目的とする。

1D1

9月15日㊎　13：00～15：00　D会場（1-302）　　司会：中山 剛（国立障害者リハビリテーションセンター）

福祉・リハビリテーションⅠ

1D1-1　せき損患者用立位保持訓練ロボット（第11報：評価機能の改良）

○阿部 大樹
九州産業大学 工学部 バイオロボティクス学科

在宅用立位訓練保持ロボットの機構、訓練評価機能の開発状況を報告する。脊髄損傷者が独歩に至るまでには、座位保持・起立・起立保持・歩行の各訓練を繰り返す必要がある。しかし、通院では療法士の指導の時間が限られ、在宅では専門的リハビリ訓練は制限される。そこで、療法士の負担を軽減し、在宅での繰り返し訓練をできるリハビリロボットを開発した。

1D1-2　せき損患者用立位保持訓練ロボット（第12報：NIRSによる脳賦活の調査3）

○松崎 俊樹
九州産業大学 大学院 工学研究科 産業技術デザイン専攻

本研究では、脊髄損傷者の下肢のリハビリにロボットを活用した場合の脳賦活を調べる。トレッドミルと、開発中の立位保持訓練ロボットを用いる歩行様運動の2種を、（株）島津製作所のLABNIRSを用い脳内ヘモグロビン量を測定する。ロボットによる運動時に脳がどの程度賦活するか検証する。

1D1-3　短下肢装具設計支援システムの開発 ―トリムライン変更時の短下肢装具形状評価―

○河村 太樹[1)]、花房 昭彦[1)]、山本 紳一郎[1)]、東江 由起夫[2)]、大塚 博[3)]、大西 謙[4)]
1）芝浦工業大学 理工学研究科 システム理工学専攻、2）新潟医療福祉大学 医療技術学部、3）人間総合科学大学 保険医療学部、
4）東京電機大学 理工学部

片麻痺患者のリハビリテーションで使用される装具の一つにシューホーン型短下肢装具がある。この装具は、装着時の適合性を高めるために患肢の形状を模った石膏モデルに修正を行い、そのモデルを基に作製される。しかし、修正は義肢装具士の手作業で行われるため、装具の適合性の良し悪しは義肢装具士の経験に左右される。本研究は短下肢装具の製作工程を定量化することにより、適合性の高い装具形状を自動設計する、短下肢装具設計支援システムの開発を行う。本発表ではトリムラインの違いによる製作される装具形状の違いについて論ずる。

1D1-4　入浴介護時の負担軽減に向けた移乗機器の開発

○青木 智暉[1)]、一瀬 紀之[2)]、佐藤 好彦[2)]、李 虎奎[1)]、花房 昭彦[1)]、米田 隆志[1)]
1）芝浦工業大学大学院 理工学研究科 システム理工学専攻、2）精工技研株式会社

移乗介助は頻繁に行われ、過度の腰部負担を生じさせる。特に、入浴介護時にはその危険性が増す。理由は、必要とする移乗回数と入浴介護特有の環境にある。現在、移乗回数を削減することを目的とした入浴リフトが存在する。これは、各部屋のベッド等から入浴リフトへ移乗後、そのまま入浴が可能である。しかし、1度の移乗介助が残存し入浴介護時の全ての負担を軽減できるとは言い切れない。本研究では、入浴介護時の移乗回数を削減する福祉機器と一体可能で持ち運びが容易であり、移乗介助の負担軽減に向けた移乗機器の開発をした。

1D1-5 座位での移乗を可能とする前傾姿勢を利用した移乗器の開発

○石橋 凌
茨城大学大学院 理工学研究科 知能システム工学専攻

これまでの移乗器は、大型・高コストであり、立位姿勢を経由して移乗を行うものが多数を占める。一方、実際に介護施設に勤める介護福祉士と意見交換を行ったところ、膝に拘縮症状を持つ重度の被介助者であっても利用できる移乗器が望ましいこと、また前傾姿勢をとることで、立ち上がりの再学習ができることが分かった。そこで本研究では、座位状態で前傾姿勢を取ることにより、比較的重度の被介助者でも利用できるシンプルな移乗器を提案する。

1D1-6 義足慣性パラメータ推定システムの測定誤差が推定精度に与える影響の検討

○楠本 岳士[1)]、内藤 尚[2)]、野川 雅道[2)]、田中 志信[2)]
1）金沢大学 大学院自然科学研究科 機械科学専攻、2）金沢大学 理工研究域 機械工学系

義足の適合性評価には客観性・再現性に欠けるという課題がある。本研究は義足の慣性特性や受動抵抗特性といった機械的特性を計測するシステムの確立を目指している。計測システムは対象の運動データを取得する計測系とシステム同定を行う解析系に分かれており、これまでの検討で解析系に入力する運動データの質が同定精度に大きな影響を及ぼすことが分かった。精度向上のためには適切な運動データを抽出する必要があることから、本報では運動データから作られる行列のノルムを用いて選定するアルゴリズムを提案し、その有効性を検討する。

1D1-7 高齢者ダミーロボットの動的運動による移乗支援ロボット介護機器の機能評価に関する検討

○尾形 邦裕
産業技術総合研究所

高齢者の身体を扱うロボット介護機器においては、使用時の挙動の調査や安全性の評価は重要な課題である。しかし、実際の人を対象に行う場合、倫理的な問題や定量化などに課題がある。そこで、本研究では高齢者の身体を模擬したアクティブダミーロボットを開発し、このダミーロボットによるロボット介護機器の定量化を目指す。本稿では、非装着型の移乗支援用ロボット介護機器使用時に要介護者が運動した際の機器への影響を、実際のロボット介護機器及びアクティブダミーロボットを用いて調べた。

1D1-8 中枢神経疾患患者に対するロボットスーツを用いた機能改善効果の検証

○松田 雅弘[1)]、田上 未来[1)]、万治 淳史[2)]、新田 收[3)]
1）城西国際大学 福祉総合学部 理学療法学科、2）埼玉みさと総合リハビリテーション病院、3）首都大学東京

中枢神経疾患患者に対するHALの運動療法を行うにあたり、脳性麻痺患者／脳卒中患者に共通する要素を検討し、どのようなアプローチが可能か検討する。福祉用HALと単関節HALを用いた運動療法の効果を最大限に発揮する方法論について検討した。脳卒中患者・脊髄損傷患者と同様に中枢神経疾患である脳性麻痺児者でも同様に歩行機能のみならず、バランス機能の改善がみられた。また、中枢神経疾患の運動療法を考えたときに、その患者の機能を考えたうえでの運動療法によって、その目的とする機能を高める方法になることが示唆された。

1D3-1 音楽経験が和音の脳内処理に及ぼす影響の脳磁界解析

○益田 星汰[1)]、三田 隆広[2)]、青山 敦[3)]、小山 裕徳[1)]、川澄 正史[1)]
1）東京電機大学大学院 未来科学研究科 情報メディア学専攻、
2）東京電機大学大学院 先端科学技術研究科 情報通信メディア工学専攻、3）慶應義塾大学 環境情報学部

音楽を聴く・演奏することで、ヒトは様々な心理効果を得ている。この心理効果を要素毎に可視化・定量化するためには、音楽に対する脳情報処理を理解することが必要である。本研究では、心理効果を生む音楽の要素として和音に着目し、我々の先行研究で取得した長短三和音に対する聴覚誘発脳磁界データを対象として、大脳皮質活動の電流分布の解析を行った。絶対音感保持者は両側の聴覚野が反応したのに対し、幼少期音楽経験者と非音楽経験者では右聴覚野のみ反応した。このことから、和音処理における音楽経験の重要性が示唆された。

1D3-2 女性の住まいの環境と生活行動におけるストレスについて ー簡易脳波計を用いた計測ー

○荒井 直子[1)]、長澤 夏子[2)]、加藤 龍一[3)]
1）お茶の水女子大学 人間文化創成科学研究科 生活工学共同専攻、2）お茶の水女子大学 基幹研究院、
3）JA 共済総合研究所 医療研究センター

本研究は家事や育児を担当している主婦の日常生活行動中の、脳波計測を試みて、心理・生理両面からストレスについて考察する。簡易脳波計を用い、感性指標 Stress について1秒ごとに記録した。5名の被験者について、行動や心理も時系列に記録したところ、行動の心理評価と脳波によるストレス値に関連がみられた。ストレスの高い育児や家事の合間に、自分がくつろげると思う場所で好きな行動をとる際には、心理・生理面で、ストレスが下がることが確認できた。今後のストレスを減らす住まい環境づくりにつながる知見が得られた。

1D3-3 BMI への応用を目指した飲み物画像呈示時における脳波成分の検討

○山田 雅之[1)]、塚原 彰彦[2)]、内川 義則[1)]
1）東京電機大学大学院 理工学研究科、2）東京電機大学 理工学部 理工学科

本研究は、言語機能に重篤な脳障害者の脳波を用いて他者とリアルタイムに意思疎通を行うことを可能とする BMI 技術の開発を目指すものである。実験は、被験者に、固視点画像を1秒間呈示後、飲み物画像を2.5秒間呈示し、「飲みたい」意思表示ではテンキーを1.5秒間内で押してもらう。その後、固視点画像を1秒間呈示し、2秒間のスピーチイメージを行う合計8秒間の本実験プロセスにおける脳波の計測を行い、検討したので報告する。なお、脳波計測は国際10 -20法電極配置に基づき、シールドルーム内で行った。

1D3-4 運動イメージに基づく BCI における実運動の影響の検討

○中原 廷雄
東京工科大学大学院 バイオ・情報メディア研究科 コンピュータサイエンス専攻

健常者が作業中でも運動イメージによって操作できるような BCI を目指して、実運動の有無に関わらず表皮脳波から運動イメージを正確に分離抽出する手法について検討している。

これまでに、掌屈の実運動と肘の屈曲の想起の2課題を組み合わせた場合の表皮脳波データを EEGLAB によって分析したところ、ERSP の特徴に両者の影響の違いを見出せた。

そこで今回は、この結果をもとに OpenVibe を用いて線形分類器を構築し、同様の課題についてリアルタイムの識別実験を行なって、BCI 実現の可能性について検討する。

1D3-5 脳波を用いた合成音声への発話応答時の脳活動に関する研究

○田辺 大雅[1)]、内川 義則[1)]、塚原 彰彦[2)]
1）東京電機大学大学院 理工学研究科、2）東京電機大学 理工学部

本研究は、ヒトとロボットが音声によるコミュニケーションをとる際の脳活動を脳波解析に基づいて検討することを目的としている。脳波計測は国際10-20法電極配置に基づき、増幅倍率20,000倍、アナログBPF（0.5-100Hz）を介し、シールドルーム内で行った。実験は、被験者にPCから2音単語の機械音を聞かせ、被験者が同じ単語を発話するもので、単語音声の認識から発話に至る4秒間の脳波を計測し、各脳波成分について検討したので報告する。

1D3-6 肉体的、精神的負荷の脳活動活性化への影響解析

○福島 健斗、井上 淳、岩瀬 将美、畠山 省四朗
東京電機大学大学院 未来科学研究科 ロボットメカトロニクス学専攻

本講演では、精神的、肉体的負荷がもたらす脳への活性化作用について脳波を用いて解析した結果を述べる。本研究で精神的、肉体的負荷による活性化作用を評価するにあたり、精神的負荷としては単純な計算課題を用い、肉体的負荷としては有酸素運動であるランニングと無酸素運動である握力トレーニングを用いた。実験ではそれぞれの課題前後の脳波を計測、周波数解析し、各負荷が脳に及ぼす影響を脳波の周波数帯域の変化から評価した。

1D3-7 3次元迷路課題中のFmθ波の出現とその迷路場所の検討

○濱中 臨[1)]、塚原 彰彦[2)]、内川 義則[1)]
1）東京電機大学大学院 理工学研究科、2）東京電機大学 理工学部 理工学科

本研究では、3次元迷路課題中に出現するFmθ波の同定とその迷路内の出現場所の検討を行うことが目的である。EEG計測は国際10-20法電極配置に基づき増幅器20,000倍、アナログフィルタ（0.5-100Hz）を介し、シールドルーム内で測定した。被験者は10名でインフォームドコンセントを行った。迷路課題は記憶課題と試行課題の2つの課題を用い、時間周波数解析と特異値分解よりFmθ波を同定し、Fmθ波出現時のコヒーレンスの頭表分布を求めた。その解析より、課題実行中のFmθ波と迷路内の出現場所との関係について検討を行ったので報告する。

1E1

9月15日㊎　13：00～14：45　E会場（1-303）　　司会：吉光 喜太郎（株式会社日立製作所）

医療支援

1E1-1　心嚢穿刺術トレーニングシステムにおける心臓模擬装置の開発

○磯野 裕貴[1)]、小関 義彦[2)]、鷲尾 利克[2)]、山内 康司[3)]、八尾 武憲[4)]、本間 章彦[1)]、荒船 龍彦[1)]
1）東京電機大学 理工学部 理工学研究科、2）産業技術総合研究所、3）東洋大学 生体医工学科、4）京都岡本記念病院

心タンポナーデとは心臓の損傷により心嚢内に心嚢液および血液が貯留し、心臓の拡張が阻害され心不全を引き起こし、数分の間に死に至る緊急度の高い疾患である。治療法として、心嚢穿刺による排液を行うことで、症状は消失する。しかし心臓を傷つけてしまうリスクを伴うため、心タンポナーデ治療は難易度の高い術式である。

そこで本研究では、従来トレーニング手段がほとんど無かった心タンポナーデ治療のトレーニングシステムを開発することを目的とし、トレーニングシステムにおける心臓模擬装置を開発、評価を行ったので報告する。

1E1-2　複合低エネルギを用いた冠動脈バイパス手術支援デバイスの開発 ―吻合時温度変化の検討―

○羽根田 洋輔[1)]、増澤 徹[2)]、長 真啓[2)]、尾関 和秀[2)]、岸田 晶夫[3)]
1）茨城大学 大学院 理工学研究科 機械工学専攻、2）茨城大学、3）東京医科歯科大学

我々は複合低エネルギ生体組織接合技術を用いた冠動脈バイパス手術支援デバイスの開発を行っている。現在の手術支援デバイスは、デバイスを冠動脈へ接続するために、組織吸引を行い、吻合時に吸引を行いながら加熱を行っている。しかし、吻合時、吻合部分の温度が吻合必要温度に到達するまでに時間がかかることが課題として挙がった。このため、吻合時の吻合部分の温度変化を検討し、組織吸引によって吻合部分が空冷されていることが判明した。そこで、組織吸引による空冷を最小に抑える方法を検討したので報告する。

1E1-3　糖尿病合併症バイオマーカーとしてのソルビトール検出用バイオセンサの開発

○月精 智子[1)]、瀧本 悠貴[1)]、紋川 亮[1)]、荒川 貴博[2)]、三林 浩二[2)]
1）東京都立産業技術研究センター バイオ応用技術グループ、2）東京医科歯科大学 生体材料工学研究所

糖尿病合併症は、組織中に蓄積するソルビトールが一因であることが報告されている。本研究では、糖尿病合併症のバイオマーカーとして有効性が示唆されているソルビトールに着目し、NADH 蛍光検出を利用した光ファイバ式のソルビトール用バイオセンサを開発した。本バイオセンサは、健常者及び糖尿病患者の血液および尿中のソルビトール濃度を含む、1.0-1,000 μmol/l の範囲でソルビトールの選択的な測定が可能であった。本センサは、糖尿病患者に対する POCT 検査および日常的な健康管理への利用が期待される。

1E1-4　大腸内視鏡検査の自動化の研究

○高橋 直樹[1)]、中里 裕一[2)]
1）日本工業大学院 機械システム工学専攻 中里研究室、2）日本工業大学

本研究は、大腸内視鏡検査の自動化を目的とした研究である。特に大腸内に内視鏡を送り出す装置の開発を行う。この送り出し装置は、熟練した医師が行う軸保持短縮法という内視鏡の挿入方法に着目し、これを再現し内視鏡の挿入を行うことを目的としている。再現するために必要な動作として、内視鏡をロール軸方向に直進させる動作とロール軸方向に回転させる動作が必要であり、また同時にこの両動作を行う必要もある。そのため本研究では、この二つの動作を行うことができる装置を提案し、実験的に確認を行う。

1E1-5 効果的な心房細動アブレーション戦略構築に向けた光学電極同時計測システム

○浅野 圭佑[1)]、富井 直輝[2)]、山崎 正俊[3)]、本荘 晴朗[4)]、神谷 香一郎[4)]、柴田 仁太郎[5)]、佐久間 一郎[3)]
1）東京大学 工学部、2）東京大学大学院 医学系研究科、3）東京大学大学院 工学系研究科、
4）名古屋大学 環境医学研究所 心・血管分野、5）新宿三井ビルクリニック

心房細動のアブレーション治療においてカテーテル電極計測による診断が行われるが、心筋興奮の推定精度は十分な評価が行われていない。本研究では高速度カメラを用いて高時空間分解能で活動電位の伝播を計測可能な光学マッピングと、計測視野内の心筋表面に配置した20個の微小な電極による、光学・電極同時計測システムを構築し、ペーシング刺激による平面波と細動時に発生する旋回性興奮波の計測結果を比較した。平面波や旋回興奮で興奮前面の同期が見られた一方、旋回中心近傍では非周期的で複雑な電極波形が計測された。

1E1-6 パルスジェットメスアプリケータのファントムと生体脂肪組織における破砕力向上設計

○荘 敬介[1)]、鷲尾 利克[2)]、矢野 智之[3)]、荒船 龍彦[1)]
1）東京電機大学 大学院 理工学研究科、2）産業技術総合研究所、3）がん研有明病院

本研究室では脳下垂体腫瘍の破砕と、細血管や神経の温存を両立させる治療デバイスとしてレーザパルスジェットメス（LILJ）の開発を行ってきた。本来、下垂体腫瘍の破砕を目的とするデバイスであるが、新たに形成外科向けの脂肪組織のみの選択的な破砕に向けた改良を行っている。しかし脳組織に比べ脂肪組織は硬く、繊維質であるため、破砕能力を向上させる必要がある。そこで破砕力向上の方法としてジェットに微小なバブルを効率よく混入させたバブルジェット型 LILJ を新たに開発する事で特徴は保ちつつ、破砕力が向上したことを報告する。

1E1-7 内視鏡補助ツールシステムの開発

○長谷川 健太
芝浦工業大学 理工学研究科 システム理工学専攻

近年、手術時の患者への負担軽減や早期回復を目的とした低侵襲手術が注目され、その一つに NOTES（Natural Orifice Translumenal Endoscopic Surgery）がある。当該手術は、自然開口部から内視鏡を挿入し、体腔内で治療を行う方法で、体表への切開が不要なため疼痛の軽減などに優れ、術後の患者 QOL（Quality Of Life）の低下防止が期待される。一方、内視鏡のみで治療を行うため、視野狭窄に伴う手技の難化や安全性低下が懸念される。本研究では、内視鏡に取り付け可能で、カメラを用いて術部の俯瞰的視野を提供可能な内視鏡補助ツールシステムの開発を行う。

1E2-1 気胸治療最適化に向けた医療用気相流量計測技術の開発

○岩上 聖[1)]、金子 暁子[2)]、阿部 豊[2)]、酒井 光昭[3)]
1）筑波大学大学院 システム情報工学研究科 構造エネルギー工学専攻、2）筑波大学 システム情報系、
3）筑波メディカルセンター病院

胸腔ドレナージは呼吸器疾患における重要な治療法である。胸腔から漏れ出る空気は、症状の重症度を明らかにするうえで重要な指標となるが、その流量を計測する手法は現状確立されていない。本研究では、胸腔ドレナージ装置を模擬した試験装置を用いて、排気の可視化による気泡の生成過程の評価と、画像処理から求めた気相流量の妥当性の評価、また水封部での気泡発生過程での圧力変動の評価を行った。その結果、圧力変動による固有の周波数と気泡径の相関を確認した。従って圧力計測から気相流量を求めることができる可能性が示唆された。

1E2-2 難治性潰瘍外科的治療における血流動態プロジェクションマッピング術中支援システム

○荒船 龍彦[1)]、鈴木 孝司[2)]、千葉 慎二[2)3)]、鷲尾 利克[4)]、矢野 智之[5)]
1）東京電機大学 理工学部 電子・機械工学系、2）東京女子医科大学 先端生命医科学研究所、3）日本マイクロソフト株式会社、
4）産業技術総合研究所、5）がん研有明病院 形成外科

難治性潰瘍は病態が進行すると外科的切断処置を選択することになるが、適切な切断箇所の同定のための血流動態の把握には、従来1点1点を計測する装置しかなかった。さらに切断箇所は血流動態のみで判断されるものではなく、解剖学的な情報と共に判断されることが多い。そこで我々は従来血流動態を高解像度に二次元的に可視化するシステム Opmap を開発してきたが、解析結果は PC の画面上での情報提示に留まっていた。そこでプロジェクションマッピング技術により、解析画像を患者皮膚表在へ投影するシステムを開発したので報告する。

1E2-3 超音波ガイド下末梢神経ブロック支援システムに関する研究 ―カメラ台数変更時の計測評価―

○高橋 直志[1)]、花房 昭彦[1)]、林 英明[2)]
1）芝浦工業大学 理工学研究科 システム理工学専攻、2）独立行政法人 国立病院機構 大阪南医療センター

麻酔方法の一つである超音波ガイド下末梢神経ブロックは、超音波画像上で常に針の位置、麻酔薬の拡がりを視覚化することが可能である反面、「超音波画像内での針先の十分な確認」、「標的部位に針を誘導する技術」などが術者に求められる。本研究は、術者の経験に関係なく、正確かつ安全に手技を行うために、超音波プローブに設置したカメラで針穿刺時の画像を取得し、取得画像から針の進行経路予測と針先位置予測を行うシステムの開発を目的とした。本発表では、単眼カメラとステレオカメラによる針の3次元姿勢推定精度の結果を示す。

1E2-4 複数レンズで取得した光線画像を用いた3次元的な表面情報取得法の原理確認

○小笠原 純平[1)]、桑名 健太[2)]、佐藤 佑樹[1)]、土井根 礼音[3)]、土肥 健純[2)]
1）東京電機大学 大学院 工学研究科 機械工学専攻、2）東京電機大学 工学部 先端機械工学科、3）東京電機大学 総合研究所

内視鏡映像において観察対象の3次元的な位置関係は重要である。そこで我々はレンズアレイを利用した観察対象の3次元的な表面情報取得法を提案する。レンズアレイの焦点面に CCD カメラを配置した場合、各画素に記録される光線の経路は一意に決まる。光線経路から成る各交点において、各光線に対応する画素値の比較によりその点に物体が存在するかどうかを判別する。本研究では提案手法の原理確認を目的としてソフトウェア上でシミュレーションを行い、既知形状モデルの表面情報の取得が可能であることを確認した。

1E2-5 確率共鳴を用いた厳しい照明条件下での画像強調法

○小島 範子[1)]、松本 直文[2)]、山城 光雄[2)]
1）足利工業大学大学院 情報・生産工学専攻、2）足利工業大学 工学部創生工学科

セキュリティ分野や工学的応用のみならず医療・福祉などの諸分野で顔・人体・移動物体の検出・認識の重要性が指摘されている。しかし、現状では様々な撮影上の悪条件に対して、完璧な検出・認識システムはできていない。ここでは、逆光や夜間など厳しい照明条件下で特徴検出・認識ができない問題に重点を置き、システムの使用環境に依存しないロバストな画像強調法を提案する。解決手法として確率共鳴を画像強調向きに改良したアルゴリズムを用い、実験に基づいて提案手法の有効性を明らかにする。

1E2-6 手術における体内遺残防止のためのガーゼカウントシステムの開発

○田嶋 哲也[1)]、楠田 佳緒[2)]、山下 知子[3)]、山下 和彦[3)]
1）東京医療保健大学 医療保健学部 医療情報学科、2）東京女子医科大学 先端生命医科学研究所、3）大阪大学大学院 医学系研究科

手術における体内遺残事例は1万件に1回の割合で発生し、そのうちの69% はガーゼであると報告されている。そこで本研究ではX線を用いたガーゼカウンタの試作を行った。本研究ではハードウェアおよび手術用ガーゼ検出のための画像処理プログラムを開発した。その結果、ハードウェアのX線パラメータが決定できた。ガーゼ検出プログラムでは、検出器から得られるRawデータを処理し、3次元再構築と枚数検出のためのアルゴリズムを開発し、X線パラメータと検出アルゴリズムを合わせることで高い精度でガーゼ枚数の検出を実現した。

1E2-7 乳房再建術中支援用システムにおける自動レジストレーションソフトウェアの精度評価

○柳沼 ひかる[1)]、鈴木 孝司[2)]、千葉 慎二[3)]、鷲尾 利克[4)]、矢野 智之[5)]、荒船 龍彦[1)]
1）東京電機大学大学院 理工学研究科、2）東京女子医科大学先端生命医科学研究所、3）日本マイクロソフト株式会社、
4）産業技術総合研究所、5）がん研有明病院

乳がんの治療法における乳腺切除術の後に行われる乳房再建術において、乳房形状の整容性評価は医師による主観的評価が主流であり、定量的評価手法は未だ十分に確立されていない。また術中に術前形状との形状差情報を定量的に導出し、術者に提示する術中ナビゲーションの再建術応用も行われていない。

そこで本研究は、乳房切除術前と再建術中における局所の形状差を定量的に導出、可視化するソフトウェアとプロジェクションマッピングにより、術者に定量的な情報をフィードバックするシステムを開発し、精度評価実験を行ったので報告する。

2A1-1　3次元細胞培養基材としての貫通孔を持つエラスチンゲルの開発

○井上 綱太、畫河 政希、石﨑 梓、三田 百恵、丹羽 紘介、出口 智恵、宮本 啓一、堀内 孝
三重大学大学院 工学研究科 生体材料化学研究室

生体内で弾性や伸縮性が必要な皮膚や血管などの組織にはエラスチンを主成分とする弾性線維が多く存在している。現在、細胞外マトリックスであるコラーゲンを用いた3次元培養基材が開発され臨床で使用されているが、弾性や伸縮性のある3次元培養基材は開発されていない。本研究では弾性線維の主成分であるエラスチンを用いゲルを作製し、その弾性率測定、構造観察および3次元培養を行い検討した。その結果、細胞包埋が可能な貫通孔を持ち、弾性・伸縮性のある、細胞の3次元培養が可能なエラスチンゲルの開発に成功した。

2A1-2　不可逆的スナップスルーステント構造の設計と試作

○岡崎 貴大
山口大学 大学院 創成科学研究科 機械工学系専攻

著者らは、生分解性 / 生体吸収性医療用ステントの拡張力を向上させるため、双安定構造を骨格としたスナップスルーステント構造の提案と開発を進めている。開発過程で、ステント拡張時の伸張方向(径の拡張方向)とは直角方向に飛び移り座屈であるスナップスルー動作が生じるようなステント構造とすることにより、ステントにラジアルフォース(縮径方向の力)が作用しても、拡張前のステント形状には戻らない不可逆的な構造が存在することを見いだした。構造設計、ポリ乳酸を用いた試作、基本動作の確認について報告する。

2A1-3　腹膜透析液の生体適合性評価 ―pH 非依存的ゴルジ体分散―

○岩本 真直[1)]、吉田 利通[2)]、宮本 啓一[1)]、堀内 孝[1)]
1)三重大学大学院 工学研究科 分子素材工学専攻 生体材料化学研究室、2)三重大学大学院 医学系研究科 修復再生病理学

長期腹膜透析の合併症として腹膜機能低下、さらには腹膜線維症がある。これは、腹膜透析液(PDF)中の非生理的な要因、例えば、除水のために必要な高濃度のグルコースやグルコースの安定性を保つための低 pH 等が原因であると考えられている。PDF を腹膜中皮細胞に曝露すると pH 依存的に細胞中のゴルジ体が分散することを既に報告した(第22回日本腹膜透析医学会，2016)。本報告では、pH 以外の因子がゴルジ体分散に与える影響について述べる。

2A1-4　椎間板組織再生のための硫酸化ジェランゲル足場の開発

○宮本 愛子、水上 光太郎、奥村 和也、畫河 政希、宮本 啓一、堀内 孝
三重大学大学院 工学研究科 生体材料化学研究室

重度の椎間板ヘルニアや椎間板変性に伴う髄核組織や線維輪組織の損傷し対し、現行の治療では椎間板を摘出し不安定になった脊椎間を金具等で固定する方法が行われる。しかしながら、患者負担や長期的な治療効果を考慮した場合、より低侵襲で組織再生が可能な方法の開発が望まれる。本研究では、椎間板の成分に類似した素材である硫酸化ジェランを主成分とした、細胞足場機能と薬物徐放能力を併せ持つインジェクタブルな新材料を開発した。この材料を用いて椎間板細胞を培養することで、髄核細胞の再分化が誘導されることを確認した。

2A1-5 エラスチン弾性層板構造を有する組織工学的弾性血管の収縮応答

○石崎 梓、堀川 公佑、井上 綱太、晝河 政希、宮本 啓一、堀内 孝
三重大学大学院 工学研究科 生体材料化学研究室

我々は、血管の弾性特性を担うエラスチンおよび平滑筋細胞を用い、血管中膜構造にみられる弾性層板構造を模倣した組織工学的弾性血管を開発することを目的としている。そこで平滑筋細胞の三次元的足場材料として新たに開発した細胞培養用エラスチンゲルを用い、細胞の配向性を制御するエラスチンファイバーシートと組み合わせることで、実際の血管構造に類似した中膜モデルを作製した。本発表では長期培養後の力学的特性および血管収縮応答評価を行い、組織工学的な弾性血管としての可能性を報告する。

2A1-6 エラスチン / コラーゲン複合型人工靭帯の開発と評価

○晝河 政希[1)]、佐藤 辰哉[1)]、井上 綱太[1)]、丹羽 紘介[1)]、伊東 直也[2)]、服部 徹也[2)]、細井 敬[2)]、
長谷川 正裕[2)]、宮本 啓一[1)]、堀内 孝[1)]
1)三重大学大学院 工学研究科、2)三重大学 整形外科

現行の靭帯再建手術では、患者自身の腱組織および人工靭帯を用いる方法が多くを占めるが、人工靭帯の骨接合強度や腱組織採取部の強度低下などの問題が残っている。本研究では靭帯組織の主要成分であるエラスチンおよびコラーゲンを用いた人工靭帯を開発した。この人工靭帯に細胞を組み込んだモデルと無細胞モデルを作製し、動物への移植試験を行った。その結果、人工靭帯の骨挿入部に軟骨および骨形成の増加が見られ、細胞を組み込んだ人工靭帯においては有意な力学強度の向上が示され、組織工学的人工靭帯の開発に成功した。

2B1-1 大腿骨頸部骨折術後患者の歩行開始動作時の逆応答現象と体幹運動

○安藤 将孝[1)2)]、池内 秀隆[3)]
1)社会医療法人 敬和会 大分リハビリテーション病院、2)大分大学 工学研究科 博士前期課程 工学専攻 福祉メカトロニクスコース、
3)大分大学 理工学部門

高齢者の骨折として頻度の高い大腿骨頸部骨折の発生理由は転倒が最も多いと報告されているが、転倒の要因としては高齢者にとって不安定な動作である歩行開始などの過渡歩行動作が考えられる。高齢者等の過渡歩行動作時の転倒リスクを軽減するにはこれらの動作の工学的解析が有用であると考える。本報告では、主に大腿骨頸部骨折術後患者の再転倒を予防する理学療法介入を検討する一助とするため、大腿骨頸部骨折術後患者の歩行開始動作特性を三次元動作解析システムを用いて解析することを検討する。

2B1-2 動作解析データに基づく脳卒中患者の歩行運動の特性抽出 ～多変量解析を用いたサブタイプ分類～

○永井 澪
芝浦工業大学 大学院理工学研究科 システム理工学専攻

脳卒中患者の歩行特性は、損傷を受ける脳の領域、運動麻痺や感覚障害の程度によって異なることが知られている。本研究の目的は、臨床現場にて取得した脳卒中患者100症例以上の歩行解析データを基に、多変量解析を用いた歩行動作の特徴抽出と、サブタイプの分類を行うことである。具体的には、三次元動作解析から得た歩行動作の時空間変数及びキネマティクスデータに主成分分析を施した後に、クラスター分析により脳卒中群の下位分類を試みた。分類結果と脳卒中機能障害評価法の関連を検討することで、その妥当性について検討した。

2B1-3 異なる歩行形態にみる足底局所の剪断力

○小室 有子[1)]、安在 絵美[2)]、中嶋 香奈子[3)]、佐藤 克成[4)]、元岡 展久[5)]、太田 裕治[1)]
1)お茶の水女子大学大学院 人間文化創成科学研究科 生活工学共同専攻、2)日本学術振興会、3)産業技術総合研究所、
4)奈良女子大学研究院 生活環境科学系、5)お茶の水女子大学 基幹研究院

高齢者の生活の質は歩行能力と密接に繋がっている。歩行評価指標として、従来より、床反力や前額面、矢状面への動揺が測定されてきた。小型3軸触覚センサーの開発により、足底一部の垂直分力や側方剪断力や進行方向の剪断力の計測が可能となった。本研究の目的は足底箇所別の剪断力を異なる歩行形態により調査することである。6か所の足底部、5歩行形態で剪断力を測定した。結果、拇指側面への剪断力は内股と外股歩行で有意な相違($p < 0.01$)がみられた。足底細部の剪断力データは、より詳細な歩行へのアドバイスを可能とした。

2B1-4 脊髄損傷者の身体機能の分析と日常生活動作との因果性の解析

○尾形 邦裕
産業技術総合研究所

脊髄損傷者の障害のレベルと残存機能については知られているが、具体的な動作との定量的因果関係は詳らかではない。そこで、脊髄損傷者の身体機能(ROM、MMT、身体寸法など)と日常生活動作(車いす漕ぎ動作及び更衣動作)の計測を行い、身体機能と動作の因果性を解析した。身体機能をデータマイニング手法により分類し、分類された動作ごとに身体機能、動作、障害レベルの関係を調べた。これにより、注目するべき数個の身体機能に着目することで、動作の特徴を得ることができた。

2B1-5 下肢装具の足底部の違いによる歩行の分析

○林 敏熙[1)]、井上 淳[2)]、花崎 泉[2)]
1)東京電機大学大学院 未来科学研究科 ロボット・メカトロニクス学専攻、
2)東京電機大学 未来科学部 ロボット・メカトロニクス学科

下肢装具は、身体麻痺により歩行が困難になった人に対して医師や理学療法士が処方している。この処方は経験則のため、明確な処方基準がない。近年の研究では着地時に足首への負担を軽減するバネやダンパ等の開発が行なわれている。足首への補助を行なうことでリハビリ効果は薄れてしまうことを考え、足底部に着目した。足底部が曲がることでより自然な歩行になりリハビリへ効果があるのではないかと考えた。よって、新規に2種類の足底部を用意し、下腿部の筋活動量と足圧重心から安定した歩行が行なわれるか検証を行なう。

2B1-6 表面筋電位を用いた繰り返し動作に起因する腰部負担の定量的評価

○廣嶋 孝行
北見工業大学 大学院工学研究科 機械工学専攻

本研究ではこれまでに、脊柱起立筋の表面筋電位により介護動作時の動的腰部負担を定量的に評価できることを示した。介護現場では、低負荷動作の繰り返しによる疲労の蓄積で腰部負担が増加し、腰痛を引き起こしている可能性がある。本報では、動作の繰り返しにより蓄積する筋疲労に着目し、脊柱起立筋の表面筋電位による腰部負担の評価手法を用いて、筋疲労の定量化を試みる。さらに、動作の繰り返しにより蓄積する筋疲労が腰部負担に及ぼす影響についても検討する。

2C2-1 住宅における生活行動中の転倒の危険性について ―足裏圧力計測データを用いて―

○王 美娜[1)]、長澤 夏子[2)]、太田 裕治[2)]、安在 絵美[2)]
1)お茶の水女子大学大学院 人間文化創成科学研究科 生活工学共同専攻、2)お茶の水女子大学 基幹研究院

歩行機能のリスク評価に用いた靴型デバイスにより、住まいの転倒リスクを環境と動作を含め評価する。一人暮らしの健常者1名が自宅で、生活動作中の足圧の計測を行い、約200歩のデータを得た。またビデオ撮影なども行った。得られたCoPの形状や足圧のパターンから、転倒リスクの高いとおもわれる動作を抽出し、行動・環境面での要因をビデオから調べた。

その結果、連続歩行は極めて少ないこと、障害物をまたぐ時は、CoPのふらつきが大きいこと、体の向きを変えるときは、軸足のCoPが要介護高齢者のすり足時のCoPと似ていることがわかった。

2C2-2 走行シミュレーションによる受動走行ロボットの安定化条件の検討

○松本 健吾
北見工業大学大学院 工学研究科 機械工学専攻

本研究では福祉機器への応用を目的に、3次元2足受動走行の安定化条件を数値解析で検討する。本報では、2足走行の解析モデルとして安定性が高いリムレスホイールを基礎とし、矢状面内の遊脚の運動周期と前額面内の立脚切り替え運動周期に着目して安定な走行が実現できる条件について解析する。さらに解析モデルの精度向上を図り、安定な連続走行の条件を明らかにする。

2C2-3 IoT型足底圧計測デバイスによる電車乗車時の姿勢制御評価

○中山 祐里[1)]、任 点[1)]、安在 絵美[2)]、太田 裕治[1)]
1)お茶の水女子大学、2)日本学術振興会特別研究員

本研究では、人間の実生活中の歩行・姿勢制御能評価のため、足底圧計測システムの開発を目的とした。開発したIoT型足底圧計測デバイスを用いて、被験者20代女性1名で、一日の活動中の足底圧データを計測した。その中で日常生活中の姿勢維持動作の一つである電車乗車中の姿勢制御能に着目し、電車の揺れに対する足底圧変化を分析した。結果より、電車の加速減速に対する各部位の足底圧の応答と足底圧中心位置の関係を捉えられた。また、進行方向に対して垂直方向を向いた場合、走行中の足底圧変化が左右で異なることが明らかになった。

2C2-4 Mirror Neuron Systemを用いたμ律動減衰による力情報の抽出に関する研究

○田 野
前橋工科大学大学院 工学研究科 システム生体工学専攻

本研究では、運動認識や模倣などに関与するMirror Neuron Systemが運動観察時にμ律動が減衰する特徴を用いて、脳情報から力の強さを抽出する手法を提案し、運動情報特徴の抽出実験を行った。その結果、運動情報の有無を想起することにより、μ律動の減衰が異なることが確認できた。本提案手法を用いることで、ミラーニューロンに基づいた運動映像により、力情報に関連する特徴脳波の誘発が可能であると示唆した。将来は脳波を用いて外骨格ロボットを制御することで、障害者の自立支援を目指します。

2C2-5 IoT 型足底圧計測デバイスによる日常生活の移動活動中の足底圧分析

○任 点
お茶の水女子大学大学院 人間文化創成科学研究科 ライフサイエンス専攻

ヒトの身体機能について、主に歩行の分析が行われるが、生活の中では歩行以外の移動行動も高い割合を占めている。本研究は、日常生活活動中の足底圧計測システムの開発を目的とした。

開発した IoT 型足底圧計測デバイスを用い、一日の生活活動の足圧を計測した。特に四つの行動(歩行、階段昇り、降り、自転車走行)の足圧を分析した。

生活を制限せず1日の活動の足圧を捉えられた。四種類の行動から各足底圧の特徴が検出され、データによる行動分別が可能と考えられた。今後、足圧パタン化することにより日常生活の行動認識法を検討する。

2D1

9月16日(土) 9：00～10：00 D会場（127）

司会：加藤 綾子（埼玉医科大学）

細胞 I

2D1-1 異なるDLC窒素比の成膜繊維性スキャフォルドを用いた細胞運動形態評価システム

○ABDUL RAHIN NUR SHUHADAH[1)]、志村 まり[2)]、矢口 俊之[1)]、荒船 龍彦[1)]、本間 章彦[1)]
1）東京電機大学 理工学研究科 電子機械工学専攻、2）国立国際医療研究センター・難治性疾患研究部

In cell culture, there is a need to analyze the cell present with the behavior of the collective cells movement. In this study, using fibroblast cells, the amorphous carbon film was coated on the surface of the fiber produced by the electrospinning method and the individual motion form of the cells on the fiber was evaluated non-invasively. We develop a system which can evaluate individual movement speed of cell, fiber contact ratio and cell number of proliferation by image processing.

2D1-2 腹膜透析排液由来細胞を用いた腹膜線維化診断法の開発

○安部 将史[1)]、溝口 誠也[1)]、中村 文哉[1)]、宮本 啓一[1)]、村田 智博[2)]、石川 英二[2)]、吉田 利通[3)]、堀内 孝[1)]
1）三重大学大学院 工学研究科 分子素材工学専攻、2）三重大学附属病院 血液浄化療法部、3）三重大学大学院 医学系研究科

腹膜透析液の生体適合性は向上しているが、腹膜線維症の発症を完全に抑制するには到っていない。腹膜透析排液中の脱落中皮細胞の形態の違いによる上皮間葉系形質転換／線維化関連タンパク及び遺伝子の発現量を比較した。細胞形態の違いにより、Snail, Fibronectin, Tenascin-Cで有意な上昇、E-cadherinで有意な減少が得られた。10ng/mL TGF-β1曝露後の遺伝子発現変化では、形質転換した細胞において繊維化関連遺伝子の応答性が高い結果が得られた。腹膜の状態を診断できる可能性が示唆された。

2D1-3 培養骨格筋を用いた温熱ストレス評価法の開発

○高木 空[1)]、中村 友浩[2)]、藤里 俊哉[1)]
1）大阪工業大学大学院 工学研究科 生体医工学専攻、2）大阪工業大学 工学部 総合人間学教室

温熱ストレスは筋肉の収縮力に影響を与えるが、血流量やホルモンにも影響を与えることから、筋肉への純粋な影響を評価することは困難である。そこで、筋細胞から培養骨格筋を作製し、39℃の温熱ストレスを与えることで、筋肉の収縮機能に与える純粋な影響の評価を試みた。その結果、温熱ストレスを与える期間が長い程、収縮力は低下したが、その後37℃に戻して培養を継続すると、温熱ストレスを与える前の収縮力とほぼ同等まで回復した。温熱ストレスが筋肉の収縮機能に与える純粋な影響が評価し得ることが示唆された。

2D1-4 脱細胞化スライス脳への神経細胞播種法の検討

○木村 剛[1)]、中村 奈緒子[2)]、橋本 良秀[1)]、小田原 あおい[3)]、鈴木 郁郎[3)]、岸田 晶夫[1)]
1）東京医科歯科大学 生体材料工学研究所、2）芝浦工業大学 システム理工学部、3）東北工業大学 工学部

細胞外基質（ECM）は、細胞を支持するのみでなく、細胞の増殖や分化などの細胞機能に強く影響する。神経科学分野においても、神経回路構築や脳組織再構築へのECMの影響に関する研究が行われている。本研究では、脳より細胞のみを除去したECMである脱細胞化脳上での神経ネットワーク形成を検討した。血清の有無、播種細胞密度、細胞の分散状態、培養期間等の培養条件を種々に変化させて培養した結果、単一細胞分散状態にて播種した場合に神経ネットワークが効率的に形成されることが明らかとなった。

2D2-1 ヒトiPSC由来神経ネットワークの電気活動で動く知的ロボットの開発

○横井 れみ[1)]、松田 直毅[2)]、小田原 あおい[2)3)4)]、鈴木 郁郎[1)]
1)東北工業大学 工学部 電気電子工学科、2)東北工業大学大学院 工学研究科 電子工学専攻、
3)東北大学 材料科学高等研究所、4)日本学術振興会

ヒトiPSC由来ニューロンの可塑性現象に基づいて、学習するロボットの創成を目的とした。神経ネットワークの活動情報に基づいてロボットが動き、ロボットの視覚情報(壁までの距離情報)に基づいて神経ネットワークにフィードバック電気刺激を行うシステムを構築した。壁までの距離に依存した電気刺激を繰り返しフィードバックすることで、神経ネットワークの刺激に対する活動特性が変化し、ロボットが神経ネットワーク活動に基づいて壁を回避することに成功した。培養ヒト神経ネットワークで動く知能ロボットを創生した初報告である。

2D2-2 培養ヒトiPS細胞由来中枢神経ネットワークに睡眠・覚醒リズムを惹起させる為の基礎検討

○岡部 美穂[1)]、松田 直毅[2)]、小田原 あおい[2)3)4)]、辛島 彰洋[1)2)]、鈴木 郁郎[1)2)]
1)東北工業大学 工学部 電気電子工学科、2)東北工業大学 大学院 工学研究科 電子工学専攻、3)東北大学 高等材料科学研究所、
4)日本学術振興会

ヒトiPS細胞由来ニューロンを用いた創薬応用が期待されているが、培養細胞であり、生体脳現象を再現しているとは言えない。生体脳における概日リズムを培養神経ネットワークに惹起できれば、睡眠関連薬剤の評価に有効である共に、薬効評価精度の向上につながる。本研究は、生体大脳皮質で見られるAchの概日リズム変動に着目し、睡眠－覚醒時の電気活動リズムの惹起を目的とした。12時間毎にAch濃度を変動させた結果、睡眠・覚醒リズムを模倣する電気活動の検出に成功し、Ach投与によるリズム惹起法の有効性が示唆された。

2D2-3 オルガノイドソーターを実現する3次元微小組織モデル「Cell ball」の開発

○岡本 湧[1)]、小田原 あおい[1)2)3)]、鈴木 郁郎[1)]
1)東北工業大学 工学部、2)東北大学 材料科学高等研究所、3)日本学術振興会

細胞ネットワークや微小組織の機能をフローサイトメトリー解析およびソーティングする技術は確立していない。本技術ができれば、より生体機能に近いサンプルを高速解析および分離後の詳細解析が可能となり、生命科学分野の新しい評価法となる。本研究では、フローサイトメトリー解析を実現する、細胞数や細胞種を制御した球形の3次元組織モデル「Cell ball」作製技術を開発した。ヒトiPSC由来ニューロンを用いた3次元微小組織やヒト肝臓モデルを構築し、フローサイトメトリー解析を実現した。

2D2-4 ヒトiPSC由来末梢ニューロンを用いた抗癌剤の痛み応答評価

○小田原 あおい[1)2)3)]、松田 直毅[2)]、鈴木 郁郎[2)]
1)東北大学 材料科学高等研究所、2)東北工業大学、3)日本学術振興会

末梢神経細胞であるDRGニューロンは化学物質、温度などの感覚情報(痛み)を感受するニューロンである。ヒトiPS細胞由来末梢神経細胞の開発により、近年、化学物質のヒト毒性評価の標本としての応用が期待されている。本研究では、ヒトiPS細胞由来末梢神経細胞の電気生理学的な痛み応答評価系の構築を目指し、平面微小電極アレイ(MEA)による末梢神経細胞の化学物質および抗癌剤に対する電気生理学的な変化の検出および解析法の構築を目的とした。

2D2-5　AI を用いたバースト解析法の検討

○松田 直毅[1)]、石橋 勇人[2)]、小田原 あおい[1)3)4)]、鈴木 郁郎[1)2)]
1）東北工業大学 大学院 工学研究科 電子工学専攻、2）東北工業大学 工学部 電気電子工学科、
3）東北大学 高等材料科学研究所、4）日本学術振興会

ヒト iPS 細胞ニューロンの電気活動を指標とした痙攣性薬剤毒性評価において、同期バースト発火解析が有効である。しかしながら、同期バースト発火の特性は様々であり、閾値設定による従来法では、同期バースト発火を正確に検出することが難しい。そこで、本研究では AI による同期バースト検出法の検討を行った。AI に専門家の目視による正確な同期バースト発火情報（開始と終了時間）を学習させた結果、AI と専門家の目視による解析結果の一致率は90% であった。AI は従来法に比べ正確なバースト検出法であることがわかった。

2D2-6　ヒト iPS 細胞由来ニューロンの薬剤性痙攣誘発時の特性を抽出する電気活動波形の周波数成分解析

○石橋 勇人[1)]、小田原 あおい[2)3)4)]、鈴木 郁郎[1)2)]
1）東北工業大学 工学部 電気電子工学科、2）東北工業大学大学院 工学研究科 電子工学専攻、3）東北大学 材料科学高等研究所、
4）日本学術振興会

平面微小電極アレイ（MEA）を用いたヒト iPS 細胞由来ニューロンの薬剤性痙攣誘発リスク評価にはパラメータ同定が必要不可欠である。本研究は、薬剤投与による同期バースト発火の周波数成分の特性抽出を目的とした。4-AP, PTZ による痙攣発火時の電気活動波形にウェーブレット変換を用いて周波数成分の特性を検出した。4-AP 投与時はバースト前半に、PTZ 投与時はバースト中盤に強い β 波成分、γ 波成分が観察された。特性検出により、ヒト脳波との比較検証が可能となると共に、薬剤性痙攣誘発を予測可能とするパラメータとしての有効性が示唆された。

2D2-7　ヒト iPSC 由来中枢神経ネットワークを用いたマルチ機能薬効評価系の構築

○鈴木 郁郎[1)]、松田 直毅[1)]、小田原 あおい[1)2)]、家村 千賀子[1)]
1）東北工業大学 大学院工学研究科、2）東北大学材料科学高等研究所

我々は、平面微小電極アレイチップを用いて活動電位を指標としたヒト iPSC 由来中枢神経ネットワークの薬効評価系を構築してきた。同一チップで、シナプス機能も計測できれば、作用機序の同定や薬効評価精度の向上、評価できる薬剤種の増加等につながる。本研究では、神経伝達物質の放出量もセンシングできるカーボンナノチューブ平面微小電極アレイを開発した。ヒト iPS 細胞由来ニューロンを用いて、覚醒剤投与による神経伝達物質の放出量変化の検出に成功し、活動電位変化では見られない薬効評価系としての有効性を示した。

2E1　インタフェース

2E1-1　重度運動機能障害者のための適応的ジェスチャインタフェースに関する研究 ―第2報―

○中山 剛[1)]、伊藤 和幸[1)]、依田 育士[2)]
1)国立障害者リハビリテーションセンター研究所、2)国立研究開発法人 産業技術総合研究所 人間情報研究部門

脳性まひや頸髄損傷者、進行性筋疾患・神経疾患などの重度運動機能障害者に対して、簡易なジェスチャにより情報機器を操作可能にするインタフェースを研究している。これまでに40余名の重度運動機能障害者の159の身体部位のジェスチャを計測し、頭部動作、舌の出し入れ、指の動き、両足の動き、膝の開閉、肩の動きを認識する6つの認識エンジンの基本開発を行った。本報告では、主に神経原性の筋萎縮症患者によるジェスチャインタフェースに関する基礎的な評価を行ったので報告する。

2E1-2　多系統萎縮症に対する操作スイッチ評価機器の試作

○河合 俊宏
埼玉県総合リハビリテーションセンター

多系統萎縮症は、線条体黒質変性症、オリーブ橋小脳萎縮症、シャイ・ドレーガー症候群の総称である難病である。錐体外路症状、運動失調、自律神経障害と、いずれも在宅生活を送るには課題となるため、自発的なコミュニケーション機能が一旦失われると、機器的な支援が有効とされる例をみることは極めて少ない。昨年振戦の激しい対象向けに、操作スイッチだけでなく、振動を抑える刺激装置を含めたシステムの試作を紹介した。今回評価用の計測装置を試作したので、報告する。

2E1-3　ジョイスティックで運転する自動車の開発と実用化

○和田 正義
東京農工大学 工学府 機械システム工学専攻

重度障害者自身による自動車の運転を可能にするジョイスティックで運転する自動車の開発と実用化までの過程について述べる。本開発はユーザのニーズを詳細に把握した福祉車両の架装メーカと、電動モータのコンピュータ制御を専門とする大学のメカトロニクス研究室がそれぞれの知識、技能、経験を持ち寄り産学連携研究を行い、ユーザへの商品提供を第一の目標として開発を行った。自動車のペダル・ハンドルをジョイスティックの指令により電動モータで駆動するシステムを構築し実用化に成功した。

2E1-4　スマートフォンで動作する触覚を用いたテーブルゲームシステムの試作

○河内 了輔[1)]、前田 義信[2)]、新川 拓也[3)]
1)新潟医療福祉大学 医療技術学部 視機能科学科、2)新潟大学 工学部、3)大阪電気通信大学 医療福祉工学部 医療福祉工学科

本研究では、視覚障害者と晴眼者が対等な条件で遊戯可能な環境を構築するために、立体図形を刻印したコマ群を利用するテーブルゲームシステムを試作した。プレーヤはコマの底面にある立体図形を指で触り、その種類を判別することができる。また、立体図形の隣にはQRコードが印刷されており、これを専用のアプリがインストールされたスマートフォンのカメラで撮影すると、音声でコマの種類を他のプレーヤに伝えることができる。本システムを用いてアメリカンページワンを模したゲームを試遊した結果、ゲームが成立することを確認した。

2E1-5　回想療法を考慮したペットロボットの研究

○京島 建多[1)]、中里　裕一[2)]
1）日本工業大学院 機械システム工学専攻 中里研究室、2）日本工業大学

本研究では、認知症患者を対象としたペットロボットの研究を行っている。ペットロボットの問題点である「対象者の飽き」を解決するため、ペットロボットにアニマルセラピーの効果だけでなく回想法の効果が見込まれるような工夫を行う。そのため、子育ての記憶を思い出してもらうために、赤ん坊の代用になるロボットを開発する。ただし、ヒトの乳幼児の外観をそのまま模倣する事は避け、赤ん坊のように頭が大きく胴や脚が短いクマのぬいぐるみの外観を採用、子供のようなしぐさを行なう、ペットロボットを作製した。

2E1-6　ロボットセラピーにおける姿勢評価を用いた評価アプリケーションの開発

○近藤 智子
芝浦工業大学 理工学研究科 システム理工学専攻

認知症における周辺症状に対する薬の使用を減らすため、薬に頼らない治療（非薬物療法）が併用されている。その一つにロボットセラピーがあり、メンタルコミットロボット「パロ」が使用される。本研究では、それに対する主観的評価と定量的評価を同時に行え、現場での容易な評価を可能にし、より良いケアの提供に貢献する評価アプリケーション（以下、アプリ）を開発する。アプリでは、定量的評価として姿勢による解析を行う。本報告では、セラピーの効果に対する姿勢解析評価の妥当性を検証したのでその結果について報告する。

2E1-7　半側空間無視の物体中心無視に対する3D-VR型cueingシステムの開発

○萩原 晨功[1)]、安田 和弘[2)]、室井 大佑[3)]、大平 雅弘[4)]、齋地 健太[1)]、岩田 浩康[1)]
1）早稲田大学大学院 創造理工学研究科 総合機械工学専攻、2）早稲田大学 理工学術院 総合研究所、
3）医療法人鉄蕉会 亀田リハビリテーション病院、4）医療法人社団三喜会 横浜新緑総合病院

脳卒中後の半側空間無視では、身体を中心とした身体中心（egocentric）無視、注視した対象物の片側を無視する物体中心（allocentric）無視が存在する。物体中心無視に対する介入で十分な根拠を持つものは無いが、紙面上で無視空間に合図を呈示することで症状が改善したとする実験的検討が存在する。しかし、実生活場面に類する3次元空間においての作用は、その重要性に反して明確ではない。そこで本研究では、仮想空間内に視覚刺激を呈示、刺激に対してCueingを付与するシステムを構築し、物体中心無視への影響を検証したので報告する。

2E1-8　運動支援プログラムにおける壁面ディスプレイ利用の効果

○鈴木 真[1)]、河村 剛光[2)]、青木 和浩[2)]
1）東京電機大学 システムデザイン工学部、2）順天堂大学 スポーツ健康科学部

ディスプレイ技術の進歩により、壁や天井、床など身の回りのどこにでも映像を表示可能な環境が整いつつある。そこで我々は、このような壁面ディスプレイが一般に普及した時に、それを利用した健康づくりのための運動支援プログラムの提供が有効と考えた。具体的には壁面ディスプレイに表示された仮想のオブジェクトと、プレイヤーが直接にインタラクションできるものを目指している。本報では実験的プログラムにより、通常サイズのディスプレイと、超短焦点プロジェクタで構築した壁面ディスプレイとで運動状態を比較する。

3C2-1　作業療法士による3Dプリンタを用いた自助具製作のための個別適合設計支援システムの開発

○硯川 潤[1)]、高本 健吾[1)]、大井 めぐみ[2)]、杉本 みゆき[2)]、田中 匡[2)]、水谷 とよ江[2)]、森口 治奈[2)]
1）国立障害者リハビリテーションセンター研究所、2）国立障害者リハビリテーションセンター自立支援局

近年、3Dプリンタの低価格化にともない、主に作業療法士（OT）が製作する自助具への応用が期待されている。しかし、設計の専門知識を持たないOTにとって、造形データを作成することは困難であり、導入の大きな障壁となっていた。そこで本研究では、OTが自助具ユーザの形態測定や機能評価にもとづいて造形データを調整する作業を支援するシステムの開発を試みた。数個の変数を入力することで基本形状を所望の形状に調整できるパラメトリック設計システムを試作したところ、実際の臨床現場にて活用でき、その有用性を確認できた。

3C2-2　聴覚障がい者のための音源方向推定装置の開発

○神田 雄輝
愛知工業大学大学院 工学研究科 機械工学専攻

今日、聴覚障がいを患っている人は少なくなく音による情報があれば回避できる事故を回避できないこともある。そこで、聴覚障がい者の支援のための音源方向推定装置を開発した。この装置は、メガネ型装置に取り付けられた二つのマイク部から音源情報を入手し振動モータや携帯端末によって危険を伝える装置である。パトカーや救急車のサイレンのような高音域の音源を対象とし音源方向推定を雑音下や移動する音源に対し精度の向上を目的とした。実験では音源方向推定精度は± 30° の誤差の範囲内に抑えることができた。

3C2-3　交流磁界を用いた経鼻栄養チューブ先端位置検出用コイルの開発

○浅見 亮[1)]、塚原 彰彦[2)]、栗城 眞也[3)]、内川 義則[1)]
1）東京電機大学大学院 理工学研究科、2）東京電機大学 理工学部 理工学科、3）東京電機大学 情報環境学部

現在、嚥下機能が低下した患者に対して経鼻栄養チューブを用いた栄養補給が行われている。栄養補給を効率良く行う為には生体内のチューブ先端が胃内にあるかどうかを正確に確認する必要がある。我々は交流磁界によってチューブ先端に取り付けた磁性体を磁化し、体外に発生する磁界を検出してチューブ先端位置を推定するための装置の開発を行っている。本研究では、磁界検出コイルの設計と試作を行い、磁界検出特性を検討したので報告する。

3C2-4　臨床現場で測定可能な身体機能項目による上肢防御動作評価法の提案

○長尾 朋紀
東京大学大学院 新領域創成科学研究科 人間環境学専攻

車椅子からの転倒は、高齢者施設や病院、在宅などの臨床現場で頻繁に発生している事象である。そのため、機器による転倒予防策が数多く提案されてきたが、それらの導入においては、転倒の起こりやすさや、転倒時防御動作の能否などを感覚的に判断されているのが現状である。そこで、本研究では上肢による防御動作の能否判断と転倒時の受傷被害の程度予測を、身体機能項目である姿勢反射反応時間・挙上速度・上肢筋力とマルチボディモデルシミュレーションによりおこなう評価手法の提案を行った。

3C2-5　情報支援ロボットシステムの家庭環境における効果検証

○齋藤 大輔[1)]、西浦 裕子[1)]、大中 慎一[2)]、渡部 幸一[3)]、森村 泰之[3)]、児島 宏明[4)]、佐土原 健[4)]、濱田 浩美[5)]、二瓶 美里[6)]、井上 剛伸[1)]

1）国立障害者リハビリテーションセンター研究所、2）日本電気株式会社、3）株式会社生活科学運営、4）産業技術総合研究所、5）フランスベッド株式会社、6）東京大学

本研究では、ロボットを用いて遠隔で生活に必要な情報を提供する生活支援システムを開発した。このシステムについて、自立型高齢者施設に入居する高齢者5名と在宅の独居高齢者1名を対象として、効果検証を実施した。通常の生活とロボットが介入した生活について、4週間の前後比較を行った。エンドポイントとしては、被験者ごとに設定した検証項目の達成率により評価した。その結果、ロボットを使用した場合の行動達成率の向上が見られた。このことから、本研究で提案するシステムの有効性が示唆された。

3D1-1 体調急変推定に向けた心臓血管系モデルの構築

○角谷 健斗、金子 成彦
東京大学大学院 工学系研究科 機械工学専攻

近年、ドライバーの体調急変に起因する交通事故が大きな社会問題になっている。その対策として、運転中に採取される生体信号を用いたドライバーモニタリングにより体調急変の発生を推定し事故を未然に防ぐことが必要である。しかし、推定手法の構築に際して、教師データとして用いるべき体調急変時の生体信号のデータ点数が少ないという問題点がある。そこで本研究では、体調急変時の生体信号を計算により取得することに着眼点を置き、人間の心臓系と血管系を連成させた数理モデルの構築を行う。

3D1-2 加速度脈波を用いた体組成計上での脈波伝播速度測定に関する研究

○高橋 翔
筑波大学大学院 システム情報工学研究科 知能機能システム専攻

動脈硬化の指標の1つである脈波伝播速度を、すでに広く普及している体組成計を利用して自宅や職場で簡便に計測するための計測デバイスを開発している。本研究では脈波伝播速度を心電図のR波と脈波の立ち上がり点から算出しており、その導出方法を検討した。加速度脈波のa波、b波を用いて脈波の立ち上がり点を同定し、それぞれの脈波伝播速度を算出し比較した。血圧上昇タスクを行い、脈波伝播速度と血圧の相関関係を用いて評価した。加速度脈波のa波を用いて算出した脈波伝播速度と血圧の相関の方がb波よりも強い相関がみられた。

3D1-3 光電脈波計測におけるLED-PD間隔と体動アーチファクトの関係

○大田 将平
筑波大学大学院 システム情報工学研究科

日常生活や運動時において健康状態のモニタリングを行うことは重要である。光電脈波計測により脈拍数など多くの生体情報を得ることができる。しかし、光電脈波は体の動きによりノイズが重畳するため、日常生活や運動時に適用するには体動アーチファクトの影響を軽減する必要がある。

本研究では、光源波長およびLED-PD間隔に着目し、加振器による外乱刺激を与えた際の体動アーチファクトの重畳を比較した。SNRや脈拍数検出の誤差率を評価した結果、光源波長ごとに体動アーチファクトの影響が最小となるLED-PD間隔が異なることが示された。

3D1-4 理学療法士による施術が自律神経に及ぼす効果 (短時間心拍変動周波数分析による評価の試み)

○竹市 博臣[1)]、山口 剛[2)]、舛本 現[1)]、野田 茂穂[1)]、姫野 龍太郎[3)]
1)理化学研究所 情報基盤センター 計算工学応用開発ユニット、2)自由が丘整形外科、3)理化学研究所 情報基盤センター

本研究は、理学療法士による施術が自律神経に及ぼす効果を、短時間心拍変動周波数分析によって評価する試みである。整形外科通院患者(患者群)12名および健常群18名を測定対象とした。患者群および健常群1(12名)は、30～40分間の施術の前後に、心拍測定を座位・閉眼安静状態で行った。健常群2(6名)は、施術を受けず10回連続測定した。施術を受けた群でのみ、施術の前後で有意な平均心拍数の減少が認められ、多重線形回帰の結果、これが副交感神経の影響を示す平均HF成分に関連することが示唆された。施術の新たな可能性が開かれる。

3D1-5　カフの自動的な着脱動作を可能とした血圧計のための上腕に倣う極軽量ソフトアクチュエータの開発

○東 健太
滋賀県立大学

一般的な家庭用自動血圧計は測定時にカフによる腕の締め付け動作を行う必要があり、この動作が特に高齢者や肩部に疾患を持つ人、大きな上腕を有する人にとって困難となる場合がある。日常的かつ持続的に血圧管理を行うには、煩わしい動作を排除した、簡便に測定が可能な血圧計が必要と考える。

これまでに開発した能動的な血圧測定システムを用いた基礎実験より得られた結果から圧迫力不足を解決するための倣い動作の改善に着目する。本研究では、上腕に倣うための構造を有する新たなアクチュエータの構造と基礎実験について述べる。

3D1-6　心拍数変動環境下における椅子型心拍モニタリングシステム開発に関する研究

○飛田 和邦
筑波大学大学院 システム情報工学研究科

心疾患による死亡率は、がんに次いで日本国民の死因第二位を占めている。心拍を日常的に把握することは、心疾患の早期発見につながると考えられている。心拍計測の際、計測器具装着などの自発的・積極的行為を伴う場合、その緊張から心拍数の上昇等が発生する可能性がある。本研究では、心音図・心弾図を用いた無意識な椅子型心拍モニタリングシステムの開発に向け、被験者に無呼吸・運動タスクを実施し心拍数を変動させ、胸部心電図との比較を行った。その結果、5% 以内の誤差率で心拍数の計測が可能であることが示された。

3D1-7　可変構造の容量性電極を用いた心電図計測の提案

○鈴木 修平
法政大学 理工学部 電気電子工学科

厚労省の報告による三大死因は癌、心疾患、脳血管疾患であるが、この中で心疾患は心電図計測によって検出できる。一方、Apple watch 等のウェアラブル機器による生体計測が流行しており、疾患の早期発見や常時見守りを可能とする日常計測への期待が高まっている。日常生活で心電図計測を行う場合には、肌への電極の取り付けを避けるために非接触計測方法である容量性電極を用いた心電図測定が考案されているが、私達はこれをベースとしつつ容量性電極の構造を可変とする事で、新たに姿勢推定なども可能な心電図計測を提案する。

3E1-1　AE信号処理を用いた膝関節の異常検出に関する研究

○カーン タウヒドゥルイスラム、楠本 将人
佐賀大学 工学系研究科 先端融合工学専攻

膝関節は、人間の体の中でもっとも複雑かつ最大の関節である。この関節の病気の一例に、変形性膝関節症がある。この病気の検査方法は、現在X線やMRIなどを用いることが一般的である。しかし、外部から大きなエネルギーを与える必要があること、検査機器が大きくなること、導入コストが高くなることが欠点として考えられる。そこでAE手法を用いた膝関節の動的検査が可能な装置を考案し、実際に得られたパラメータを用いて膝関節の状態を評価することと、膝関節内部に損傷がある場合に正しい損傷位置の推定が可能であるか検証する。

3E1-2　視線検出デバイスを用いたマルチコプタの操作システムの簡素化と操作性の検討

○安達 佳仁[1)]、甲斐 義弘[2)]
1)東海大学大学院 工学研究科 機械工学専攻、2)東海大学 工学部 機械工学科

近年、日本では高齢化が進み、加齢に伴う怪我や病気などで歩行が困難な人の増加が予想される。このような人は買い物や隣家訪問のために外出することが困難であり、車いすで外出する場合も事故の危険が伴う。
本研究ではこのような問題を人の代わりにマルチコプタを用いて解決するために、マルチコプタに搭載されたカメラの映像を見ながら眼球運動で操作を行う、視線検出デバイスを用いた操作システムを提案している。これまでの操作方法は複雑で操作が困難であったため、本報告では操作方法を簡素化し、従来との比較と操作性の検討を行う。

3E1-3　住居における床振動情報を用いた日常生活動作時の居住者の歩数抽出及び部屋特定アルゴリズムの開発

○佐々木 美緒[1)]、Tripette Julien[2)]、才脇 直樹[3)]、元岡 展久[2)]、太田 裕冶[2)]
1)お茶の水女子大学大学院 人間文化創成研究科 生活工学共同専攻 人間工学研究室、2)お茶の水女子大学、3)奈良女子大学

現在最も身近な健康管理を行う機器として歩数計が広く使用されており、最近ではスマートフォンのアプリやウェアラブルデバイスに歩数計の機能が備えられたものが開発されている。これらは身体に侵襲であるため、本研究では住居内において非侵襲で生活者の歩行情報を把握・管理することのできるシステムの開発を目的とした。部屋特定及び歩数計測アルゴリズムを開発・改良し、日常生活動作時でも有効であるか検証した。実験より生活者の部屋特定及び、身体に侵襲な機器よりも精度の高い歩数計測アルゴリズムの開発に成功した。

3E1-4　腹部膨隆により伸張された腹直筋を考慮した妊婦版筋骨格モデルの構築

○森野 佐芳梨[1)]、高橋 正樹[2)]
1)慶應義塾大学大学院 理工学研究科 開放環境科学専攻、2)慶應義塾大学 理工学部 システムデザイン工学科

妊娠中の不定愁訴である腰背部痛改善のために、筋活動を考慮した動作解析が望まれている。具体的には、妊娠中の体型変化に伴う身体動作様式の変更により、腰背部への筋負荷が大きくなることが考えられるが、母体への負荷を考慮すると妊婦の動作中の筋活動計測は現実的ではない。そこで本研究では、胎児成長に伴う腹部膨隆による腹直筋の伸張と、体重心の下方移動を考慮した妊婦版筋骨格モデルを構築することにより、動作中の筋活動の推定を目指した。さらに、妊婦を対象とした動作実験を行い、構築した筋骨格モデルの妥当性を検証した。

3E1-5　アキレス腱張力計測デバイスの開発と計測方法の検討

○川上 拓真、飯村 仁一、滝口 理一、萩原 杜子、山本 紳一郎
芝浦工業大学 大学院理工学研究科 システム理工学専攻

不完全脊髄損傷者の歩行機能の回復には、下肢抗重力筋への荷重を主とした免荷して行う歩行訓練を行うことが有効であると V. Dietz ら（2004）によって示されている。アキレス腱張力情報を知ることで下肢抗重力筋への荷重を推定することができると考え、演者らはアキレス腱張力計測デバイスの開発を目指している。従来のアキレス腱張力の計測方法では、動的状況下での計測が困難であり、歩行時に計測する手法について検討した。今回は、アキレス腱の横ひずみを計測するデバイスを用いて、アキレス腱張力の間接的に推定する方法について報告する。

3E1-6　Leap Motion を用いた SIAS の上肢遠位テストの評価 ―システム設計の試み―

○大西 智也[1)]、田中 雅博[2)]
1）甲南大学大学院 自然科学研究科 知能情報学専攻 博士後期課程、2）甲南大学 知能情報学部

脳卒中によって片麻痺を呈した場合、上・下肢や体幹の運動麻痺による身体機能不全を生じることが多い。そのような状態の運動機能を評価する方法として SIAS が用いられる。評価の判定は、検者の目視によって判定できるように基準が設けられている。ところが、検者間でその判定が異なることがある。

我々は、SIAS で行う身体機能評価の運動について、深度センサを用いて計測し、自動的に判定するシステムの開発を進めている。今回は、Leap Motion を用いて手指機能の評価を自動化するシステムを試作したので報告する。

3E1-7　BJAS により計測した膝関節屈伸信号の定量化

○長尾 光雄[1)]、菊地 達彦[2)]、キム ヨンホ[3)]、見坐地 一人[4)]
1）日本大学 工学部 機械工学科、2）日本大学大学院 工学研究科 機械工学専攻、
3）延世大学 健康科学部 バイオメディカルエンジニアリング、4）日本大学 生産工学部 数理情報工学科

【目的】膝 OA 等はロコモや要支援のリスクが高く、QOL の低下も早めている。これらを早期に診断したい。そこで、センサ BJAS により計測した屈伸時の発信強度を定量評価する数値化について検討した。
【方法】自動と荷重屈伸時の信号強度の数値化には、しきい値を設定し、これを超えた信号数で表した。しきい値は、休止時の信号強度を統計処理して与えた。
【成績】しきい値を健常膝関節等の自動と荷重に適用したところ、信号強度の数値化はできた。
【結論】提案したしきい値の設定方法も客観的な信号数値化の方法と考える。

3E1-8　母指によるスマートフォン操作特性に関する研究 ―基礎動作解析からの検討―

○栗原 修平[1)2)]、三田 隆広[2)]、小山 裕徳[1)]、川澄 正史[1)]
1）東京電機大学大学院 未来科学研究科 情報メディア学専攻、
2）東京電機大学大学院 先端科学技術研究科 情報通信メディア工学専攻

スマートフォン利用者は約50% が片手母指操作をしているという報告がある。片手母指操作は負荷が母指に偏るため、腱鞘炎などの障害リスクが高いと考えられる。母指障害は把持動作のような日常動作に支障をきたすため、母指負荷の検討が必要である。母指負荷の検討をするために基礎的な要件として、スマートフォン操作の特性を検討する必要があると考えられるが、そのような研究はまだ少ない。そこで本研究では母指スマートフォン操作時の操作速度などの基礎動作データを収集し、その解析から操作特性を明らかにすることを目的とした。

Clinical Application of Implantable Brain Machine Interfaces

Masayuki Hirata[1,2,3], Seiji Kameda[1,2,3], Jason Palmer[1], Hiroaki Hashimoto[1,2], Takafumi Suzuki[3], Hiroshi Ando[4], Hiroshi Yokoi[5], Yinlai Jiang[5], Yasuharu Koile[6], Yosuke Fujimoto[1], Xin He[1,2], Noriaki Hattori[1,4], Masafumi Mihara[1,4], Takufumi Yanagisawa[1,2], Hideki Mochizuki[4], Haruhiko Kishima[2], Toshiki Yoshimine[1]

1 Endowed Research Department of Clinical Neuroengineering, Global Center for Medical Engineering and Informatics, Osaka University, Suita, Osaka 565-0871, Japan

2 Department of Neurosurgery, Osaka University Medical School, Suita, Osaka 565-0871, Japan

3 Center for Information and Neural Networks (CiNet), NICT, Suita, Osaka 565-0871, Japan

4 Department of Neurology, Osaka University Medical School, Suita, Osaka 565-0871, Japan

5 Department of Mechanical and Intelligent Systems Engineering, The University of Electro-Communications, Chofu, Tokyo 182-8585, Japan

6 Precision and Intelligence Laboratory, Tokyo Institute of Technology, Yokohama, Kanagawa 226-8503, Japan

E-mail: mhirata@cne-osaka.org

Implantable brain machine interfaces (BMI) enable severely disabled people high-performance real-time robot control and communication, utilizing high-quality intaracranial neural signals. Electrocorticograms (ECoG) are useful for implantable BMIs because of not only their zero time-lag property but their high spatiotemporal resolution with long term stability also[1]. Fully implantable devices for ECoG recording offer long-term home-use with 24/7 supports. This will help not only patients with restoring motor and communication control but also help their caregivers with reducing burdens of caregiving day and night[2]. Magnetoencephalograms (MEG) have acceptable spatiotemporal resolution for BMIs. Although they are not applicable to home-use, but its noninvasiveness is appropriate to preoperatively evaluate the indication of device implantation. Until now, we established ECoG-based robot control and communication, and MEG-based neural decoding[3, 4]. High gamma activity was a good decoding feature for ECoG-based decoding, but not for MEG-based decoding. Instead, amplitude of magnetic fields was a good feature for MEG-based decoding mainly due to its inferior sensitivity to high gamma activity. Also, we are developing a 128-channel fully-implantable BMI device (WHERBS) for long-term home-use with 24/7 supports[5]. Clinical research to confirm safety and efficacy of the implantable BMI will start early in the next year.

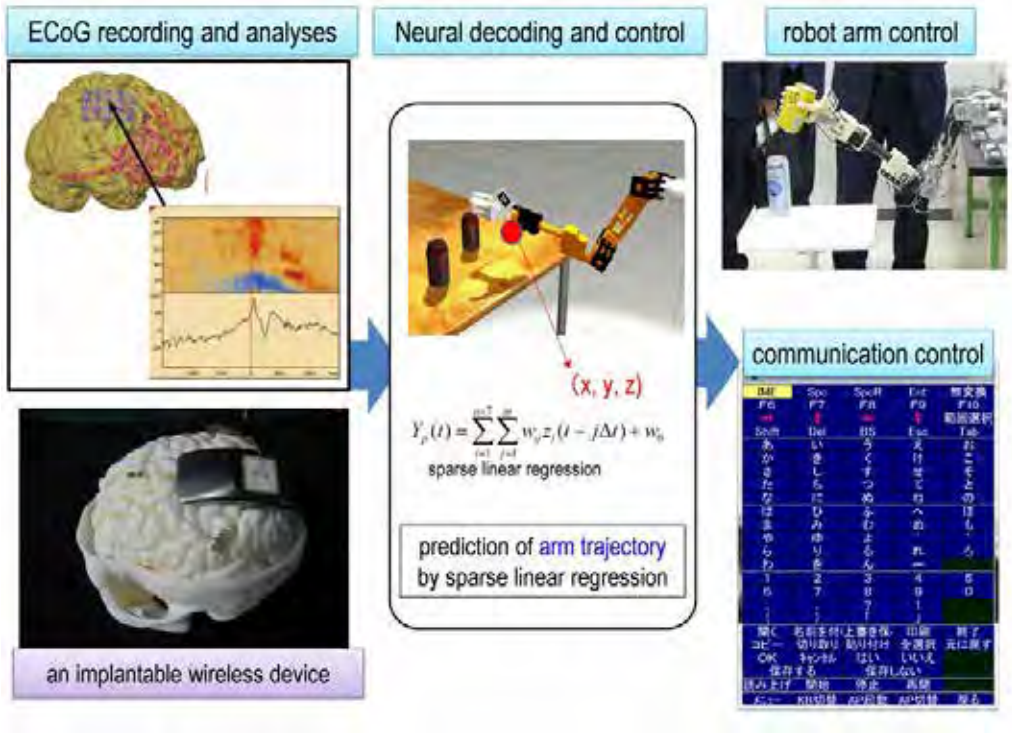


Figure Implantable brain machine interface: WHERBS

Acknowledgements

This work was funded partly by a grant for “Development of BMI Technologies for Clinical Application” from the Strategic Research Program for Brain Sciences by AMED, a grant for “Research and development of technologies for high speed wireless communication from inside to outside of the body and large scale data analyses of brain information and their application for BMI” from NICT, the ImPACT Program of the Council for Science, Technology and Innovation from Cabinet Office, Government of Japan, and KAKENHI (26282165) grants from the Japan Society for the Promotion of Science (JSPS)..

References

1. Hirata M. Brain machine-interfaces for motor and communication control. In: Ishiguro H, Fujikado H, Osaka M, Asada M, editors. Cognitive Neuroscience Robotics B: Analytic Approaches to Human Understanding: Springer; 2016.

2. Kageyama Y, Hirata M, Yanagisawa T, et al.: Severely affected ALS patients have broad and high expectations for brain-machine interfaces. Amyotrophic lateral sclerosis & frontotemporal degeneration 2014, 15(7-8):513-9.

3. Sugata H, Goto T, Hirata M, et al.: Neural decoding of unilateral upper limb movements using single trial MEG signals. Brain Res 2012, 1468:29-37.

4. Yanagisawa T, Hirata M, Saitoh Y, et al.: Electrocorticographic control of a prosthetic arm in paralyzed patients. Ann Neurol 2012, 71(3):353-61.

5. Hirata M, Matsushita K, Suzuki T, et al.: A fully-implantable wireless system for human brain-machine interfaces using brain surface electrodes: W-HERBS. IEICE Trans Commun 2011, E94-B:2448-53.

Kinect v2 を用いた嚥下運動の非侵襲的定量化

Non-invasive Quantification of Human Swallowing using the Kinect v2 sensor

○橋本洋章(大阪大)　平田雅之(大阪大)　亀田成司(大阪大)　柳澤琢史(大阪大)　押野悟(大阪大)

吉峰俊樹(大阪大)　貴島晴彦(大阪大)

Hiroaki HASHIMOTO[1,2], Masayuki HIRATA[1,2], Seiji KAMEDA[1,2], Takufumi YANAGISAWA[1,2]

Satoru OSHINO[1], Toshiki YOSHIMINE[2], Haruhiko KISHIMA[1]

[1]Department of Neurosurgery, Graduate School of Medicine, Osaka University
[2]Endowed Research Department of Clinical Neuroengineering,
Global Center for Medical engineering and Informatics, Osaka University

Abstract:【Background】The golden standard of clinical examinations for swallowing are video endoscopic examination and video fluoroscopic examination. However, these examinations are invasive and difficult to quantify swallowing movement. 【Aims】We aimed to quantify swallowing-related movement of the mouth and the larynx using the Kinect v2 (Microsoft). 【Methods】We attached a throat microphone and electrodes of electroglottography on participants' neck. Three dimensional motion of the mouth and larynx during swallowing were captured simultaneously using the Kinect. Features specific to mouth movement were defined as *Mouth Length*(ML), *Jaw Open*(JP) and *Lip Pucker*(LP). Three blue stickers were attached on the larynx and recognized by the Kinect RGB camera to quantify laryngeal movement. Features specific to larynx movement were defined as *AdamApple* (AA) and *CoEfficient*(CE). 【Results】At the beginning of swallowing, ML was the maximum and JP and LP were the minimum. On the other hand, AA and CE were the maximum at immediately after swallowing. 【Conclusion】Quantitative recording of swallowing movement was successfully performed noninvasively.
Key Words: Swallowing, Kinect v2, Non-invasive quantification, motion capture

1.　はじめに

現在、臨床現場で主に行われている嚥下検査は嚥下内視鏡検査や嚥下造影検査であり、これらの検査は確実に嚥下を特定し嚥下運動をダイナミックに観察できるため誤嚥の診断、評価に有用である。しかし検査には大掛かりな装置が必要であり侵襲性が高く患者への負担も大きい。また評価は検者の主観によるところが大きく、簡便に定量的評価をすることは困難である。そこで我々は簡易モーションキャプチャー装置である Kinect v2 (Microsoft)を用いて嚥下に関連した口と喉頭の運動を定量化する新しい方法を開発することを目的とした。

2.　方法

2.1　嚥下の特定

嚥下を特定するために Laryngograph 社から発売されている電気声門図(EGG)である Laryngograph と喉頭マイク（南豆無線）を用いた。EGG の電極一対を甲状軟骨の下端に貼付し(Fig. 1)嚥下による頸部のインピーダンス変化を計測した。喉頭マイクはアーチ状であり被験者の頸部後方から設置した

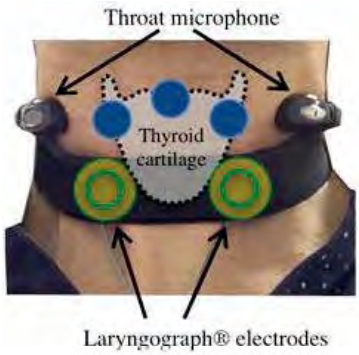


Fig.1 Electrodes and a throat microphone and blue stickers

(Fig. 1)。嚥下時の頸部インピーダンス変化と嚥下音の先行研究[1,2]を参考にし、頸部インピーダンス変化と嚥下音が同時計測された時点を嚥下時間と特定しインピーダンスの上昇開始時点を嚥下開始時間と定義した(Fig. 2)。また同時に Kinect v2 の RGB カメラを同時録画しており実際に嚥下しているかどうかをビデオ画像からも確認している。電気刺激装置（NS-101; ユニークメディカル)を用いて同期信号を EGG、喉頭マイク、Kinect v2 に入力しデータの同期を行なっている。

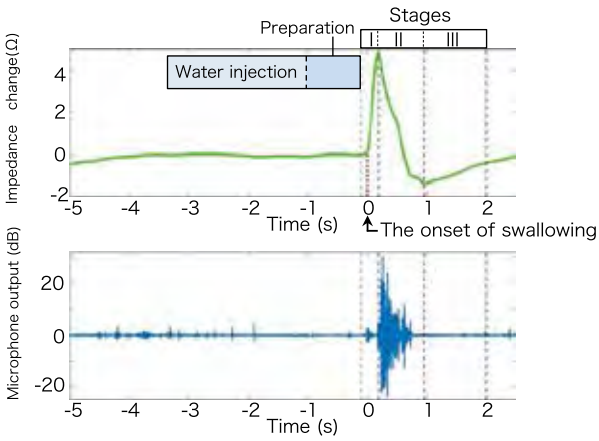


Fig. 2 Waveforms of an electroglottograph (upper column) and a throat microphone (lower column).

2.2　Kinect による 3 次元運動量取得

Kinect v2 は赤外線カメラを内蔵しておりリアルタイムに人の体を認識することができ[3]、同時に関心領域の X,Y,Z 座標を取得することができる。Kinect v2 software development kit (SDK) を用いてキャリブレーションやトレイニング抜きで嚥下運動を定量化する専用のソフトウェア(SwallowChew、知能

情報システム)を開発した。

2.2.1 Mouth Length (ML)

両側口端の座標を取得し口の長さを算出した。Kinect v2 は人の顔を正方形として認識するので正方形の一辺長に対する口の長さの割合を計算し、口の運動を表すパラメータとして Mouth Length (ML)を定義した(Fig. 3c)。

2.2.2JawOpen(JO)、LipPucker(LP)

Kinect は顔の運動をアニメーションユニット（AUs）として 0－1 の間で数値化することができ。AUs には 17 種類あるが、その中から特に口の運動に関連していると思われる JawOpen(JO)と LipPucker(LP)を同時に記録した。

喉頭の動きを定量化するために被験者の甲状軟骨上にシールを 3 つ貼付し、それらを Kinect v2 に認識させ座標を取得した。シールは青色、直径 14mm であり、喉頭隆起直上に一つ、その両外側約 1cm の部位にそれぞれ貼付した(Fig. 1)。

2.2.3 喉頭の上下運動：AdamApple (AA)

両外側に貼付されたシールの平均 Y 座標 (MY)と正中・喉頭隆起直上のシールの Y 座標の差分を喉頭の上下方向への運動を表すパラメータとして AdamApple(AA)と定義した。式は下記のとおりである(Fig. 3a)。

$$AdamApple = MY - Y(the\ median\ sticker)$$

2.2.4 喉頭の前後運動：CoEfficient (CE)

両外側に貼付されたシール間の喉頭の突出度合いを上に凸の二次関数に近似し、その二次係数を喉頭の前後運動を表すパラメータとして CoEfficient (CE) と定義した。両外側シール間に n 個のピクセルがあれば、その n 箇所の xz 座標を取得し、xz 平面上で二次関数に近似した。式は以下のとおりである(Fig. 3b)。

$$CE = \frac{n\Sigma x^2\Sigma x^2 y - \Sigma x\Sigma x\Sigma x^2 y + \Sigma x\Sigma x^2\Sigma xy - n\Sigma x^3\Sigma xy + \Sigma x\Sigma x^3\Sigma y - \Sigma x^2\Sigma x^2\Sigma y}{2\Sigma x\Sigma x^2\Sigma x^3 + n\Sigma x^2\Sigma x^4 - \Sigma x\Sigma x\Sigma x^4 - n\Sigma x^3\Sigma x^3 - \Sigma x^2\Sigma x^2\Sigma x^2}$$

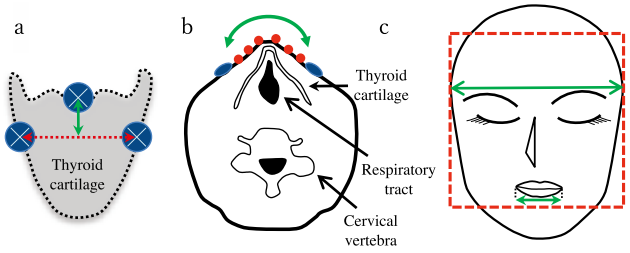


Fig.3 Illustrations of parameters. (a) AdamApple(AA): a vertical laryngeal motion. (b) CoEfficient(CE): a horizontal laryngeal motion. (c) MouthLength(ML): ratio of the mouth length to the width of a face.

2.3 **参加者・嚥下課題**

嚥下障害のない健康人の男女 6 名ずつ(男性：33.8 ± 3.20 歳、女性：27.7 ± 6.22 歳)が参加した。検者により口腔内にシリンジを用いて 2ml ずつ水が注入され、それを自由嚥下するするよう指示した。Kinect v2 は参加者の正面約 1m の部位で三脚により固定し、kinect v2 の RGB カメラが被験者の喉頭を正中位で捉えられる高さに調整した。

2.4 データ解析

Kinect v2 は 30fps でデータを記録し結果は CSV で算出された。データを嚥下開始時点で揃え、嚥下前後 2.5 秒を解析区間とした。データは z 変換により標準化を行なったのちに平均

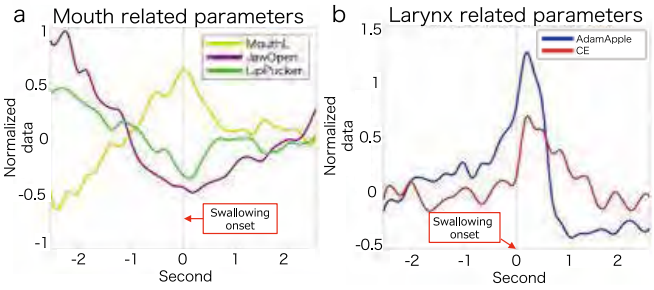


Fig.4 Results of parameters from -2.5 to 2.5 s. (a) Graph of mouth related parameters. (b) Graph of larynx related parameters

値を算出した。統計解析は 1 因子 ANOVA を行ない、多重検定補正のため Bonferroni 法を用い、補正後 p 値は 0.01 未満を有意差ありとしている。

3. 結果

口の動きを表すパラメータである ML、JO、LP は嚥下開始時に極値をとった。ML は嚥下時に最大となり、JO と LP は嚥下時に最小となった(Fig. 4a)。喉頭の動きを表すパラメータである AA、CE は嚥下開始直後に最大値をとった(Fig. 4b)。各項目の極値は全て嚥下開始前の値と有意差を認めた(補正後 p 値 <0.01)。

4. 考察

口の動きを表すパラメータが嚥下時に極値をとり、喉頭の動きを表すパラメータが嚥下直後に極値を示したことから嚥下時の口から喉頭にかけての経時的な運動変化を定量化することができたと考える。

口は嚥下前に閉じて真一文字になるため嚥下時に ML は最大となり、JO は最小となったと思われる。また口が真一文字になり口唇の突出具合が減少したため LP が最小となったと考える。

嚥下時に甲状軟骨は上前方に動き、また元の位置に戻ってくる。頚に貼付したシールの座標を取得し AA、CE を計算することでその甲状軟骨の皮下での動きを数値化することができた。AA は標準化前の平均が男性-4.41、女性-5.88 と負の値であり最大値を取る際には 0 に近づく。つまり嚥下をすることで正中のシールと両外側のシールの Y 座標差分が減少したことになる。また CE も標準化前の平均が男性-48.3、女性-26.22 であり最大値を取る際には 0 に近づく。これも嚥下により甲状軟骨が上前方に移動したためシールを貼付した部位での頚部の突出度合いが平坦化したことを反映しているものと考える。

5. まとめ

Kinect v2 により嚥下時の口から喉頭にかけての運動を数値化することに成功した。今後は、嚥下リハビリ前後での患者の口・喉頭の運動量を習得し、リハビリの効果を数値化していく予定である。

1 Kusuhara, T. *et al.* Impedance pharyngography to assess swallowing function. *J Int Med Res* **32**, 608-616 (2004).
2 Firmin, H., Reilly, S. & Fourcin, A. Non-invasive monitoring of reflexive swallowing. *Speech Hearing and Language* **10**, 171-184 (1997).
3 Shotton, J. *et al.* Real-Time Human Pose Recognition in Parts from Single Depth Images. *Commun Acm* **56**, 116-124, doi:10.1145/2398356.2398381 (2013).

寝たきり高齢者の快適な臥床環境と介護者の負担軽減を目指した自動体位変換クッションの開発 -第 1 報-

大村優華[1)]　日下部華苗[2)]　松橋俊彦[3)]　平田雅之[4) 5)]

1）大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻　2）関西医科大学附属病院　3）大阪大学産学共創本部

4）大阪大学国際医工情報センター臨床神経医工学　5）大阪大学大学院医学系研究科脳神経外科学

抄録：

寝たきり高齢者の褥瘡予防と介護負担軽減のため、自動体位変換機能が活用されている。しかし、介護者の大きな負担となっているものの一つにオムツ交換もある。そこで、自動体位変換機能に加えてオムツ交換機能を有するエアクッションを開発することとした。まず看護師が行う体位変換とオムツ交換の様子を動画撮影し、それに近い動きを再現できる構造について検討した。その結果、エアクッションを複数のモジュールに分割し独立に制御する機構（特許出願中）を考案し試作品を作成した。第 1 報では開発の経緯と試作品について報告する。

キーワード：自動体位変換、褥瘡予防

Ⅰ．背景

1．開発の経緯

1）開発のきっかけ

要介護現場の負担軽減と QOL 向上というテーマを実現するために、本学 EGDE プログラムとして 2016 年 9 月、本学学生が近畿圏の公立病院（病床 768）の神経内科病棟と老人保健施設（入所 130、通所 40）にそれぞれ 10 名ずつ 2 日間訪問し、デザインシンキングを行い、その後も継続的なインタビューを重ねた。デザインシンキングとは、問題を深く観察し、ブレインストーミングによるアイデア発想、プロトタイプを繰り返す手法であり、世界的に注目されている問題解決手法である（佐藤, 2017）。

2）デザインシンキングの結果と導き出された仮説

多くの場面を共有したが、その中でも最も多く観察されたものが、体位変換の困難さや褥瘡に関連した場面であった。一例を紹介すると、「褥瘡の処置だけではなく体位変換の際にも拘縮による痛みを伴うことがある」、「除圧機能を備えたマットを入れても褥瘡が起きることがある」、「体位変換中にナースコールが鳴るとすぐに対処できないことがある」、「夜勤では何人もの体位変換を行うので腰痛はほとんどすべての介護士は抱えている」等であった。体位変換は時間、方法等、きめ細かく管理されているが、その分、介護士・看護師負担が大きい現状がみえてきた。褥瘡予防・管理ガイドライン（日本褥瘡学会, 2012）で最低 2 時間おきの体位変換が定められており必須のケアではあるが、人員不足の中で行われるため、安全性と手続きが優先されて快適さにまでは意識も手もまわっていないと推察された。

以上を踏まえ、導き出された仮説は、「ケアの受け手の心地よさを追求しつつ、ケアの提供者の負担軽減をはかる体位変換装置の開発が求められている」ということであった。

2．仮説検証

1）インタビューによる検証

リーンスタートアップの考え方 (井口, 2015)をもとに、36 件のインタビューを段階的に行い検証した。36 件のインタビューの内訳は、看護師 19 名、企業 7 社、介護士 4 名、患者 3 名、医師 2 名、理学療法士 1 名であった。インタビューガイドは、「仕事の内容」「現状での体位変換の方法」「体位変換で困っていることとその理由、またその対処法」「開発をめざしている装置に対する感想」「機器の新規購入の際に重視すること」であった（対象ごとに内容は少し変更した)。

インタビュー結果は、体位変換で困っていることとして「体位変換で起きる」「体位変換を嫌がる対象者がいる」「腰痛がひどい」、開発しようとしている装置に対しては「体位変換のサポートだけをしてくれても結局オムツ交換をするからしんどいのは一緒」「自分の知らないところで患者のベッドが勝手に傾いていたりするのは困る。結局自分の目で見にいくと思う」であった。また、病院経営者の医師からは「ロボットを導入することを真剣に考えているくらい、介護士、看護師が確保できない」「使えるものであれば多少高額であっても人件費でカバーできる」等がきかれた。

2）社会的要因による検証

日本における 65 歳以上の高齢者数は 3461 万（75 歳以上は 1697 万）であり（総務省, 2016)、要介護 5 の高齢者数は約 60 万人である（厚生労働省, 2016)。今後、2025 年にはさらにこれらの数は増加すると見られている。医療・介護に係る長期推計（厚生労働省, 2011）では 2025 年には介護職 230 万人以上、看護職は 195 万人以上が必要とされているが、現時点では、それぞれ 140 万人、141 万人であり、人材確保はきびしい状況が考えられる。また、人材確保以外にも社会的問題は多数挙げられ、これらは本装置により解決されうると予測された（表参照)。

表：本装置により期待される効果

	現状の課題	期待される効果	
国 （厚生労働省）	医療費の高騰	○効果あり	褥瘡関連医療費の削減 人件費の削減
経営者 (介護福祉施設, 療養病院)	看護師・介護士の慢性的人員不足	○効果あり	本装置導入により人員削減 人員削減により人件費削減 人員削減により求人費削減 本装置導入の宣伝効果による求人応募数増加
ケア提供者 （看護師,介護士,家族）	腰痛・不眠・ストレス等、 看護・介護による負担	○効果あり	体位変換、オムツ交換アシスト機能による負担軽減 ケア提供者者の睡眠確保
ケアの受け手 （寝たきり高齢者等）	体位変換時の疼痛や睡眠中断	○効果あり	本装置導入により減少

3）自動体位変換装置の先行研究による検証

自動体位変換ベッドは快適さを提供したり睡眠の質を向上したりするなどの効果が認められている(Melland, Langemo, Hanson, Olson, & Hunter, 1999)。また、介護者の精神的介護負担を軽減することも明らかになっており（二村, 須釜, 真田, 大桑, 2006)、自動体位変換機能をもつエアマットレスはすでに製品化されている。

Ⅱ．試作品制作

1．開発する装置の概要

インタビューによるニーズの検証や自動体位変換装置の先行研究を参考に、デザインシンキングから導かれた仮説を具体的な製品として検討した。その結果、「頭部と左右に分かれた背部、腰臀部、脚部の計 7 パーツからなるエアクッションからなり、独立して制御することで、快適さを追求したこだわりの体位変換を実現するとともに、腰臀部のクッション制御により、オムツ交換アシスト機能（後述）を有する」構造とした。これについては特許出願を行った。

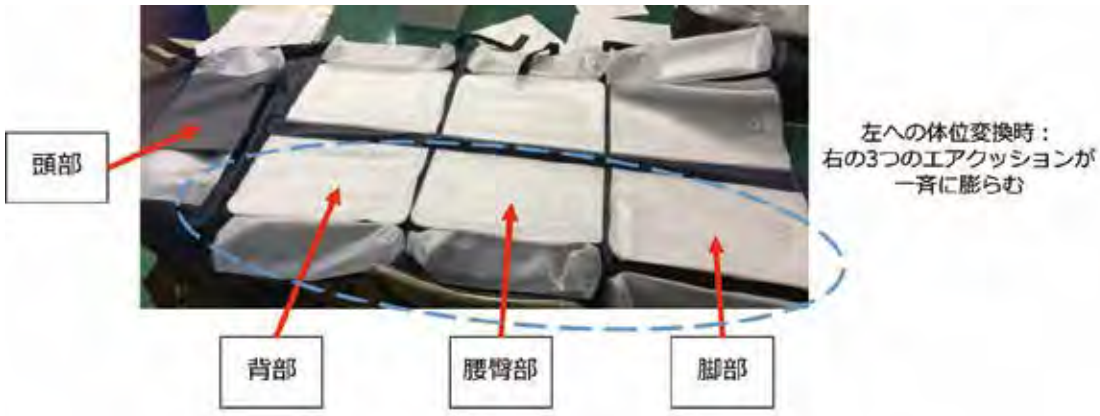
2．　試作過程

1）体位変換の動画による確認

看護師 1 名および 2 名で行う体位変換、オムツ交換の様子をそれぞれ動画で撮影し、対象者の体の傾きや看護師の手の位置、使用した体位変換クッションのサイズや位置などの情報を収集した。それをもとに各パーツのエアクッションの形状、大きさを決定した。

2）試作品の概要

頭部と左右に分かれた背部、腰臀部、脚部の計 7 パーツからなるエアクッション（下図）が独立して駆動する。基本は看護師の行う角度 30 度（動画を参考に算出）の体位変換を半自動（ケア提供者の見守りのもとで行う）で行う機能と、それに加えて角度 60 度に傾けて行うオムツ交換をアシストする機能を有するものを目指して制作した。なお、オムツ交換アシスト機能とは、まず左右どちらか一対のクッションを同時に膨らませることで体を 60 度ほど傾けた後、腰臀部のクッションのみを急速排気することで、腰臀部を開放しオムツ交換を容易にする機能のことである。これは体位保持･体位変換を装置が行うことで一人でのオムツ交換の労力を減らすというアシストが目的であり、オムツ交換自体を行うのはケア提供者である。



図：　試作品のエアクッション部（膨張させていない状態）

Ⅲ．試作品による検証結果

7 パーツクッションをエア駆動で独立制御することにより、体位変換とオムツ交換アシストに必要である 60 度と 30 度の体の傾きは実現可能であった。

しかし、問題点として以下が挙げられた。

体の傾きが 60 度の際、下側の肩の巻き込みが著明で、疼痛が出現し、体感的にもベッドから落ちるのではないかという怖さがみられた。また、クッションが大きく膨らんでくるため、圧迫感を感じた。エアクッションの吸気・排気の時間が長く、仰臥位から 60 度の傾きがつくまでに 3 分要した。また、オムツ交換アシストのために排気する際にも、同様の時間を要した。加えて駆動音も大きく安眠を妨げるものであった。

Ⅳ．考察

今回の試作では、オムツ交換アシストのためにエアクッションのみで体が 60 度に傾くことを検証することができた。しかし実際には、下側の肩を巻き込んでしまうなど有害事象につながる問題点がみえてきた。今後は、モーションキャプチャや空気圧センサーなどを用いて肩の巻き込みが生じる角度の限界点算出が必要となる。また、怖さや圧迫感といった心地良さとは対極にある問題点に関してもエアクッションの形状を検討する等によって対応が必要である。

吸気・排気の機構に関しては、コンプレッサーの容量やパイプラインの内径の検討等の改良が必要である。動画データとインタビュー内容を総合して考えると、オムツ交換アシスト機能の効果を発揮するには、腰臀部のクッションの排気が 10 秒前後で終了する必要がある。

Ⅴ．結論

デザインシンキング手法を用いて、要介護現場の負担軽減と QOL 向上の実現に取り組んだ。その結果、「ケアの受け手の心地よさを追求しつつ、ケアの提供者の負担軽減をはかる体位変換装置の開発が求められている」という仮説を導き出した。次にリーンスタートアップ手法によりその仮説を検証した。そして、「パーツに分割されたエアクッションにより体位変換機能とオムツ交換アシスト機能を有する装置」の開発を行った。その装置の試作 1 作目では 2 つの機能の実現性可能性とともに多くの問題点が明らかになった。

Ⅵ．限界と今後の予定

試作 1 作目の今回は、体圧、ズレ、湿潤等のデータ収集はおこなっていない。今後、体位変換機能を有することを確認するために、これらのデータは必須である。それに加えて、寝心地スケール等の主観的評価も行っていく。

また、オムツ交換アシスト機能の効果を検証するために、ケア提供者の身体的負担を測定することも必要と考えられる。

謝辞

この研究は NICT 委託研究 課題番号：182「大容量体内-体外無線通信技術及び大規模脳情報解析技術の研究開発と BMI への応用」ならびに脳科学研究戦略推進プログラム「BMI を用いた運動・コミュニケーション機能の代替」、グローバルアントレプレナー育成促進事業（ＥＤＧＥプログラム）の支援を受けている。

文献

エリック・リース著, 井口耕二訳. (2015). リーン・スタートアップ: ムダのない起業プロセスでイノベーションを生みだす. pp 日経 BP 社.

二村芽久美, 須釜淳子, 真田弘美, 大桑真由美. (2006). 縦エアセルマットレスにおける自動体位変換機能の評価―在宅療養高齢者における体圧分散と介護負担に対する効果―. 老年看護学 Vol.10 No.2

厚生労働省. (2011). 医療介護に係る長期推計 http://www.mhlw.go.jp/file/05-Shingikai-10801000-Iseikyoku-Soumuka/0000058297.pdf

厚生労働省. (2016). 介護保険事業状況報告 http://www.mhlw.go.jp/topics/kaigo/osirase/jigyo/m15/1502.htm

Melland, H. I., Langemo, D., Hanson, D., Olson, B., & Hunter, S. (1999). Clinical evaluation of an automated turning bed. Orthopedic Nursing. Retrieved from http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=reference&D=med4&NEWS=N&AN=11052043

日本褥瘡学会. (2012). 褥瘡予防・管理ガイドライン 第３版 日本褥瘡学会誌 14（2）pp165～226

佐藤千里. (2017). オープンイノベーションにおけるデザインシンキングの意義. 千葉商大論叢 54 巻２号 pp259-274. 千葉商科大学国府台学会

総務省. (2016). 日本の高齢者人口 http://www.stat.go.jp/data/topics/pdf/topics97.pdf

BMI 型環境制御装置「B-assist」の開発とそのユーザビリティ評価

Development and Usability Evaluation of B-assist: an Environmental Control System based on Brain-Machine Interface Technologies.

○ 高野弘二（国リハ研）小松知章（国リハ研）神作憲司（国リハ研、電通大）

Kouji TAKANO, Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities
Tomoaki KOMATSU, Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities
Kenji KANSAKU, Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities; Brain Science Inspired Life Support Research Center, The University of Electro-Communications

Abstract: The brain–machine interface (BMI) is an interface technology that utilizes neurophysiological signals from the brain to control external machines. We have developed an environmental control system, named B-assist, which is based on the BMI technologies. This paper introduces specification of the B-assist. The B-assist has been used for clinical testing in patients with severe paresis, and we also performed usability evaluation from caregivers. The clinical testing has suggested the effectiveness of the B-assist for patients with severe paresis.

Key Words: BMI, BCI, Environmental control system.

1. はじめに

近年、脳からの信号を計測し、その信号から使用者の意図などの有用な情報を抽出し、利用する技術であるブレイン-マシン・インターフェイス（BMI）、ブレイン-コンピューター・インターフェイス（BCI）と呼ばれる技術の研究が進められている [1]。

脳からの信号を読み取る手法としては、脳波（EEG）、機能的磁気共鳴画像法（fMRI）、脳磁図（MEG）等を使用する非侵襲的手法、硬膜下皮質表面電位（ECoG）等の侵襲的手法が用いられている。本発表では、国立障害者リハビリテーションセンター研究所にて実用化に向けた研究・開発が進められている、脳波で操作する BMI 型環境制御装置「B-assist」について紹介するとともに、そのユーザビリティの評価を行った結果について報告する。

2. 脳波を用いる BMI 手法

非侵襲的手法である脳波は、他の脳信号の計測手法と比較して、機器が小型・軽量かつ安価であり、実用化を目指す BMI 機器の開発によく用いられてきた。BMI 型環境制御装置「B-assist」が、脳波を用いる BMI の手法の中で実装している P300-BMI と SSVEP-BMI について説明する。

2-1 P300-BMI

P300-BMI では、画面に表示されるアイコンをランダムな順序で点滅させる等の視覚刺激を提示する。そして、使用者が入力したいアイコンを注視することで、その対象となるアイコンが明滅する際に生じる脳活動を抽出する [2]。P300-BMI には刺激提示に視覚を用いるものだけでなく [3,4]、聴覚を用いるもの [5]等があり、多数の選択肢から対象を選択する際に有用である。

我々のグループでは、視覚刺激を用いた P300-BMI について、従来用いられてきた灰色から白という輝度の変化に青から緑という色変化を加えることで、精度向上と使用感の向上を達成した [4]。また健常者以外にも脊髄損傷者が P300-BMI を実用的な精度で使用可能であること [6]、そして視覚刺激の提示手法を工夫する（Fig. 1）ことで、ALS 患者 [7]、脊髄小脳変性症患者 [8]でも P300-BMI を実用的な精度で使用可能であることを示した。

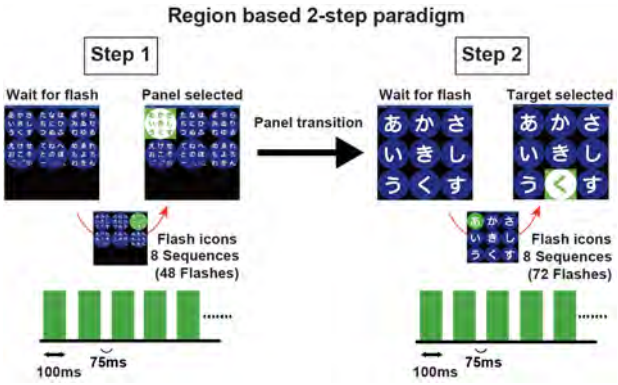


Fig. 1 P300-BMI の例

2-2 定常視覚誘発電位による BMI（SSVEP-BMI）

定常視覚誘発電位による BMI（SSVEP-BMI）は、一定の周期で明滅する視覚刺激を提示し、その視覚刺激を注視した際の脳活動を捉える BMI の手法である。P300-BMI が、多数の選択肢から一つを選ぶことに有用である反面、使用者が望むタイミングでの動作が困難であるのに対し、SSVEP-BMI は使用者が望むタイミングでの動作をさせることができる。我々のグループでは、従来の研究では 7-15Hz 程度で提示されることが多かった視覚刺激を、30Hz 以上のより高周波の視覚刺激とした場合でも SSVEP-BMI が使用可能であることを示した。さらに、より高周波の刺激を使用することで、不快感を軽減できることも示した [9]。

3. BMI 型環境制御装置「B-assist」の開発

BMI 型環境制御装置「B-assist」は、国立障害者リハビリテーションセンター研究所で研究・開発が進められている装置であり、この P300-BMI と SSVEP-BMI が実装されている。現在は、実用化に向けて、さらなる機能の追加やユーザビリティの評価が行われている。

B-assist では、脳波での操作手法として実装されている P300-BMI、SSVEP-BMI のモードを、画面の指示に従って選択する。その後、画面表示に従い進めることで、脳波電

Fig. 2 BMI 型環境制御装置「B-assist」

極の設置とその抵抗値の確認、キャリブレーションを行うことができる（Fig. 2）。こうして、ワープロや赤外線リモコンによる家電の操作等を可能とするシステムである。

4「B-assist」のユーザビリティ評価

B-assist には、H27 年型機（旧型）と、H28 年型機（新型）とがある。この 新旧の B-assist について、患者が機器を使用する際に、機器や脳波電極の設置および操作を行うことが想定される患者家族等の介助者を対象として、ユーザビリティの評価を行った。ユーザビリティの評価には、福祉用具満足度調査(QUEST)の第 2 版の日本語版および System Usability Scale(SUS)の日本語版を使用した。これまで、6 名の患者にてユーザビリティ評価を行った。このうち 3 名は新旧の両機器を用い、1 名は旧型機のみ、2 名は新型機のみを用いた。

4-1 QUEST による評価

QUEST は 1996 年に Louise らによって開発された福祉用具の評価手法である [12]。2002 年に第 2 版が作成され [13]、2008 年に日本語版が出版されている [14]。福祉用具自体への評価が 9 問、福祉用具に伴うサービスに関して 3 問の計 12 問で構成され、1 から 5 の評価(数字が高いほど高評価)と自由記述による回答が可能となっている。また、評価対象に合わせて設問数を変更することが認められており「B-assist」の評価では、6 つの設問を使用して評価を行った。

その結果、旧型の被験者平均は 20.25、新型の被験者平均は 23.8 であった。項目あたりの平均では、旧型で 3.38、新型で 3.97 であった。QUEST における評価は 3 で「やや満足している」、4 で「満足している」、となっており、新型では、ほぼ満足しているとの結果が得られてきている。

また、自由記述においては、脳波計測のための電極設置に関するコメントが複数見られ、今後の「B-assist」改良に関して意見を得ることができた。

4-2 SUS による評価

SUS は 1996 年に開発された尺度であり、その簡便性から多数の調査や論文で使用されている [10]。

今回の評価では、旧型の被験者平均スコアは 53.1、新型の被験者平均スコアは 69 であった。先行研究において、SUS スコアを 4 段階に分けた場合、その評価と SUS の点数は以下のようになっている(「好ましい(70-100)」、「どちらかといえば好ましい(61-70)」、「どちらかといえば好ましくない(50-61)」、「好ましくない(0-50)」)[11]。新型では、ほぼ好ましいとの評価が得られてきている。

5 まとめ

本稿では、BMI 型環境制御装置「B-assist」を紹介するとともに、現在進めているユーザビリティ評価の結果についても紹介した。改良に伴い評価の向上が見られることが示唆されており、今後もさらなる機器の改良を行うことで、より実用的な BMI 機器としていきたい。

謝辞

本研究の一部は, 厚生労働省および AMED の障害者対策総合研究開発事業（BMI），文部科学省および AMED の脳科学研究戦略推進プログラム（BMI），JSPS の科学研究費補助金（#15H03126, #16K13113）による補助を受けている.

参考文献

(1) Kansaku, K., Cohen, L.G. & Birbaumer, N. *Clinical Systems Neuroscience*, (Springer, 2015).
(2) Donchin, E., Spencer, K.M. & Wijesinghe, R. The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface. *IEEE Trans Rehabil Eng* **8**, 174-179, 2000.
(3) Kansaku, K., Hata, N. & Takano, K. My thoughts through a robot's eyes: an augmented reality-brain-machine interface. *Neurosci Res* **66**, 219-222, 2010.
(4) Takano, K., Komatsu, T., Hata, N., Nakajima, Y. & Kansaku, K. Visual stimuli for the P300 brain-computer interface: a comparison of white/gray and green/blue flicker matrices. *Clin Neurophysiol* **120**, 1562-1566, 2009.
(5) Halder, S., *et al.* An Evaluation of Training with an Auditory P300 Brain-Computer Interface for the Japanese Hiragana Syllabary. *Front Neurosci* **10**, 446, 2016.
(6) Ikegami, S., Takano, K., Saeki, N. & Kansaku, K. Operation of a P300-based brain–computer interface by individuals with cervical spinal cord injury. *Clinical Neurophysiology* **122**, 991-996, 2011.
(7) Ikegami, S., Takano, K., Kondo, K., Saeki, N. & Kansaku, K. A region-based two-step P300-based brain–computer interface for patients with amyotrophic lateral sclerosis. *Clinical Neurophysiology* **125**, 2305-2312, 2014.
(8) Okahara, Y., *et al.* Operation of a P300-based brain-computer interface by patients with spinocerebellar ataxia. *Clinical Neurophysiology Practice* 2017.
(9) Sakurada, T., Kawase, T., Komatsu, T. & Kansaku, K. Use of high-frequency visual stimuli above the critical flicker frequency in a SSVEP-based BMI. *Clinical neurophysiology* **126**, 1972-1978, 2015.
(10) Brooke, J. SUS-A quick and dirty usability scale. *Usability evaluation in industry* **189**, 4-7, 1996.
(11) Bangor, A., Kortum, P. & Miller, J. Determining what individual SUS scores mean: Adding an adjective rating scale. *Journal of usability studies* **4**, 114-123, 2009.
(12) Demers, L., Weiss-Lambrou, R. & Ska, B. Development of the Quebec user evaluation of satisfaction with assistive technology (QUEST). *Assistive Technology* **8**, 3-13, 1996.
(13) Demers, L., Weiss-Lambrou, R. & Ska, B. The Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology (QUEST 2.0): an overview and recent progress. *Technology and Disability* **14**, 101-105, 2002.
(14) Demers, L., Weiss-Lambrou, R. & Ska, B. *QUEST 福祉用具満足度評価 第2版—福祉用具の効果測定—*, (大学教育出版, 岡山, 2008).

上肢アシストスーツに対する脳波筋電ハイブリッド制御

Hybrid Control of BMI-based Exoskeletons for Upper Extremities using EEG and EMG Signals

○　川瀬利弘（国リハ研，東工大）　　小池康晴（東工大）　　神作憲司（国リハ研，電通大）

Toshihiro KAWASE, Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities;
Biointerfaces Unit, Institute of Innovative Research, Tokyo Institute of Technology
Yasuharu KOIKE, Biointerfaces Unit, Institute of Innovative Research, Tokyo Institute of Technology
Kenji KANSAKU, Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities;
Brain Science Inspired Life Support Research Center, The University of Electro-Communications

Abstract: The brain-machine interface (BMI) or brain-computer interface (BCI) is an interface technology that utilizes neurophysiological signals from the brain to control external machines or computers. We have developed a BMI-based occupational therapy-assist suit (BOTAS) for paralyzed upper extremities, and also a BMI-based exoskeleton for neurorehabilitation and daily actions (BRENDA) with a hybrid control method using electroencephalography (EEG) and electromyography (EMG) signals. The exoskeletons with the hyrid control were used for both able-bodied participants and patients with cervical spinal cord injury and stroke, and they successfully operated them. A clinical testing with a hemiparetic stroke patient suggested an effectiveness of the BRENDA for restoration of muscle activities. The exoskeletons may be useful for support of daily actions based on the users' intention, and also for practical rehabilitation.

Key Words: BCI, BMI, EMG, Exoskeleton

1. はじめに

近年，ブレイン・マシン・インタフェース（Brain-Machine Interface, BMI）あるいはブレイン・コンピュータ・インタフェース（Brain-Computer Interface, BCI）を利用し，脳卒中や脊髄損傷等の患者の四肢を本人の意図に合わせて操作するデバイス（BMI 型アシストスーツ）が開発されている[1-3]．これらのデバイスは，日常生活動作を補助するほか，患者が行おうとする運動の結果が視覚や体性感覚を通して患者の脳に伝わることで，運動機能の回復が促進されるという期待が持たれている[4]．

我々はこれまで，作業療法様動作をアシストする BMI 型上肢アシストスーツ BOTAS (BMI-based Occupational Therapy Assist Suit) を開発し，定常視覚誘発電位（Steady-State Visual Evoked Potential, SSVEP）等の脳波や，表面筋電位による操作を可能としてきた[2, 5]. さらに我々は，この脳波･表面筋電位ハイブリッド制御手法を組み込んだ，日常生活での使用を目指した軽量な BMI 型上肢アシストスーツ BRENDA (BMI-based Robotic Exoskeleton for Neurorehabilitation and Daily Actions)の開発を行っている[3]. 本発表では，これらで用いた脳波・筋電ハイブリッド制御手法，及び健常者と頚髄損傷患者・脳卒中患者における評価結果について報告する．

2. BMI 型作業療法様動作アシストスーツ BOTAS

2.1　脳波によるアシスト制御

BOTAS は上肢の合目的的動作の補助を行うものとして開発された BMI 型アシストスーツで，片腕あたり 6 個（肩 1 個＋肘 1 個＋手関節 1 個＋手指 3 個）の制御可能な自由度を持つ (Fig. 1). 脳波による操作として，これまでに P300 による動作の選択, 感覚運動リズムおよび SSVEP による動作の再生を可能としている．

SSVEP による操作では，1 チャンネルの脳波により，装着者が点滅する LED を注視することで任意のタイミングで動作を開始できる非同期制御を可能とした[2]．検証実験では，健常者および 3 名の頚髄損傷患者が，SSVEP による操作でボールを皿に入れる動作に成功した．また健常者においては，人が知覚できない高周波（約 60Hz）の点滅刺激を使った操作も実現しており，使用後の目の疲労をより少なくさせることにも成功した[6].

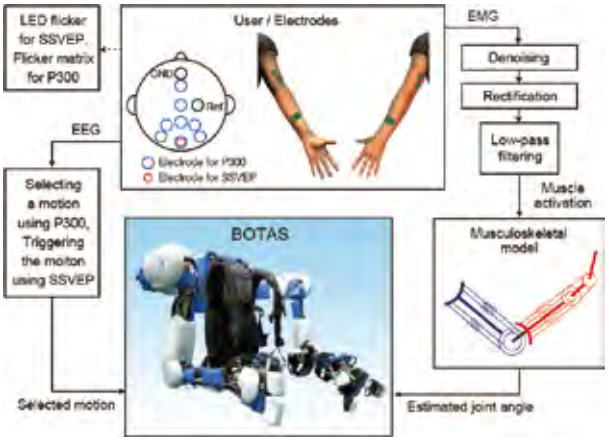


Fig. 1　System overview of a BMI-based Occupational Therapy Assist Suit (BOTAS).

2.2　表面筋電位によるアシスト制御

脳波による BOTAS の制御では，実行できる動作はあらかじめ登録されたものに限定されていた．我々は BOTAS をよりリアルタイムに制御するため, BOTAS の脳波と表面筋電位によるハイブリッド制御手法を開発した[5]．この方式では，筋活動が十分に残存していない関節に対しては脳波による従来の制御を行い，筋活動が残存している関節に対しては表面筋電位による関節角度制御を行う．

この表面筋電位による制御では，筋骨格系のモデルを用いて表面筋電位から関節角度を推定し, BOTAS の関節を推定された関節角度に追従させる．この方式では，筋骨格モデルの数式による表現を用いて筋活動と平衡位置（外力が加わらないときの関節角度）の関係を導出し，表面筋電位からこの角度を推定することを可能とした．

健常者を対象とした実験では，合計 8 チャンネルの表面筋電位電極を用い，把持・到達運動における肘・手関節・示指 MP 関節の 3 自由度の角度を推定できること，BOTAS の肘関節を推定された角度により制御できることが示された．さらに 2 名の頚髄損傷患者においても，筋活動が残存

している関節の角度を推定することに成功し，1 名においては肘動作のアシストを行うことができた．

3. 日常生活動作補助のためのアシストスーツ BRENDA

3.1　脳波・筋電によるハイブリッド制御

BRENDA は，脳波と表面筋電位を用いて上肢麻痺患者のアシストを行う，日常生活での使用を目指したより軽量な上肢アシストスーツとして開発されている(3)（Fig. 2）．これまでに肘および手指のアシストを可能とする type I（Fig. 2(a)）と，肘および手関節のアシストを可能とする type II（Fig. 2(b)）を開発してきた．BOTAS ではモータや制御用コンピュータ，生体信号用アンプ等はアシストスーツから離れた箇所にあったのに対し，BRENDA ではモータを装置に内蔵し，その他のモジュールも装着者の身体（腰もしくは背中）に取り付け可能となっている．

アシストは，1 チャンネルの脳波，アームスリーブの電極から計測された 4 チャンネルの表面筋電位により行われる．脳波によるアシストでは，BRENDA 前腕部に取り付けられた LED を装着者が注視した際に生じる SSVEP をトリガーとして手指の開閉，手関節の屈曲などが行われる．表面筋電位によるアシストでは，計測された信号の振幅に応じて BRENDA の手関節や肘の平衡位置が変更され，その位置へ向かうアシスト力が発揮される．

BOTAS で行われた，関節ごとに脳波もしくは表面筋電位のどちらを使うかを設定する方式のほか，一つの関節に対し脳波と表面筋電位の両方を用いる方式も使用することができる．一つの関節に対し脳波と表面筋電位の両方を用いる場合には，脳波によるアシスト力と表面筋電位によるアシスト力の比率を変更することで，患者に残存する筋活動の程度に応じて，より随意的な動作が可能になるようなアシストを行うことができる．

3.2　脳卒中患者への適用

脳波・筋電ハイブリッド制御手法を組み込んだ BRENDA が健常者で使用可能であることを確かめた後，上肢に麻痺がある脳卒中患者 1 名を対象に BRENDA type II の 3 週間・週 2 回の試用を実施した(7)．試用においては，肘に対しては表面筋電位によるアシストが，手関節に対しては脳波と表面筋電位の両方を使用するアシストが行われた．さらに手関節のアシストに関しては，試用期間中に，脳波によるアシスト力に対する表面筋電位によるアシスト力の比率を徐々に上げていき，最終週では表面筋電位によるアシストが主に働くようにした．

試用期間中，この患者は，BRENDA type II の肘・手関節を正しく操作することができた．この 3 週間の試用の前後で手関節動作に関する表面筋電位を比較したところ，試用期間後には試用期間前よりも単関節運動時の主動筋の活動が上昇，拮抗筋の活動が減少している傾向が見られた．この結果は，BRENDA 試用に伴い脳卒中患者の筋活動が運動に適した活動に変化した可能性を示している．

4. おわりに

我々は，脊髄損傷患者や脳卒中患者など，麻痺を伴う患者・障害者を対象とした脳波と表面筋電位による上肢アシストスーツを開発してきた．これまでに開発した BOTAS と BRENDA での実験により，患者がこれらの機器を脳波や表面筋電位により制御できることを示し，さらに脳波・筋電ハイブリッド制御が脳卒中患者の運動機能を回復させる可能性を示した．今後はさらに日常生活における実用性を向上させるとともに，患者を対象とした実験によって機能回復に対する効果を検証し，患者・障害者の自立支援につなげたい．

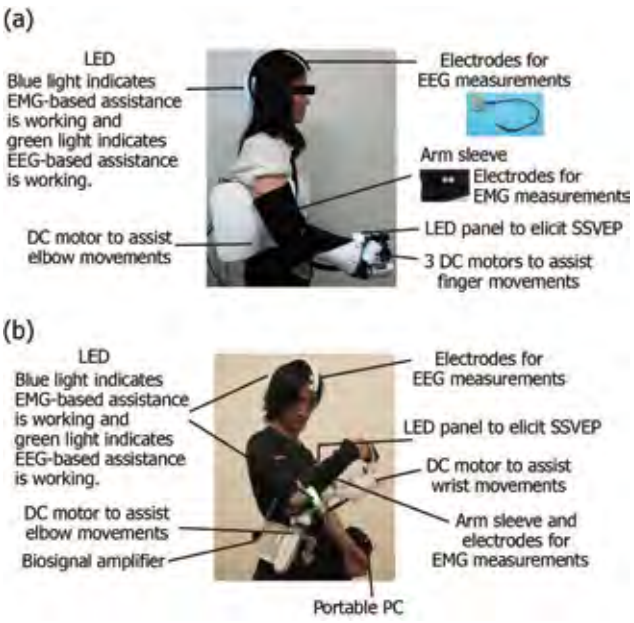


Fig. 2　BMI-based Robotic Exoskeleton for Neurorehabilitation and Daily Actions (BRENDA). (a) Type I. (b) Type II.

謝辞

本研究の一部は，文部科学省および AMED の脳科学研究戦略推進プログラム（BMI），厚生労働省および AMED の障害者対策総合研究開発事業（BMI），JSPS の科学研究費補助金（#23300151，#15H03126，#15H05880，#16K13113，#24800087）による補助を受けている．

参考文献

(1) G. Pfurtscheller, C. Guger, G. Muller, G. Krausz and C. Neuper, Brain Oscillations Control Hand Orthosis in a Tetraplegic, Neuroscience Letters, Vol.292, No. 3, pp. 211-214, 2000.
(2) T. Sakurada, T. Kawase, K. Takano, T. Komatsu and K. Kansaku K. A BMI-based Occupational Therapy Assist Suit: Asynchronous Control by SSVEP, Frontiers in Neuroscience, Vol. 7, Article 172, 2013.
(3) T. Kawase, Y. Sato and K. Kansaku, A BMI-based Robotic Exoskeleton for Neurorehabilitation and Daily Actions: Elbow and Wrist Movements Controlled by EEG and EMG Signals, Neuroscience Meeting Planner, Program No. 636.10, 2014.
(4) K. Kansaku, Brain-Machine Interfaces for Persons with Disabilities, in Systems Neuroscience and Rehabilitation, ed. K. Kansaku and L. G. Cohen, pp. 19-33, Springer, 2011.
(5) T. Kawase, T. Sakurada, Y. Koike and K. Kansaku, A Hybrid BMI-based Exoskeleton for Paresis: EMG Control for Assisting Arm Movements, Journal of Neural Engineering, Vol. 14, No. 1, Article 016015, 2017.
(6) T. Sakurada, T. Kawase, T. Komatsu and K. Kansaku, Use of High-Frequency Visual Stimuli above the Critical Flicker Frequency in a SSVEP-based BMI, Clinical Neurophysiology, Vol. 126, No. 10, pp. 1972-1978, 2015.
(7) T. Kawase, Y. Koike and K. Kansaku, A BMI-based Robotic Exoskeleton for Neurorehabilitation and Daily Actions: Effects of Hybrid BMI-based Assistance on Muscle Activities in a Stroke Patient, JNS Meeting Planner, Program No. P3-312, 2016.

MEとの半世紀の歩み―明徳を明らかにすることを目指して―

東京電機大学 名誉教授 福井 康裕

近年、フロンティアＭＥ（生体医工学）とも言うべき大きな変革が起きつつある。この創生の鍵を握るのが、新しく参入する学生や若手研究者である。本稿が彼らの「道しるべ」として少しでも参考になるならば幸いである。内容は「アメリカ留学での思い出」と「東京電機大学への転身」を中心としてまとめてみたい。ただ、これらに関しては今まで既に生体医工学、人工臓器、ライフサポート学会誌などで掲載しているので、その全文あるいは一部を転載することをお許し願いたい。

１．アメリカ留学での思い出

１９６９年の暑い夏、アメリカ中西部 Michigan 湖の西に位置する Madison 市にある Wisconsin 大学 へ向けて車を走らせていた。そのひと月前の７月、NASA（米航空宇宙局）のアポロ計画により、初めて人間が月への到達を成し遂げ、世界中がロケットブームに湧いている時でもあった。当時、Chicago の南東にある Purdue 大学に修士課程大学院生として留学中であった。NASA から研究助手奨学金の援 助を受けることができ、ロケットプロジェクトに従事していた。Purdue 大学留学中の思い出として、根岸英一博士との出会いがある。博士は２０１０年に触媒クロスカップリングによりノーベル化学賞を受賞された。当時は無名のポスドク研究員として、黙々と研究に没頭されていた。無類のゴルフ好きで、私のゴルフの師匠でもあった。Purdue 大学は３６ホールの広大なゴルフ場を所有していた。休日になると、根岸師匠の特訓を受けながら、数ドルの安いプレイ費で１日中ラウンドした。いま顧みると、ゴルフという息抜きがなければ、とても留学という厳しい状況を乗り切れなかったと思われる。

そのころの日本の大学は学生運動が荒れ狂って、とても勉学などが出来る状況ではなく、異国で勉学 できる環境下に自分が置かれたことを、本当に感謝した。しかし一方、ベトナム戦争は熾烈をきわめ、人間の命の尊さを思い知らされた時期でもあった。そして、自分の従事しているロケットの研究に少々 疑問を感じ始めていた。大学院修士課程を終えて、Ph.D.（博士）課程に進むに際して、私はこれから 何をなすべきか、悩んで過ごしていた。その頃、アメリカに”NASA Spin Out 族“と称される人々が 現れ始めた。月への人間到達という偉業を成し遂げた NASA だが、ベトナム戦争でアメリカ国家財政 が疲弊して、次に待ち受けていたのは航空宇宙関係国家予算の削減であった。NASA の科学技術者達が 退職を強いられ、大学・民間企業などに次々

と Spin Out（転身）していた。これによって、航空宇宙の高度科学技術が、生体医工学分野へ急速に移転されることになった。

Wisconsin 大学においても生体医工学という新しい学際分野が開設されることになり、これからの自分の研究をここで再燃する以外にないと確信した。こうして Purdue 大学から、Wisconsin 大学 Ph.D. 課程に移籍、生体循環動態のシミュレーション解析に挑戦し、Ph.D.の学位論文をまとめた。その後、ポスドク研究員の招聘を受け、California(San Diego)大学医学部麻酔科に移籍し、２年間在籍することになる。手術中の生体の管理や、重症患者の監視などに臨床現場で直に接する機会を得たことは、貴重な経験であった。

２．東京電機大学への転身

約７年間のアメリカ留学を終え、日本に帰国し、富士通㈱に３年ほど在籍する。病院へのコンピュー タ導入に主として携わった。しかし、頭の片隅では、アメリカでの自由だった学究活動の魅力に忘れ難い思い出を持ち続けていた。そんな折に、日本エムイー学会（現生体医工学会）の大会で出会ったのが 、その当時東京電機大学学長の阪本捷房先生であった。先生は日本エムイー学会の創始者であり、初代会長でもある。東京電機大学で新学部を創設することになり、助教授の誘いを受けた。そこで、大学へ転身することになった。

着任した理工学部で、新研究室の立ち上げを始めたが、なにもかもがゼロからの出発であった。研究 は生体医工学分野を目指すこととした。しかし、教育に関しては、私自身が大学での教育経験皆無であり、その方針が未定であった。“そもそも大学の教育の目的は何か”という命題に対して、自問自答することから始めた。この答えのヒントを与えてくれたのが、中国の古い書物『大學』である。そこに“ 大學の道は明徳を明らかにするに在り”（明徳とは生まれながらに持っている個人の才能)と書かれている。この明徳思想は私の従来から漠然と持っていた教育思想に最も合致すると思われ、研究室の教育研究の基本理念とした。研究室は一応曲がりなりにもスタートすることができた。その後の約４０年間 に渡り、生体医工学分野の研究開発に携わった多くの Bloody Engineer(血まみれの工学者)が巣立っていった。研究室を卒業した学生の総数は４４４名である。なかでも、私の指導の下で、１８名の教え子 たちが博士（工学）学位を取得した。これからの日本を支える基幹産業は人間の生命・生活を支援する 生体医工学技術であると期待されている。未来社会において、若い諸君がますます活躍することを期待したい。

医療・福祉工学研究におけるニーズ・シーズのミスマッチの現状とその問題点

Current situation of mismatch between needs and seeds in medical and welfare engineering research and its problems

○ 井上淳　（東京電機大学）

Jun INOUE Tokyo Denki University

概要: 近年、医療・福祉と工学の結びつきは、以前よりも一層強くなってきている。医療・福祉と工学の共同研究や、研究成果の実用化のための、試験的臨床導入などさまざまな活動が活発化しており、そういった活動を支援する公的なシステムも多数出来上がってきている。また、地方自治体による、企業と研究のマッチングシステム等も増えてきており、実用化を目指すものも多くなっている。しかしながら、実際の機器の開発や研究が臨床導入段階まで進む割合はそれほど多くなく、実用化してもその後病院の隅で眠ってしまうような場合も多々ある。本講演では医療福祉機器開発の現状と NEDO の課題解決型福祉用具実用化開発支援事業に採用された企業から取ったアンケートなどから、問題点を明らかにし、そこから見える解決の糸口について触れることで、本オーガナイズドセッションの他の発表への導入とする。

キーワード: 実用化,医療福祉工学, 医工連携, ニーズシーズマッチング

1. はじめに

超高齢社会を迎えた日本では，医療費抑制政策や，高齢者人口の増加に伴う患者数の急激な増大に起因する人員不足などによって，医療・福祉分野における問題が多数表面化している．それらの問題を解決に導くために医工連携の貢献が期待されている．これに対し，工学と医療・福祉の融合を目指した様々な研究がなされ，研究としては成功を収めている．しかし，それらの研究成果のすべてが実際に医療・福祉の臨床現場で活かされているとは言えず，研究止まりになってしまっているものが多い．一方で、医療・福祉側においても、明確な定量的選定基準が構築されていない福祉機器が長年問題視されている分野も多数あり、その改善が求められている[1]．こうした問題が改善しない原因は，医学側と工学側のニーズとシーズがうまくマッチさせられていないところにあると早い段階から指摘されているが，マッチしない原因そのものについては様々な意見がある．

そこで本論文では、日本の医療福祉機器に関する現状に述べた上で、実際に福祉機器の実用化に携わった企業から採ったアンケートから、実用化を成功させる要素・妨げる原因などについて検討を行う。

2. 日本の医療福祉機器の現状

日本の医療費の問題は年々深刻化している。図 1 は国民医療費と、その国内総生産ならびに国民所得比率に対する割合を示したものである．この図からも容易に読み取れるように、日本の医療費の問題は年々深刻化しており、早急な医療費の抑制が必要とされている. 具体的な抑制策として、発症予防や介護予防といった、大きく医療費がかかる前に手を打つ方策に力を割くのが効果的とされている。そのために重要なのが医療・福祉機器開発であり、近年工学、産業界からの参入が加速度的に増えている。図 2 に日本の医療機器産業の市場規模を示すように、その大きさは年々増加している．この市場の大きな部分をを国内の企業で占めていれば経済にも良い影響を与えるが、実際には、日本の医療機器の開発は海外に比べて遅れをとっている．図 2 は医療機器の輸出入の数値を示したものであるが、2013 年時点で約 7700 億円もの輸入超過となっている. 医療機器は認可までにかかる期間や開発費用が大きく、企業にとって負担が大きいことなど要因はよく検討されている．

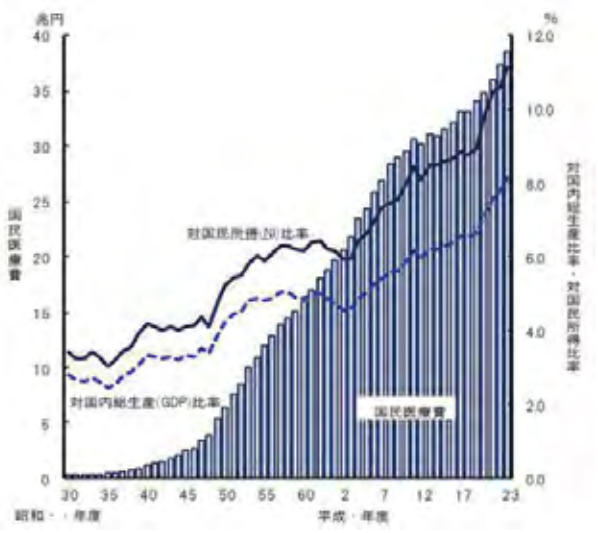


Fig. 1. 国民医療保険費[2]

Fig. 2　日本の医療機器産業の市場規模[2]

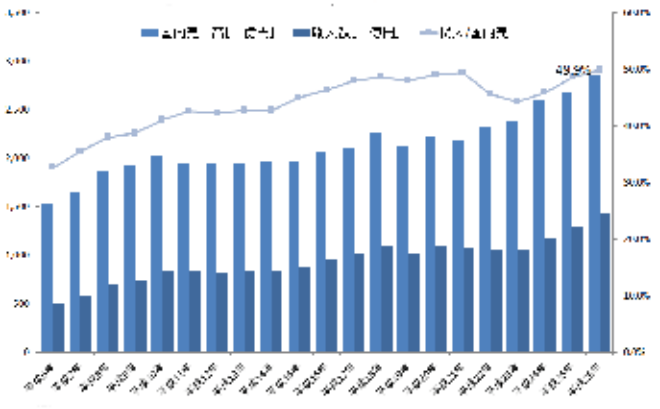


Fig. 3　医療機器の国内売上高にしめる輸入額の推移(2)

国としても「健康・医療戦略」において、その産業競争力の向上を目指すと定め、日本医療研究開発機構の設立、薬事法改正（医薬品医療機器等法）など、様々な関連施策も実施している．しかし、これらの施策にもかかわらず、実用化は困難を伴う。次章以降で、その理由となりうる問題を検討する．

3. NEDO 課題解決型福祉用具実用化開発支援事業採用企業へのアンケート

NEDOの支援事業である、課題解決型福祉用具実用化開発支援事業に採用された企業のうち、実用化まで進んだのは10%程度､事業として利益を上げている企業は5%に過ぎない。これらの企業に対して本委員会で行ったアンケートから、以下のような情報が実用化に必要であったという結果が浮かび上がってきた。

- ユーザー及び医療・福祉従事者からのニーズ
- 審査内容・安全基準などの倫理審査に関するサポート体制および，情報の明確化
- 国の今後の製作や今後達成すべきだとされている課題
- 補助具等を使用している人数，価格別販売本数，購入先
- 他業種で実用化・開発に協力してくれる企業

このうち、ユーザ及び医療・福祉従事者からのニーズに関しては、まったくニーズを知らずに開発を始めているわけではなく、むしろユーザからのニーズから開発を始めたプロジェクトが実用化に至っていないという興味深い結果もある．これは、一部のユーザのニーズだけ参考にしてしまったことで、同様の病気・障害をもつユーザ全体のニーズを見落とすことで失敗してしまうという問題に起因する．この問題からも、できるだけ多くのユーザから話を聞いて開発を行いたいという希望が非常に多くあった。

また、補助具等を使用している人数などに関しては、一般企業が始めてその分野の機器を製作するプロジェクトに応募することが多いため、その分野の周辺知識がないことに起因する．さらに、福祉機器の場合は医療機器と違い、販路も参入業者も幅広い．それが、ユーザー全体像の把握を困難にしていることもあり、こういった情報の収集をすることを困難にしている．

他業種で実用化･開発に協力してくれる企業に関しては、たとえば金属加工の企業が福祉機器を作る際、機器の表面などをやわらかい素材で覆うのにどういう形状にすべきかなど、自社ではまったくノウハウがなく、共同研究をする余裕のある企業がわからない場面が多くあったという状況が複数の企業から寄せられた。

4. 臨床側への聞き取り調査

実用化に至っても製品の臨床導入が進まない、病院に導入されても使われないことについて、福祉機器、リハビリ機器に対する意識を理学療法士に聞き取りを行ったところ、以下のような意見が得られた．

- 使い方がわからず患者の前で失敗するわけにいかない
- 使用するまでの準備時間がかかると使いにくい
- 万が一壊れたときに、確実、簡単に判断したい
- コストを下げる、回転率を上げる物が取り入れやすい

こういった意見は患者への効果に比べて軽視されがちであるが、患者や高齢者自身がリハビリ機器の使い方を学んだり、補助機器を自分で導入するということはなく、中間利用者である医療関係者の意見が患者・高齢者への導入に際して大きなウェイトを占める。また、中間利用者に理解されやすい機器は正しい利用方法で利用されやすい．そのため、中間利用者のことを考えた開発を行うことが重要である．ただし、医療関係者を初めとした中間利用者は患者のことや医療的な事項に関しては豊富な経験と知識を持っているが、工学的な知識に富んでいるわけではないため、工学的実現性の面から、議論していく必要もある．また、ユーザからの意見も最初のニーズ調査だけでなく、きちんと自分の使える物が作られているかを継続的にチェックする必要がある．そこで、実際に試作機を見て触ってもらいながら、工学(開発者)・医療関係者・当事者の間でコミュニケーションを活発にとり、医療関係者や当事者からの感想や提案を受けて修正していく形をとることも重要である。

5. まとめ

医療・福祉機器開発には、上記のような、実用化してみて始めてわかる問題や、臨床に関わる人間にしかわからない問題が存在している．そのため、実用化を経験している開発者やノウハウを多く積み重ねている企業が後の機器の実用化に成功する場合が多い。

一方で、企業規模が大きい場合、コストとリスクの面から、市場規模の小さい福祉機器の開発には積極的に関わることが難しくなるため、結果として中小企業が多く実用化にチャレンジし、失敗することとなる。

以上の内容を踏まえると、工学側・医学側双方とも、相手分野とのコミュニケーションを取れる開発人材育成を行いつつ、工学側の技術、医療関係者の使い勝手、ユーザからの意見などを常に意識しながら開発を行うことが必要である．

参考文献

(1)　原　寛美　脳卒中リハビリテーションにおける下肢装具の展開－臨床的知見から－The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine　Vol. 47 No. 6 P 347-368 (2010)
(2)　"MEDIC　医療機器を巡る市場環境 http://www.med-device.jp/html/state/market-environment.html" 2017年5月11日最終アクセス

障害当事者のニーズに基づき自立支援機器開発を行う人材育成手法

-ニーズ＆アイデアフォーラム-

Human resource development method to develop independence support equipment based on the needs of disabled person

- Needs & Idea forum -

○ 琴坂信哉（埼玉大）　　小野栄一（国リハ　研究所）

Shinya Kotosaka, Saitama University
Eiichi ONO, Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities

概要: 真に障害当事者の問題を解決する支援機器を開発するためには，支援の現場のニーズを踏まえた開発が必要である．しかし，現場と工学の連携が行われることは少なく，実用化にこぎ着けた機器は大変少ない．この問題の原因は，ニーズとシーズの結びつけの問題だけではなく，医療・福祉の現場と開発サイドの間での常識の相違があることに当事者が気づけていないところにある．そこで，本講演は，上記の問題解決を目指した人材育成手法を開発し，3 年間に渡って実践した結果を報告する．

キーワード: Human Resource Development, Assistive Equipment, Collaboration, Inclusive Design

1.　はじめに

真に障害当事者の問題を解決する支援機器を開発するためには，現場のニーズを踏まえた支援機器開発が重要である．しかし，障害者支援の現場と工学系研究者・開発者の連携が行われることは少なく，その結果として多額の補助金等が投入されてきたにもかかわらず，実用化に漕ぎ着けた支援機器は，ほんのわずかであるという現状がある．例えば，文献(1)によると市場化に漕ぎ着けた開発事業者は，補助金を受託した事業者の半分以下である．この問題は，単純にニーズとシーズが結びついていないというだけではなく，医療・福祉の現場と工学系研究者・開発者の間で常識の相違があることに当事者が気づけていないことが根底にある．本稿の著者らは，この問題を解決するために，2014 年より医療・福祉系，デザイン系，工学系の学生からなる混成チームにより障害当事者のための支援機器開発を行うことを目標とした人材育成の取組を行ってきた．参加する学生は，互いの「常識」を交換しつつ，何が必要で，何が問題解決を導くのかを障害当事者とともに考え，実現することにより，自身の専門分野を超えた課題を総合的に解決する能力を獲得する．本稿では，その取組を紹介するとともに，今後に向けた課題を紹介する．

2.　人材育成による解決のアプローチ

医療・福祉系の現場と研究開発者の連携不足は，以前から指摘されてきており，これまでも多くの改善の試みがなされてきた．例えば，国立障害者リハビリテーションセンター，および NEDO が主催する「福祉工学カフェ」(2)や，AMED，産業技術総合研究所で推進する「ロボット介護機器開発導入促進事業」(3)等では，開発者の都合で支援機器の開発を行うのではなく，ニーズを持つ当事者とシーズを持つ開発者を結び，適切な機器開発を行うための仕組みづくりを意識した活動である．一方，我々は，将来の開発者やユーザ候補を対象とした人材育成に着目した．障害当事者のニーズを開発することを意識し，適切な機器開発の視点を持ち得る「作る人」や「作るのをリクエストする人」の育成を行うことにより，上述の課題の長期的な解決を目指すことが有効であると考えたからである．

協働で課題解決を目指すことにより人材育成を行う手法としては，PBL 手法(4)が有名である．教員から学生に特定の課題を与え，学生はグループで解決策を生み出すことが求められる．さらに近年では，欧米諸国中心にユーザ，デザイナー，エンジニアが課題の解決に向けて協働するデザイン手法として，インクルーシブデザインという考え方が急速に広まっている(5)．インクルーシブデザイン手法では，課題は，教員が与えるのではなく，当事者と開発者らがニーズを探し出し，解決を試みる．著者らは，これらの人材育成手法を参考に，障害者のための自立支援機器開発を目標とした人材育成手法を開発することにした．

3.　ニーズ＆アイデアフォーラム

3.1 参加者の構成

著者らは，異なる 3 分野の学生（主にデザイン系，医療・福祉系，工学系）の混成チームにより，医療・福祉関連従事者や障害当事者のアドバイスに基づきながら，自立支援機器開発を行うニーズ&アイデア・フォーラム（略して，NIF）と呼ぶ人材育成活動を行った．本活動は，国立障害者リハビリテーションセンターが中心となって，2014 年度は 4 校の教育機関（千葉大学，社会医学技術学院，埼玉大学，東京電機大学）でスタートした．最終年度の 2016 年度には，上記 4 校に加えて，首都大学東京，千葉県立医療保健大学，東京学芸大学，東京工業高等専門学校，女子美術大学，東京工業大学，日本医療科学大学も参加している（医療・福祉系は，理学療法学，作業療法学，特別支援教育．デザイン系はデザイン学，デザイン科学．工学系は，機械工学，ロボット・メカトロニクス学，建築学，電子工学分野の学生）．また，横浜市総合リハビリテーションセンターにもご協力を頂いた．

3.2 NIF の活動スケジュール

NIF に参加する学生は，上記 3 分野から混成チームを作って参加する．各チームには，それぞれの分野から少なくとも 1 名が参加するように指導した．ただし，分野毎の参加人数の違いから，一人で複数のチームに参加する学生もいた．NIF は，各教育機関のスケジュール（授業期間の違いや資格試験，発表会等）との兼ね合いで，1 年間を大きく前期,後期に分けて,図 1 に示すような流れで実施した．大半の参加学生は，それぞれの教育機関が持つ授業内の活動として NIF に参加することができた．

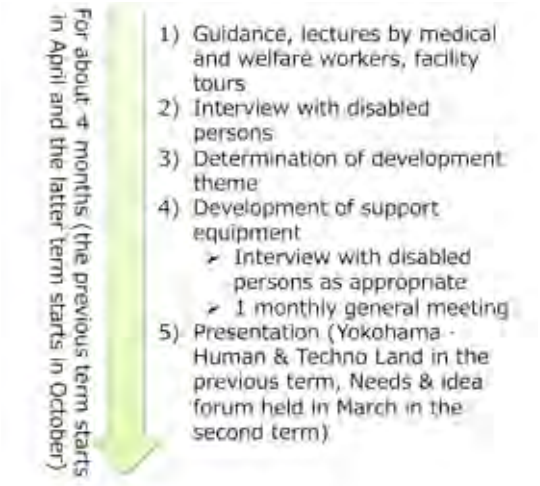


Fig. 1 Schedule of support equipment development by Needs & Idea Forum

4）の開発過程では，月 1 回の全体会合の実施（教員，及び医療・福祉関係の従事者によるコメント付き），必要に応じて障害当事者との面談，当事者による開発機器の評価を随時実施した．

頻繁に顔を合わせて開発が行えるように，交通費の支給を行った．また，開発に必要な部材や機材の購入費用も補助を行っている．

4.　3 年間の実践による成果と課題

4.1 参加学生の成果

NIF に参加した学生は,延べ人数で 2014 年度 31 名,2015 年度 49 名，2016 年度 60 名の合計 140 名であった．開発テーマは，指導する教員や障害当事者の障害内容等から，ある程度，指導者側で対象とする障害等を絞り学生にテーマ設定を行わせた.具体的な開発テーマは,「麻痺がある人向けのギター補助具」,「片麻痺がある人のためのネックレス装着補助具」,「低体力者のためのレクリエーションツール」,「足の挙上ができる車椅子レッグレスト」等，多岐にわたる開発が行われた．一部のテーマは，障害当事者の意見を取り入れて改善を繰り返すために，複数年度に渡って取り上げられた．

開発された成果物は，毎年 3 月に開催するニーズ&アイデアフォーラムにて，展示を行い，開発成果毎にゲストや参加者からのコメントを頂いた．後日，フォーラムの様子や開発成果は，冊子にまとめて配布を行っている．

4.2 NIF 実施にあたっての課題

異なる分野の学生は，必然的に異なる教育機関に所属していることが多く，そのため直接，顔を合わせて打合せを行なうためのスケジューリングが困難であった．また，教育機関毎の授業期間や試験の日程等の違いから，全員が参加可能な活動期間が思いのほか短くなってしまった．最終的には，あらかじめ最大公約的なスケジュールを立て，短い開発期間を想定の上,開発を行うことになった.今後は,テレビ会議システムや教育用 SNS 等の活用により,密度の濃いやり取りができるための工夫が必要であると感じている．また，異なる分野の学生が一つのチームを作って開発を行ったが，開発の全ての段階において，全ての分野の技術が同時に必要とされるわけではない．また，テーマ内容に依存して各学生が持つ専門技術への依存度が異なっていた．そのため，各学生の開発への貢献度に差が出てしまった．実は，自身の分野にとらわれることなく，積極的に参加をすれば，開発に貢献ができるはずなのであるが，各人が持つ「常識」が邪魔をして，専門分野に固執してしまったと思われる．自身の専門技術に拘らない参加への誘導の仕方の開発が必要である．

5.　おわりに

NIF では，延べ 140 名の学生に自立支援機器開発の方法論について学習させることができたと考えている.彼らは,将来，機器開発だけではなく，医療従事者として支援機器を活用する立場にもなるかもしれない．その際にも，今回の経験が役立つのではと考えている．合わせて，今回の活動により，異なる分野の多数の教育機関，医療・福祉の現場のネットワークを作ることができた．今後も，このネットワークを活用した活動を検討して行きたい．

今回の NIF の活動では，最終的に企業に持ち込み，商品化までの流れを体験させることができればと考え，企業とコンタクトを持った結果，複数の企業から協力のお申し出を頂くことができた．しかし，時間が足りず，開発成果の企業による試作，商品化には至らなかった．この点は，反省点である．

最後に，この活動は，非常に多くの各教育機関の教員を始め，国リハ職員の皆様にご協力を頂いております．本来であれば，著者としてお名前を記載すべきなのですが，スペースの関係で,割愛させて頂きました.この場を借りて,感謝の言葉を述べさせて頂きたいと思います．

なお，本活動は，国立研究開発法人日本医療研究開発機構（AMED）【長寿・障害総合研究事業　障害者対策総合研究開発事業】「支援機器イノベーション創出のための情報基盤構築に関する研究（平成 26～28 年度）」の支援を受けて実施された．

参考文献

(1) NEDOパンフレット「福祉用具の実用化開発を助成 高齢者，障がい者のQOL向上とか介護者の負担軽減を目指して」,国立研究開発法人　新エネルギー・産業技術総合開発機構　イノベーション推進部，2017.
(2) 福祉工学カフェ http://www.rehab.go.jp/ri/event/at_cafe2010/index.html
(3) ロボット介護機器開発導入促進事業 http://robotcare.jp/
(4) Robert M.K.W. Lee, Ph.D., Chiu-Yin Kwan, The Use of Problem-Based Learning in Medical Education, Journal of Medical Education, 1− 2, pp.149− 157, 1997.
(5) ジュリア・カセム，「インクルーシブデザイン」という発想，フィルムアート社，2014.
(6) ニーズ&アイデアフォーラム http://www.rehab.go.jp/ri/event/NIF/

高齢者の慢性運動器疾患の改善に向けた
下肢筋力測定・訓練装置の開発と医工連携活動について

Development of measuring and training instrument for knee extensor muscle strength and Collaboration between medicine and engineering

○縄田 厚（アルケア株式会社 医工学研究所）

Atsushi Nawata (ALCARE Co., Ltd Medical Engineering Laboratory)

概要: 変形性膝関節症の治療と予防において高齢者の運動能力等の因子が大きく関連するといわれているが、その発症・進行のメカニズム等の解明が課題であった。またリハビリテーションにおいて高齢者・患者の理解がいたらず十分な効果が得られないことが課題であった。これらの課題に対して、医療従事者と連携し、研究・開発・疫学及び発信を進めることで、新たな医療証明と製品開発とつなげる事が可能となった。今回、超高齢社会における健康寿命延伸の課題に対し下肢筋力測定訓練器の開発プロセスを事例に、着想から開発、市場展開を事例として、製品実用化活動の課題とその市場展開までの活動と成果・要因について報告する。

キーワード: osteoarthritis of the knee, super aging society, knee extensor muscle strength, measuring and training instrument, epidemiology, product development, imformation development

1. はじめに

医療・福祉に限られることではなく、製品開発を行うにあたり、市場のニーズを実現すると同時に差別的・独占的優位性を確保することが必要である。但しその解決は、技術優位性で構築されるものではなく、ニーズにおける環境、法令制度、提供情報の構築が必要になり、医療・福祉における環境では高い品質を提供しなければならない。特に新規手法・技術である場合、機能的優位性が、ニーズ、及びその使用環境に整合しないケースが多く、製品開発においてその課題の達成が重要となるケースは少なくない。

本報では、超高齢社会における健康寿命の維持の課題と、下肢筋力測定訓練器「ロコモスキャン®」を事例に、着手から開発、市場展開を事例として、製品実用化の活動の課題を抽出する。

2. 市場環境

日本は、超高齢社会に突入し、運動器の疾患・障害が、寝たきりや社会的参画への障壁になることが社会的問題となっている[(1)]。運動器不安定症という新しい疾病定義やロコモティブシンドロームといった運動器への改善に向けた早期予防、重症化予防といった活動があった。

膝 OA への運動療法の効果・有用性は、Baker ら、黒澤ら等による報告[(2)(3)]により報告され、黒澤らの報告では、膝 OA を有する患者に SLR（下肢伸展挙上訓練）訓練群と NSAIDs 群で比較し同等程度の結果を得ている。

保存治療の現場では、患者の状態、運動機能の状態、理学療法処置等、を総合判断し、計画・実施と確実な効果が求められる。患者の状態の評価と訓練を適正に効率的に実施することが課題であるが、病院の建物・設備の制限があり、機器購入に対して診療報酬がとれない等、費用面の制限がある。

製品開発着手時、市場環境を把握することは、製品化（事業化）のニーズの強さ、大きさ、解決における効果の想定であり、その環境背景を想定した導入の課題の明確化にすることが重要である。本開発では、超高齢社会における社会的意義性と課題があり、医学的に有効であることに加え、検討着手時から現場でのコンセプトモデルを実装したことから実使用者の要求と環境の制限を把握することができた。

3. 開発環境・適合

アルケア株式会社は、1953 年の創立にて、事業内容は、メディカルケア、ホームヘルスケア、スポーツ&セルフケア用品の開発並びに製造･販売、輸出入である。整形外科領域では、主に医療用材料、保存療法（装具療法）製品の開発・製造・販売とし、その技術領域を生体からのバイオメカニクスの視点から保存的処置技術を中核としている。

膝 OA の保存療法では、装具療法・運動療法が行われ、装具療法は自社の製品が用いられていたが、単独では治療的効果が弱い状況であった。そのため運動療法の機能発揮に組み合わせることで有効な手段（処置）となると考えたが、治療的効果を包括して評価方法が未確立で、リスクファクターや基準がなく、新規の手法の構築が必要でなった。

社会的には早期予防の要望があり、保存療法の治療的に意義性が証明され、リハビリテーション現場での不満足[(4)]の声が確認され、自社の方針や開発環境との整合が図れた。さらに実現のための開発環境が整っている状態であり、商品開発へ推進し、新たに保存的治療サイクルが回ることで新しいサービス（プロセス）の構想ができた結果が、本開発着手の動機となった。

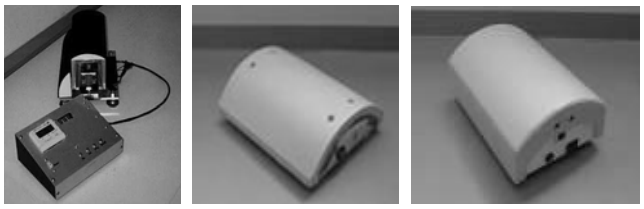
初期の開発動機は、自社の製品課題解決、技術研究の活動であったが、病院の現場と問題を共有するキッカケとなったことでその解決の視野の拡大となり、具体的な課題設計が重要であると考える。

3. コンセプトから商品開発

3-1　コンセプト開発

開発の初期段階における要求仕様の抽出について、本活動の開始時には、整形外科医師、理学療法士とのチームを結成され、あらゆる専門視点と看護師・患者情報等の現場での課題の抽出を行うことができた。

これらの要求条件を抽出するにあたり、初期に多くの医療従事者や患者との意見交換を行うためのコンセプトモデルを短期間で実施している（Fig. 1）。



QTM01　　QTM02　　QTM03

Fig. 1.　Consept Model

製品のコンセプトとして、要求条件から臨床現場で多く使われる枕つぶし運動をモデルに筋力測定が行え、定量的負荷設定と音楽・表示によるフィードバック可能な機器としてプロトタイプが開発された。さらに現場利便性にて Fig. 2 に示すように臨床現場にある診療台等と組み合わせることによって、膝関節の軽度屈曲位の姿勢にて簡易に筋力の測定や訓練を行うことを可能とした。

Fig. 2.　Prototype Model　“QTM-05F”

開発検討時から、現場にて医師・理学療法士、さらに患者との意見交換を実施しながらコンセプトモデルを作成した上の試作サイクルを回したことは有効であった。さらに試用される環境を想定し、外部機関・企業のアライアンスにて早期の段階から医療機器としての安全性の確認、法令・制度への適合、倫理委員会の承認等を同時並行で実施したことにより、プロトタイプモデル着手まで比較的短期間で達成できた。

3-2　商品開発

前述した要求仕様から決定したプロトタイプモデルを基に、製品開発を進めたが、臨床要求から測定手技の開発を行ったため新しい測定方法である、因果関係を示す学術情報が整備されていない、さらに判断とする基準値・標準値ないことから、新たに商品開発課題として以下５つが抽出された[5][6]。

1）筋力測定の妥当性の確立
2）筋力測定意義性
3）筋力訓練の意義性
4）変形性膝関節症の危険因子の検証
5）簡単な操作性の改善と薬事等法令の対応

製品開発にあたり機器開発以外にその商品の意義を構築するための情報開発が必要になることが多いが、多くの開発活動においてこの点が十分に実行されていないと考える。

4. 研究・技術開発から製品開発の要件

ロコモスキャンの開発では、事業課題・医療現場課題の抽出から技術的選定を実施し、市場動向に合わせて製品開発と同時に情報開発（意義性・有意性の検証、医療機関・学会連動した疫学・リスクファクターの検証　等）を同時に実施した。情報開発については、現時点でも継続して行われ、膝 OA のリスクファクター検討のため、横断的疫学から 10 年経過での縦断的疫学等の活動に展開されており、学会内でのコンセンサス化を進めている。また介護予防のための各市区町村で行われている運動器健診のモデルへ向けて産官学連携での健診のモデル事業の連携による実装も進めている。

新しい機能・手法や新技術の場合、市場からのニーズへのマッチングに大きな差分があることが多く、市場背景、薬事等の法的制限、現場の利用環境や利用者の制限、さらには安定的供給のため部品・材料の調達性の判断を早期に開発・設計に配慮することは、研究から開発段階へ移行する際に重要となる。

医療機器・福祉機器の開発には、患者、及び医療従事者の知識・生体機能レベル、及び購入に関わる経済面が、製品仕様に影響する場合が多いため、ニーズの開発、要求仕様（市場環境・利用者環境・法的制限・要求機能の明確化）の確定から、設計(性能)仕様（要求仕様の達成チェック）、製品仕様、製造仕様の 4 段階の仕様検証を製品開発のプロセスチェックを行い、要求の具現化と品質チェックを行うことが重要となってくる。

医療現場での情報収集にあたり、技術的新規性は、医療現場でニーズが形成し難く、医療従事者へのヒアリングだけでなく、プロトタイプモデルを用いた実際（医療従事者）の利用及び観察、患者・病院内での人の動きの観察等、現場でのコンカレントエンジニアリングの実施が、課題解決の糸口となると考えている。

参考文献

(1) Noriko Yoshimura: Prevalence of osteoarthritis and osteoporosis in a population－based cohort, Journal of Clinical and Experimental Medicine, 236(5)p.315-318(2011)
(2) Baker KL, et al: The efficacy of home based progressive strength traning in older adults eith knee osteoarithritis: a randomized controlled trial. J Rheumatol 28(7):1655-1665（2001）
(3) 黒澤 尚ほか： 変形性膝関節症に対する SLR 訓練の効果－多施設 RCT の結果－, 日整会誌 79, p. 9(2005)
(4) 山崎祐二： 機器による筋力測定, 総合リハ 35(7):724-725,(2007)
(5) 田中正栄ほか： 大腿四頭筋訓練器による等尺性膝伸展筋力測定法の信頼性の検討, 運動・物理療法 23(3)p. 259-264（2012）
(11) 大森 豪ほか： 変形性膝関節症に対する大腿四頭筋評価の指標化およびリハビリテーションプログラムの作成とその応用, 物理・運動療法 22(4) p. 447-450(2011)

倫理審査申請の準備のためのガイドラインについて

Developing guidelines for the preparation of submitting for ethical review in care and assistive robot region

○ 梶谷勇，宮腰清一，三輪洋靖，脇田優仁，本間敬子，角保志，松本治（産業技術総合研究所），
松本光司（日本自動車研究所），諏訪基，山内繁（日本ロボット工業会）

Isamu KAJITANI, Seiichi MIYAKOSHI, Hiroyasu MIWA, Yujin WAKITA, Keiko Homma, Yasushi SUMI, Osamu, MATSUMOTO, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology
Koji MATSUMOTO, Japan Automobile Research Institute
Motoi SUWA, Shigeru YAMAUCHI, Japan Robot Association

概要: 本稿では，介護領域におけるロボット開発において，人を対象とする実験の経験が少ないロボット開発事業者への情報提供として策定中の倫理審査申請ガイドラインについて，そのガイドライン自体の紹介に加え，ガイドラインの中には盛り込まなかったものの，策定作業の中で議論されてきたいくつか項目について概略を紹介する．この倫理審査申請ガイドラインでは，倫理審査申請の準備を始めるにあたり，どのような点に注意しながら準備を進めればよいのかについて情報提供することを主な目的とし，具体的な申請書の書き方などについては，各審査委員会が準備する手引きや参考書籍との重複を避けて，最小限の記載にとどめた．

キーワード: Care and assistive robot, Ethical review, Guideline, Development, Demonstration

1. はじめに

昨今の介護領域におけるロボット技術に対する関心の高まりを受けて，2013 年度より経済産業省ロボット介護機器開発・導入促進事業（基準策定・評価事業）がスタートし，その後，2015 年度より国立研究開発法人日本医療研究開発機構に事業が引き継がれ，本年度末までの５か年プロジェクトとして実施されている．本稿で紹介する倫理審査申請ガイドラインは，この事業の中で初年度から継続的に議論が行われて策定が進められているものである．２０１７年３月２４日付で２０１６年度版が公開[1]されており，本稿では，ガイドラインの紹介に加え，策定作業の中で議論されてきた項目について概略を紹介する．

人を対象とする研究の一環として実験や調査を実施する際に，被験者あるいは実験参加者，調査対象者として参加していただく協力者の尊厳が損なわれず，不要な負担が強いられたり，怪我をしたりすることがないように，実験や調査を実施する前に第三者による実験・調査計画の確認として，倫理審査が行われることが一般的となってきた．国内では，2015 年 4 月 1 日付で施行された「人を対象とする医学系研究に関する倫理指針」において，医学領域における人を対象とする研究の倫理指針が整理されたが，医学系の研究に留まらず，関連する他の研究領域においても参考にすべき点，あるいは参考にできる点がある．しかしながら，工学等の領域は医学系の領域と研究の目的や方法などが一致するわけではなく，また「人を対象とする医学系研究に関する倫理指針」自体が工学などの他領域の研究を十分に考慮して策定されているわけではないと考えられるため，工学系の領域においてこの指針を活用することについては議論が必要な状況である．

このような状況の中で，主に大学や研究機関では，人を対象とする研究においては工学系の研究領域においても，倫理審査が必須となっているところが多い．また，公的な研究資金を使用する際には実験や調査内容が倫理審査で承認されることが条件として求められるようになってきた．このため民間事業者であっても,公的資金で機器を開発し，人を対象とする実験や調査を行う際には倫理審査での承認が求められることもある．しかしながら，民間事業者は倫理審査委員会を持たないことが多く，この場合には，学会などが受託する倫理審査サービスを利用したり，大学や研究機関と共同研究を行う場合には，共同研究先で倫理審査を受けたりするようなことが行われている．

前述のロボット介護機器開発・導入促進事業は，基準策定・評価事業と並行し，機器を開発する事業者を支援する開発補助事業も進められている．参加する事業者も，人を対象とする実験や調査を実施する際には倫理審査委員会による承認が必要となるが，多くの事業者は倫理審査申請の経験がないと考えられたため，基準策定・評価事業側で支援体制を構築するとともに，倫理審査申請ガイドラインに関する議論を進めてきた．

本稿では，2 章においてガイドラインの概略を紹介し，3 章では，策定において議論となったもののガイドラインに盛り込まなかった項目についても述べる．

2. 倫理審査申請ガイドライン

2-1 ターゲット

策定する倫理審査申請ガイドラインが想定する読者としては,『ロボット介護機器の開発を行う事業者』を主な読者として想定した．特に『人を対象とする実証試験の経験が少ない、あるいは経験がないために、実証試験の計画や倫理審査申請に慣れていない人』に対して，このガイドラインを参考にしてもらうことによって，実証試験に向けた倫理審査申請の準備を円滑に進めてもらうことを企図して策定した．

2-2 内容

ガイドラインは以下の構成とした．

１．　はじめに
２．　倫理審査申請の準備
２－１．最初に行うこと
２－２．倫理審査申請から承認まで
３．　倫理審査申請にあたって留意すべき事項
３－１．被験者の保護
３－２．実証試験の計画・実施
附録
Ａ．　申請準備チェックシート
Ｂ．　倫理審査委員会について
参考資料

「１．はじめに」では，対象となるロボット介護機器の特性として，人の近くで動作する点，対象者が高齢者である点などをふまえ，開発する機器の安全性と信頼性が重要であるとともに，実証試験を通じて有効性を確認することの必要性を説明した．さらに実証試験の内容を第三者に確認してもらうことの意義についても触れた．

「２－１．最初に行うこと」では，審査を依頼する倫理審査申請委員会を決めること，委員会から資料を入手し，審査スケジュールを確認することを述べた．事業者の倫理審査申請を支援する中で，実証試験ギリギリになってから倫理審査の準備を始め，開発スケジュールが遅れてしまうケースが多く見られたことから，開発初期段階から倫理審査を想定した計画の立案が重要であることに気づき，これをガイドラインの最初に主張することにした．

「２－２．倫理審査申請から承認まで」では，倫理審査申請から承認までに，どのような手順があるのか，経験のない開発事業者に情報提供することによって，心の準備をしていただくことを狙った．例えば，倫理審査が１回で承認されることは少なく，条件付きの承認となり，その条件に丁寧に対応し，審査委員に理解してもらうことで，結果的に承認への近道になることを説明した．

「３．倫理審査申請にあたって留意すべき事項」は，プロジェクトの初年度に，外部の有識者を含む「倫理検討委員会」を独立行政法人（現国立研究開発法人）産業技術総合研究所知能システム研究部門内に設置し，そこにおける議論を経て策定した「ロボット介護機器開発における倫理指針（Ｈ２５版)」を参考にして作成した．

「３－１．被験者の保護」では「安全の確保」「負担の低減」「尊厳の保証」について概説した．

「３－２．実証試験の計画・実施」では，本ガイドラインの対象となる機器は，最終的に製品として社会の中で活用されることが想定され，実証試験の結果は，製品の広告や説明資料に活用されることが考えられるので，製品利用者にとって有益な情報を実証試験の中で取得することの必要性を説明した．

附録には，倫理審査申請前に行うことが望ましい点についてのチェックシートを添付した．また，倫理審査委員会の種類や位置づけについても概説した．

参考資料としては，より詳細な内容を確認したい読者に向けて，本ガイドラインの中では詳しく触れなかった医学的研究デザインや技術者倫理・工学倫理についての参考書のリストを載せた．他，人を対象とする医学系研究に関する倫理指針，学会などが作成した倫理指針や倫理規定，解説文書なども情報を掲載した．また，倫理審査について歴史的に重要な資料についても簡単な情報を載せた．

3. ガイドライン策定中の論点

ガイドライン策定中の論点をいくつか紹介する．

・　申請書の書き方

経験の少ない事業者にとっては，倫理審査申請書の書き方は大きなハードルの一つと考えられる．このため，申請書の書き方についてもガイドラインの中で解説として書くべきかどうかについての議論もあったが，申請書の書式が各倫理審査委員会で異なることと，各倫理審査委員会が丁寧な解説文書を作成していることを考慮し，ガイドラインの中では最小限の説明にとどめることとした．

・　対象者

ガイドラインの読者としては倫理審査を申請する側を当初から想定していたものの，倫理審査委員会側へのガイドラインも必要ではないかとの意見もあった．しかしながら，開発補助事業者の倫理審査申請を支援することもプロジェクト内での重要な役割としてあったので，当初の想定通り申請者側へのガイドラインとし，倫理審査委員会については最小限の説明にとどめた．

・倫理審査の必要性

人を対象とする実験や調査を実施する際に倫理審査で承認を得ることは，前述のように，大学や研究機関では，工学系の分野でも一般的となってきた．しかしながら，機器開発事業者の中には，倫理審査の必要性を理解していないところも多い．プロジェクトの中で機器開発事業者を支援する担当からも，倫理審査の必要性を説明することの難しさを指摘する声が多かった．すなわち，倫理審査で承認を得ることは,法的な拘束力のある話ではなく,「人を対象とする医学系研究に関する倫理指針」についても,「医学系」とタイトルにあるように，主要な対象は医学系の研究であるため，工学系の機器開発事業者にその必要性を理解してもらうことが容易ではなかった．

そこで本ガイドラインでは，対象となるロボット介護機器が，これまでにない効果や利便性が期待できる半面，これまでとは異なる危険性を持つ可能性がある点を考慮し，実証試験の内容を事前に倫理審査委員会などの第三者に，客観的に確認してもらうことの重要性を説明するにとどめた．すなわち，実証試験の内容によっては高齢者の協力が不可欠であり，皮膚や骨が弱かったり，感覚や認知機能が十分はなかったりする可能性がある．また，対象機器は高齢者のすぐ近くで動作することもある．このため，高齢者を危険にさらしたり，不要な負担をかけたりすることないように，実証試験の計画に配慮が必要である．さらに，実証試験の結果を説明する際にも，実証試験計画が客観的に確認されていることで，より強い主張をすることが可能であることも，併せて説明した．

4. おわりに

本稿では，ロボット介護機器の開発事業者向けに作成した倫理審査申請ガイドラインと，その策定の中で論点としてあがった点について概説した．今後は，2017 年 5 月 30 日に施行された改正個人情報保護法への対応などを行う予定である．

参考文献

(1)　http://robotcare.jp/wp-content/uploads/2017/03/6a3cc566ac5032588dca427c6c86b09e.pdf　（2017年7月23日アクセス）

リハビリテーション医学における機器開発とその実用化

New engineering for rehabilitation medicine

○ 藤原俊之（順天堂大学）

Toshiyuki FUJIWARA, Juntendo University

概要: リハビリテーション医学はテクノロジーの開発が直接患者さんの生活に寄与できる可能性があり、医工連携が最も盛んな分野である。現在までに我々は新たに開発された電気刺激治療機器を用いて脳卒中片麻痺患者の上肢機能障害の改善を図る治療法である Hybrid Assistive Neuromuscular Dynamic stimulation(HANDS) therapy や、脊髄刺激により脊髄歩行関連回路を歩行運動にあわせて刺激する FAST walk、脳波により運動企図を読み取り、企図に合わせて電動装具で指を動かす BMI 治療を開発し、臨床に応用してきた。

キーワード: Electrical stimulation, Brain Machine Interface, Rehabilitation Medicine

1. リハビリテーション医学における機器開発

リハビリテーション医学における機器開発には機能障害を改善させるための治療的機器と車いすや義足などのように機能代償のための機器がある。
医療の現場で活用するためには、機器の使用目的がどちらなのか、適応を明らかにする必要がある。
例えば、脳卒中により上下肢麻痺のる患者さんのリハビリテーションを考えた場合、機能障害としての麻痺を改善させる治療と、日常生活動作の自立を目指すため、代償動作などを用いてでも自立を図る治療の両方をバランスよく組み合わせる必要がある。治療方法の選択は発症後期間、年齢、非麻痺側筋力、機能障害の程度、認知機能、ADL などの適切は評価に基づいた機能予後に基づいて行われる。
今回紹介する Hybrid Assistive Neuromuscula Dynamic Stimulation (HANDS) therapy や経皮的脊髄刺激(FAST walk)、Brain Machine Interface (BMI)は主に脳卒中片麻痺患者の上肢機能障害や歩行障害に対する治療的手段として開発、応用されている。

2. HANDS therapy

Khaslavskaia らは随意収縮単独や電気刺激単独と比較して、電気刺激に合わせて随意収縮を行った場合に皮質運動野の興奮性が有意に増加することを示している[1]。よって電気刺激を行う場合には随意運動を同時に行うことにより、運動野に可塑的変化をより引き起こすことが可能であると考えられる。さらに刺激自体も随意運動によってコントロールできれば､その効果はさらに増強することが考えられる。村岡ら[2]は、随意運動介助型電気刺激装置を開発した。この刺激装置は標的筋の随意筋電量に比例した電気刺激が可能であり､随意収縮の強弱のコントロールや､運動の中止、収縮後の脱力の学習が可能である。また本刺激装置は一度条件設定を行えば、本体に記憶させることが可能で小型で携行可能である。

Fujiwara ら[3]はこの随意運動介助型電気刺激装置と手関節固定装具を日中 8 時間着用して日常生活における麻痺側上肢の使用を促す Hybrid Assistive Neuromuscular Dynamic Stimulation (HANDS)療法を開発した。3 週間の HANDS 療法により麻痺側手指機能の有意な改善が認められ、その効果は治療終了後 3 ヶ月後まで持続されていた。また、痙縮、上肢実用性に関しても同様に有意な改善を認めた。更に、電気生理学的にも麻痺側前腕屈筋群の相反性抑制の改善が認められ、経頭蓋磁気刺激二重刺激による皮質内抑制の検討においても、手指伸展筋群における損傷半球での皮質内抑制の脱抑制が認められ、運動機能の改善と皮質内抑制の脱抑制には相関が認められ、HANDS による運動機能の改善の機序の一つに皮質内抑制の脱抑制による脳可塑性の関与が確認されている。また、Shindo ら[4]は Randomized Control Trial を亜急性期の患者で行い、Fugl-Meyer 上肢運動項目の改善は装具のみを使用した対照群と比較し有意な改善を認め、特に手指機能の顕著な改善を認めたと報告している。

3. Brain machine interface (BMI)

BMI は脳と機械を連動させるシステム全般のことを言う。今までは、障害者の能力低下を代償する目的でのいわゆる機能代償型 BMI の開発が中心に行われていたが、近年は BMI を重度麻痺患者の運動機能の回復を目的とする機能回復型 BMI が注目されている。

運動企図時には実際の運動時と同様に運動野において事象関連脱同期(ERD)が認められる。この ERD を利用することにより、手指が動かせない患者においても、運動野が保たれていれば、ERD により運動企図の判定が可能であり、これを利用して電動装具などの装置を用いて指の運動を再現することが可能である。また脳活動の賦活、運動企図を繰り返すことによる、使用依存性の可塑性の誘導の可能性などが示唆され､特に重度麻痺患者の上肢機能回復において、機能改善が報告されている [5]。

前述した HANDS therapy を行うためには、麻痺側手指伸筋群の筋活動が表面電極にて検出される必要がある。筋電が検出できないような重度片麻痺関患者においても 1 日 40 分の 10 日間の BMI トレーニングにて、7 割の患者において筋電が出現し、HANDS therapy への移行が可能であり、HANDS therapy により更なる運動機能の改善ならびに、日常生活における実用度の改善を認めている [6]。従来の手法では上肢実用性の改善が見込めないような重度片麻痺患者においても､BMI に続く HANDS therapy により実用性の改善が望めるようになってきている。

４．FAST walk

脳卒中の年間発症は 11 万を超え、年間の有病者数は 176 万人とされている。その多くは後遺症を有し、日常生活活動(ADL)に支障をきたしている。要介護となる高齢者のうち約３０％は脳卒中によるものとされている。脳卒中後片麻痺を呈した患者の２０～３０％程度はその後のリハビリテーションによっても歩行の獲得が困難なままである。また歩行が可能となった場合でも歩行速度の低下や不安定性による転倒の危険性が高く、屋外歩行が可能となるのは５０％以下である。

ヒトの歩行運動は脊髄反射を用いた運動により構成されている。拮抗筋との相反する動きは相反性抑制により制御されており、遊脚期における下肢の振出しは flexor reflex の利用により再現が可能である。また遊脚相に対して対側の下肢の立脚は交叉性伸展反射を利用している。歩行ではこれらの脊髄反射回路を利用した脊髄歩行回路を利用し、それを上位中枢からの制御により調節していると考えられる。

我々は、健側下腿三頭筋筋活動により片麻痺患者の歩行周期における遊脚期初期ならびに立脚期後期を判別し、健側下腿筋筋活動をトリガーとして運動閾値下の刺激強度の burst 刺激を随意的なトレッドミル歩行に合わせて経皮的に脊髄後根へ与える Functional Assistive Stimulation (FAST) walk を開発した。本法は不随意な脊髄反射を誘発して歩行運動を再建しようとするものとは異なり、歩行周期における遊脚期初期の麻痺肢振出しと立脚中期における股関節伸展、膝伸展のタイミングに合わせて、脊髄反射を利用して脊髄歩行回路の興奮性を上げ、随意的な歩行運動をアシストする目的であり、それにより歩行訓練効果があるものと思われる。

５．まとめ

神経科学の進歩とテクノロジーの進歩により、中枢神経疾患による運動麻痺に関しても従来と比較して更なる改善が見込まれるようになってきている。しかしながら、限界があることは事実であり、治療に応用する上では、神経生理学的な機序に関する検証ならびに臨床試験による検証が必要である、またその目的と適応を明確にすることが、臨床現場で使用する際には重要である。

参考文献

(1) Khaslavskaia S, Sinkjaer T: Motor cortex excitability following repetitive electrical stimulation of the common peroneal nerve depends on the voluntary drive. Exp Brain Res 162: 497-502, 2005

(2) 村岡慶裕，鈴木理沙，島岡秀奉他：運動介助型電気刺激装置の開発と脳卒中片麻痺患者への使用経験．理学療法学　31：29−35，2004

(3) Fujiwara T, Kasashima Y, Honaga K,et al: Motor improvement and corticospinal modulation induced by hybrid assistive neuromuscular dynamic stimulation (HANDS) therapy in patients with chronic stroke. Neurorehabilitation Neural Repair 2009;23: 125-132.

(4) Shindo K, Fujiwara T, Hara J, et al: Effectiveness of Hybrid Assistive Neuromuscular Dynamic Stimulation Therapy in patients with subacute stroke: A randomized controlled pilot trial. Neurorehabil Neural Repair 25: 830-837, 2011

(5) Shindo K, Kawashima K, Ushiba J, et al. Effects of neurofeedback training with an electroencephalogram-based brain-computer interface for hand paralysis in patients with chronic stroke: a preliminary case series study. J Rehabil Med　43: 951-957, 2011

(6) Kawakami M et al: A new therapeutic application of brain-machine interface (BMI) training followed by hybrid assistive neuromuscular dynamic stimulation (HANDS) therapy for patients with severe hemiparetic stroke: A proof of concept study. Restorative Neurology and Neuroscience 34:789-797,2016

歩行を支援する障害児用空電ハイブリッド型移動支援機器の開発

Development of an airborne hybrid type mobile support device for disabled children supporting walking

○　佐々木潤（滋賀県立大）　　西岡靖貴（滋賀県立大）　安田寿彦（滋賀県立大）
山野光祐（滋賀県立大）　　高塩純一（びわこ学園）

Jun SASAKI, Univ. of Shiga Pref.
Yasutaka NISHIOKA, Univ. of Shiga Pref.
Toshihiko YASUDA, Univ. of Shiga Pref.
Mitsuhiro YAMANO, Univ. of Shiga Pref.
Junichi TAKASHIO, Biwako Gakuen

1. 序文

内閣府の調査によると，下肢不自由児は全国に約七千人と言われ，自立した移動が困難な児童が多い(1). 自立した移動というのは日常生活に不可欠である．また早期の移動体験は子供の情緒の発達や，その後の運動能力に大きな影響を及ぼすため，歩行機能の回復が望まれる．

歩行機能の回復にはその子に応じた様々なリハビリテーションが行われる．リハビリテーションで実際に脚を動かすことにより，損傷した脳細胞の周辺の脳細胞がネットワークを再形成し，損傷した脳細胞の機能を肩代わりすることで，元には戻らないがある程度脚を動かせるようになる．このことを脳の可塑性といい，身体を動かしての訓練は身体能力の回復に必須である．しかし，下肢不自由児の中には立位姿勢の自力での保持が困難，脚の関節のこわばり等の理由により，歩行のリハビリテーション自体ができず，歩行機能の回復が困難な子供も多いという現状がある．

このような背景から，脚を他動的に動かす機能や脚の運動に合わせた移動支援機能を有する機器開発も幾つか見られる．中でも小林らのアクティブ歩行器(2)は，歩行支援機構と起立支援機構からなり，正しい姿勢を維持しながら，歩行支援機構に設置された空気圧人工筋肉により脚を他動的に動かすことでリハビリを可能としている．しかしながら、多くの空気圧人工筋肉では膨張に抗う復元力が発生するので，高い駆動圧が必要になる．そのため，大型の外部空圧源および外部電源が必要となり，例えば屋内での利用に限定される可能性がある．子供の情緒の発達や運動機能の発達の観点から，歩行のリハビリテーションは屋内に限定するのではなく，屋外でも使用できるものがより好ましいと考える．

本研究では，極軽量空気圧ソフトアクチュエータと電磁モータを併用した空電ハイブリッド型移動支援機器の開発を研究目的とする．低圧駆動可能なアクチュエータを用いることで，使用場所を限定せずに脚の周期的な持ち上げによる歩行動作に関するリハビリテーションが行える．また，アクチュエータ自身の柔軟性により，人の動作に対するバックドライバビリティを生成する．さらに，電磁モータによる周期的な歩行動作と協調した移動機能を加えることで，低圧駆動であるがゆえの応答性の低さを補う．本論文では，移動支援機器の設計と製作，空電ハイブリッド制御手法および統合したシステムを用いたフィールド試験結果を述べる．

2. 空電ハイブリッド型移動支援機器

2.1 移動支援機器の仕様

開発した移動支援機器の外観を図 1 に示す．踏み出し動作の支援は，膝上に紐を取り付け，プーリーを介して，直動機構により牽引することで行う．本移動支援機器では，蛇腹状の極軽量空気圧ソフトアクチュエータを利用したスライダ機構を用いて脚の牽引を行う．また，脚の牽引と同時に電磁モータにより機体の進行を行うことで，リハビリテーションと移動体験の両立を可能としている．本アクチュエータは低圧で動作可能なため，機体に搭載可能な小型空気圧システムで駆動可能であり，場所を選ばずに使用できる．本移動支援機器には図 2 に示すような，立位保持具を搭載する．立位保持

具を用いることにより，立位がとれない子供でも正しい立位がとれるようになるので，より歩行時の環境に近づけることができる．

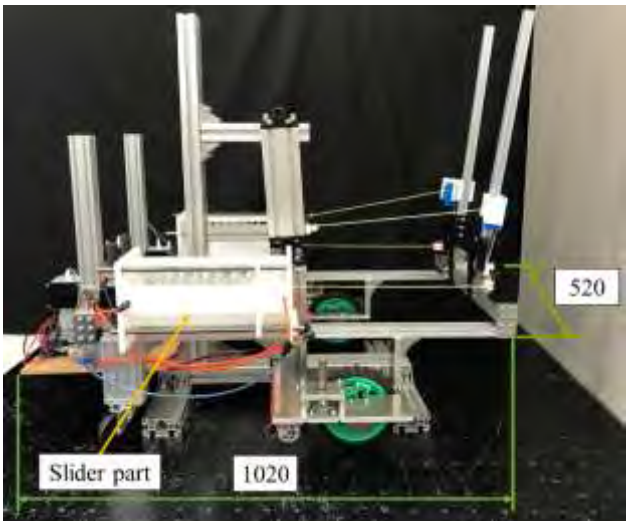


Fig.1　The appearance of the movement support apparatus

Fig.2　Standing retainer

2.2　極軽量空気圧ソフトアクチュエータ

本アクチュエータはプラスティック製のフィルムからなる袋構造をしている．空気圧を印加することで膨張運動を行うアクチュエータである．本アクチュエータは材料の弾性変形ではなく，構造変形を主に利用しており，復元力が小さいため低圧での駆動が可能である．また，空気の圧縮性による柔軟さが特徴である．本研究で製作した蛇腹型アクチュエータの動作および構造を図 3 および図 4 に示す．本アクチュエータは 10 個のアクチュエータが直列につながっており，1 つ 1 つの間に空気の通り道を作ることで，1 つのアクチュエータに給気すると全体が膨らむ構造となっている．

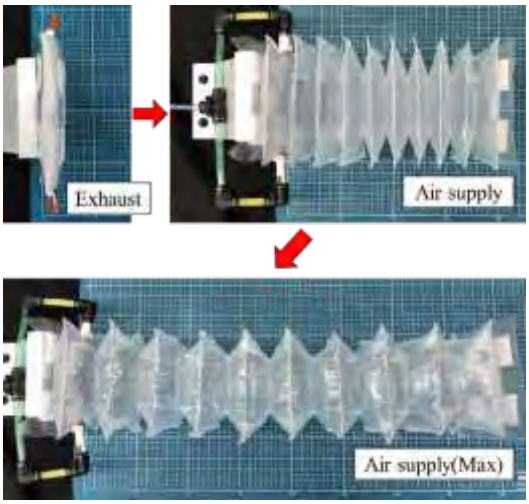


Fig.3　Movement of the actuator

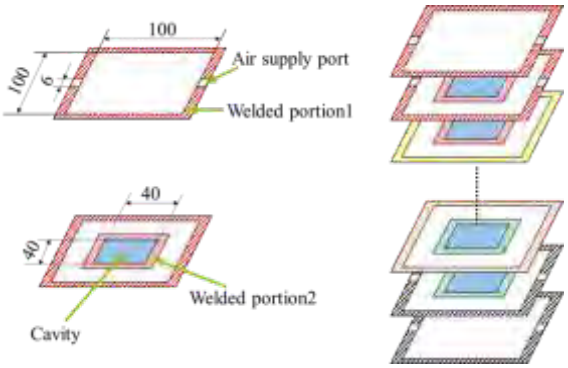


Fig.4　Structure of the actuator

2.3　スライダ機構

本移動支援機器は蛇腹状の極軽量空気圧ソフトアクチュエータを利用したスライダ機構を用いて大腿部の牽引を行う．スライダ部の外観および構造を図 5 および図 6 に示す．スライダ部は固定端 2 つ，自由端，2.2 で説明した蛇腹型アクチュエータ 2 つで構成されている．また，アクチュエータのたわみを防ぐために上下左右の 4 箇所にカバーを搭載した．自由端に大腿部を牽引する紐を取り付けており，自由端が左右にスライドすることで，脚の上げ下げを行う．

図 6（a）が脚の持ち上げ，（b）が着地の際の動作である．一方のアクチュエータが給気されるともう一方が排気される．これらを交互に繰り返すことによって歩行動作を生成している．

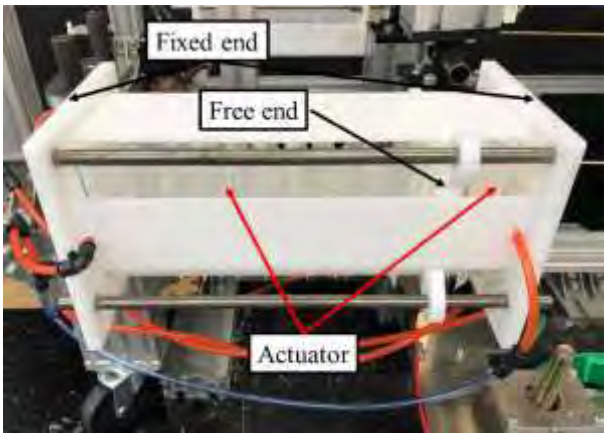


Fig.5　The appearance of the slide department

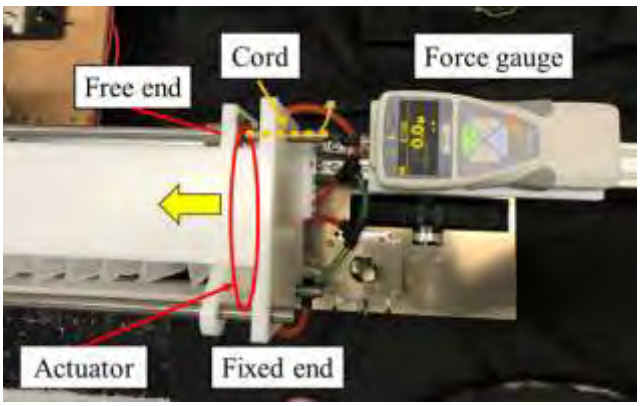


Fig.7　Experimental equipment

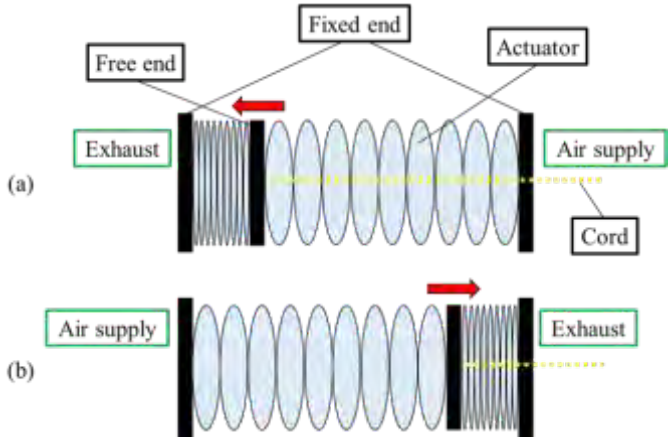


Fig.6　Movement of the slider

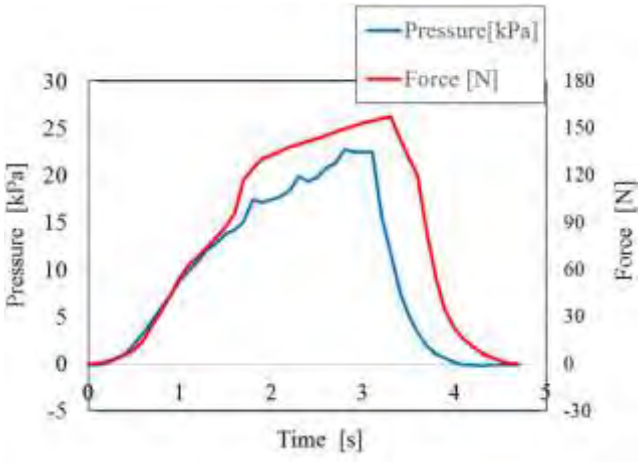


Fig.8　Result of a measurement of pressure and the power

2.4　発生力実験

スライダ機構を利用して本アクチュエータの発生力を測定した．図 7 に実験装置を示す．自由端には紐が取り付けられており，その紐とフォースゲージがつながれている．アクチュエータの給気時，自由端が矢印の向きに動く．そのときの牽引力を測定した．また，牽引時のアクチュエータ内部の圧力を同時に測定した．結果を図 8 に示す．図 8 より，本アクチュエータは約 20kPa で 150N 程度の力を発生できる．ここで，対象とする子どもの脚部は最大約 4kg であり，垂直方向から 30°，大腿部を牽引するには約 20N 必要である．よって本アクチュエータは大腿部を牽引するのに十分な性能であるといえる．

2.5　システム構成

システム構成を図 9 に示す．移動支援機器の操作は左右 2 つのスイッチで行い，スライダ部と駆動輪を動作させる．アクチュエータへは機体に搭載されたローリングポンプから給気する．マイクロコンピュータにより DC モータ，ローリングポンプ，電磁弁を制御する．スライダ部ではポンプによる給気の ON/OFF，および電磁弁の開閉によりアクチュエータに供給する空気圧を制御し脚部を牽引する．

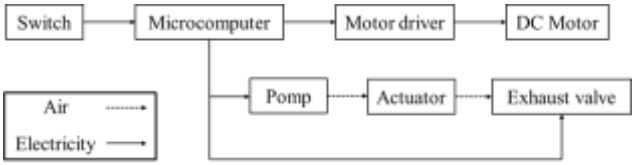


Fig.9　system constitution

3.　フィールド試験

実際に歩行障害を持つ方に本移動支援機器を使用していただいた．使用者は小学 3 年生，体重約 20kg である．試用結果を図 10 に示す．使用時にはスライダ部の動きにより踏み出し動作を生成し，脚の動きに合わせて機体が自動進行することにより，歩行動作を生成することができた．脚部の牽引だけでなく復元力を働かせることによって，足の裏を地面に着地することが確認できた．よって，踏み出したのちに両足が着地，また踏み出すという歩行に近い脚の動きが実現できたと言える．以上より，本移動支援機器は使用者に合わせて適切に調整を行うことにより，歩行動作を支援できることが確認できた．

Fig.10　Trial result

5. 結言

本研究では，歩行を支援する障がい児用空電ハイブリッド型移動支援機器を開発した．さまざまな移動支援機器が開発されているが，本移動支援機器は，極軽量空気圧ソフトアクチュエータによる脚部の牽引と, DC モータによる自動進行機能を両立することにより，歩行のリハビリテーションと移動体験を同時に行うことができる．また，機体に搭載可能なシステムを構築することで，使用場所を限定しないという特徴がある．実際の有効性を示すために，患者に使用していただいた結果，使用者に合わせて適切に調整を行うことにより，歩行を支援できることが確認できた．

参考文献

(1)　内閣府，平成 25 年版障害者白書，(2013)，p.298，印刷通販株式会社

(2)　尾形正明，小林宏，辻俊明，唐渡健夫，中山総，入江和隆，“アクティブ歩行器の研究開発”，[No.06-41]*Proceedings of the Welfare Engineering Symposium 2006*，Noda，Japan，September 11-13，(2006)，1E1-01，pp.71-74

(3)　文部科学省，平成 25 年度学校保健統計調査報告書，(2014)，p5，p8，日経印刷株式会社

(4)　堀琢磨，踏み出し動作を支援する空気圧システムを搭載した障がい児用歩行器の開発，(2016)

整形外科手術における新たなターニケットの開発に関する研究

Study on the development of a new tourniquet in the orthopedic surgery

○雨宮将太（東京電機大）,武井裕輔（東京電機大）,三井和幸（東京電機大）,

寺阪澄孝（三洋金属工業）,下大川丈晴（三洋金属工業）,前田浩行（順天堂大）,諸橋達（順天堂大）,

神田章男（順天堂大）,岩瀬秀明（順天堂大）,金子和夫（順天堂大）,前田睦浩（前田病院）

Shota AMEMIYA,Yusuke TAKEI, Kazuyuki MITSUI, Tokyo Denki University
Sumitaka TERASAKA, Takeharu SIMOOHKAWA, Sanyo Metal Industry Co., Ltd.
Hiroyuki MAEDA, Tatsuya MOROHASHI, Akio KANDA, Hideaki IWASE, Kazuo KANEKO, Juntendo University
Mutsuhiro MAEDA, Maeda Hospital

Abust: The purpose of this study is the development of a new tourniquet. A tourniquet is a device that stops blood flow by air pressure during orthopedic surgery. But, as doctor typically sets the pressure empirically, there is a problem that the patient has sequela. Then, we found a possibility of solution for this problem by adjusting the pressure of hemostasis, but it was difficult to realize it by conventional pneumatics. Therefore, we focused on the EHD phenomenon which has the feature that pressure can be adjusted only by voltage, that it isn't possible with the conventional pneumatics. In this study, we developed a new tourniquet applying this EHD phenomenon.

Key Words: Surgery support, Tourniquet, EHD phenomenon

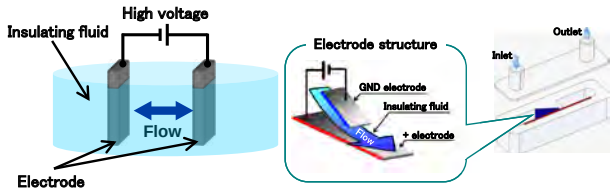
1. 緒言

ターニケットとは、整形外科手術における四肢の手術の際に、術野確保を目的に使用される装置である。このターニケットは Fig.1 で示した一例のように、制御部とカフと呼ばれる締付部で構成され、術部近傍に巻いたカフを空気圧により膨張させることで、カフを巻いた部位を圧迫し、駆血を行うものである。ターニケットを使用する際の駆血圧は、医師が経験的に設定する場合が多いため過剰な圧力である場合が多い。その結果として患者に大きな負担を与え後遺症が発生しているにも関わらず、現場では手術の進行や術野確保が優先され、患者に後遺症が発生する問題は軽視されてきた。この問題に対し我々は、酸素飽和度等の患者の状態に合わせた駆血圧の調整による問題解決の可能性を見出した[1]。しかし、従来のターニケットのように空気圧により駆血圧の調整を行う場合には、コンプレッサの他に付加装置が必要となり、システムの複雑化が障害となるため患者の状態に合わせた駆血圧の調整は困難であった。そこで我々はターニケットの新たな駆動源として電圧の調整のみで吐出圧力の調整が可能な EHD ポンプに着目した。

Fig.1 An example of the tourniquet

2. EHD 現象を応用した EHD ポンプ[2)]

EHD ポンプは、EHD 現象を応用したポンプである。EHD 現象とは、例えば、Fig.2(a)に示すように、絶縁性流体中に二枚の電極を挿入し、その電極間に高電圧を印加すると流体中に流れが発生する現象である。我々は、Fig.2(b)に示すような平板の＋電極とその上に傾斜させた GND 電極という電極の組合せを用いることで、電極間に一方向の流れを発生させることのできる EHD ポンプの開発を行ってきた。この EHD ポンプは電圧の調整のみで吐出圧力の調整が可能であるという従来の空気圧には無い特徴を有している。また、Fig.2(b)の電極構造を Fig.3 のように直列に多段化することで吐出圧力を増加させることも可能である。



(a) EHD phenomenon　　(b) EHD pump

Fig.2 EHD phenomenon and EHD pump

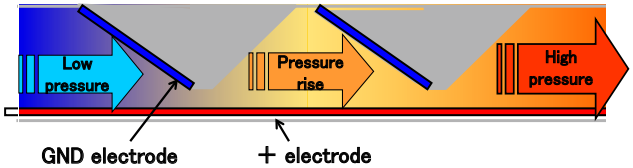


Fig.3 Multistage of the electrode structure

3. 構築したターニケットシステムとその問題点

我々はこれまでに Fig. 4 に示すターニケットシステムの構築を行い、このシステムの駆動源として Fig. 5 に示す試作型 EHD ポンプを製作した。試作型 EHD は寸法が 200×180×35[mm]、質量が 740[g]のポンプである。このポンプは吐出圧力の調整が容易であることから、構築したターニケットシステムを使用することで、駆血圧の調整が可能かつ容易であることが確認出来た[3]。しかし、構築されたターニケットシステムは、各要素を接続したのみであり、さらには、駆動源である試作型 EHD ポンプに関しても大型であったため、手術室での使用は勿論、試験運用も難しいものであった。そこで、EHD ポンプの小型化及び EHD 駆動のターニケットの開発が必要であると考えた。

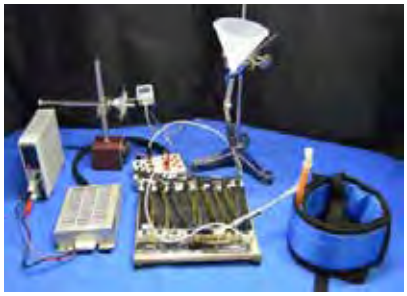


Fig.4 EHD turniquete system

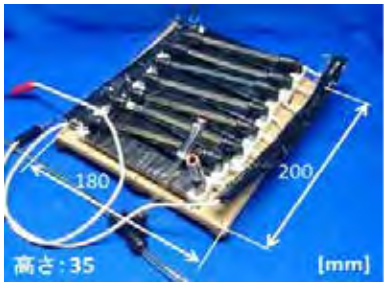


Fig.5 Prototype EHD pump

4. 目的

本研究は、患者の状態に合わせた駆血圧の調整が可能な新たなターニケットの開発を目的とした。特に今回は EHD ポンプの小型化を行い、これを駆動源とした駆血圧の調整が可能な EHD ターニケットの開発を行うこととした。

5. EHD ポンプの小型化

EHD ポンプの小型化を行うに当たり、3. で示した試作型 EHD ポンプの電極 5 段の EHD ポンプを 8 個直列接続した構造から、電極 40 段を一つの筐体内に配列した構造に換えることとした。その際、整形外科手術において一般的に使用されている最大駆血圧は約 40[kPa](300[mmHg])であるため[4]、この 40[kPa]以上の吐出圧力を目標性能とした。

5.1 小型 EHD ポンプ

Fig. 6 に製作した小型 EHD ポンプを示す。このポンプの寸法は 90×35×18[mm]、質量は 93[g]である。この小型 EHD ポンプと試作型 EHD ポンプの体積・質量の比較及び、小型 EHD ポンプの吐出圧力の測定を行った。

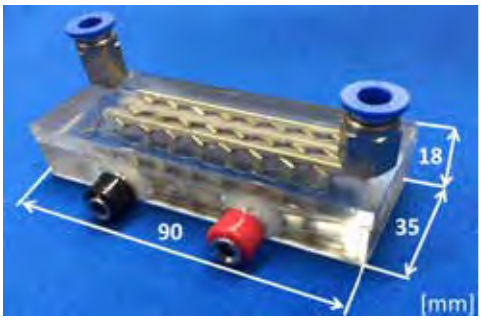


Fig.6 Small type EHD pump

5.1.1 体積及び質量の比較

Table. 1 に試作型 EHD ポンプと小型 EHD ポンプの体積及び質量の比較結果を示す。Table. 1 に示したように体積は約 1/22、質量は約 1/8 となり大幅に小型化、軽量化が出来た。

Table.1 Comparison of volume and mass

	Prototype EHD pump	Small type EHD pump
Volume[mm³]	200×180×35	90×35×18
Mass[g]	740	93

5.1.2 吐出圧力測定

(1) 測定方法

Fig. 7 に示すように、小型 EHD ポンプに電源(松定プレシジョン社製 PL-18-2)、圧力計(SMC 社製 ZSE40AF-01-X-M) 、リザーバを接続し、 0.0[kV]から 10.0[kV]まで 1.0[kV]間隔で電圧を印加し吐出圧力の測定を行った。また、測定回数は 3[回]とした。

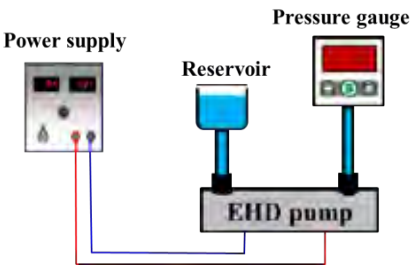


Fig.7 Measurement method of output pressure

(2) 測定結果

Fig. 8 に小型 EHD ポンプの吐出圧力の測定結果を示す。この結果から、印加電圧の上下降に応じて

吐出圧力が増減しており、8.0[kV]印加時に、破線で示した目標の 40[kPa]以上の圧力吐出が可能である。さらに、印加電圧を上昇させた際の結果と下降させた際の結果に僅かな差しか無く、ヒステリシスは小さかった。

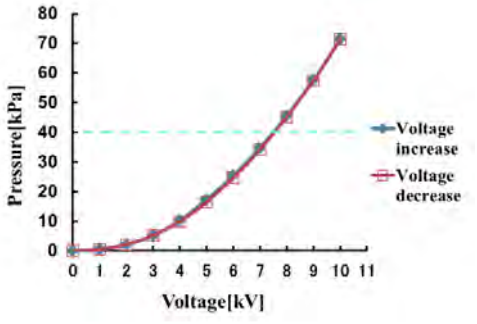


Fig.8 Measurement result of pressure

5.1.3 小型 EHD ポンプに関する考察

小型 EHD ポンプは Tabel.1 に示したように、試作型 EHD ポンプに比べ、体積は約 1/22、質量は約 1/8 となり大幅な小型化、軽量化を実現出来た。また、吐出圧力の測定結果で示したように、目標とした 40[kPa]以上の吐出圧力が確認でき、ヒステリシスが小さいため圧力の調整も容易に行うことが可能である。以上より開発目標である新たなターニケットの駆動源として使用可能であることが確認出来た。

6. EHD ターニケット

小型 EHD ポンプの製作が完了したため、臨床実験や手術での使用を目指した EHD ターニケットの開発を行った。

6.1 EHD ターニケットの構成

開発した EHD ターニケットの構成は小型 EHD ポンプ、マイコン(ArduinoSRL 社製 Arduino Uno)、昇圧器(松定プレシジョン株式会社製 HGR10-25)、DC/DC コンバータ(アジア電子工業株式会社製 SQ SERIES)、圧力計(SMC 株式会社製 ZSE40AF-01-X-M)、カフ(ミズホ株式会社製 MT880 シングルカフ 01-447-05)とし、電源には生体への安全を考慮し、モバイルバッテリー(サンワサプライ株式会社製 700-BTL017BK)を採用した。

6.2 開発した EHD ターニケット

Fig.9 に開発した EHD ターニケットを示す。ケースはアルミ製であり、寸法は 240×290×180[mm]である。この EHD ターニケットは Fig.9 の①で示したスイッチで電源の ON/OFF や駆血圧の上限の設定を行い、②で示したボリュームで駆血圧の調整を行うものである。また、カフに出力する圧力は③の位置に設置した圧力計により、確認が可能である。なお、カフは実際に手術で使用されているものを使用した。

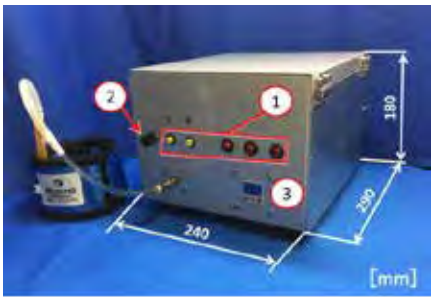


Fig.9 EHD tourniquet

6.2.1 EHD ターニケットの動作確認

開発した EHD ターニケットの動作確認を行った。実際に動作させたところ、一般的に使用される最大駆血圧の 40[kPa]での駆血が可能であることがわかった。さらに、小型 EHD ポンプを駆動源としたことにより駆血圧の調整が可能かつ容易に行うことが出来ることも確認出来た。

7. まとめ及び今後の展望

本研究では患者の状態に合わせた駆血圧の調整が可能な新たなターニケットの開発を目指し、EHD ポンプの小型化を行い、小型 EHD ポンプを駆動源としたターニケットの開発を行った。この EHD ターニケットを実際に動作させ駆血圧の調整を行ったところ、従来の空気圧駆動のターニケットでは困難な駆血圧の調整が可能なターニケットを実現出来た。

今後は酸素飽和度等の患者の状態を取得するセンサ等を導入し、患者の状態に合わせた駆血圧の調整が可能なターニケットを開発し、患者の負担軽減を目指す。

参考文献

1) 前田浩行, 三井和幸他, ターニケットによる駆血後の合併症の検討, 第 42 回日本臨床バイオメカニクス学会抄録集, p.160,2015
2) 澤田瑞穂, 寺坂澄孝, 三井和幸, EHD 現象を利用した高圧力ポンプの開発に関する研究, 平成 22 年度秋季フルードパワーシステム講演会講演論文集, pp.133-135,2010
3) 武井裕輔, 三井和幸他, EHD 現象を応用した新たなターニケットの開発に関する基礎的研究, 平成 28 年春季フルードパワーシステム講演会講演論文集, pp.36-38,2016
4) Shahryar Noordin,et al.,Surgical Touniquets in Orthopaedics,Vol.91-A,No.12,pp.2958-2967,2009

空気圧システムによる車椅子座位姿勢補正機構の開発

Development of a seated posture adjusting mechanism driven by a pneumatic system

○ 齋藤直樹（秋田県大[*1]）　高橋義輝（グランドファミリー西目[*2]）

Naoki SAITO, Akita Prefectufal University
Yoshiki TAKAHASHI, Grand family Nishime

1. 緒言

超高齢化社会になりつつある近年において [1]，高齢者が入所する養護施設の定員増加に伴い [2]，これら施設の果たす役割が大きくなりつつあるといえる．こういった施設の入所者の中には，様々な疾患やその後遺症および老衰により歩行動作が困難であり，移動手段として車椅子を利用するケースも多く存在している．

自立歩行が難しい対象者のケースでは，車椅子の利用の際に，座位姿勢に関して図 1 に示すような「横倒れ」と呼ばれる，通常の座位姿勢から横に倒れた姿勢になる傾向がしばしばみられる．この横倒れをそのままにしておくことは，呼吸困難や誤嚥，筋緊張の変化やそれに伴う拘縮の発生など，様々なリスクの可能性を有しており，通常の座位姿勢に戻る事が望ましいといえる．こうしたことから，施設の介護従事者らは対象者の横倒れを発見すると，姿勢を直す作業を行っている．

このような姿勢への対応方法として，アクティブバランスシーティング(ABS)[3]が提案されている．ABS では頭頸部のグッドコントロールという一つの良姿勢の指標を基に，車椅子座面や体を支えるクッションなど様々なものでこの指標を達成することである．この効果は各施設レベルではあるが，機能回復や様々なリスクの低下，および対象者の QOL の向上の傾向が報告されており，非常に有意性のある方法であるといえる．

しかし一方で，こういった施設では介護者の人手不足が深刻化しており，横倒れをその都度直す作業は十分に対応しきれていないのが現状である．また ABS を対象者 1 人 1 人にきめ細かく施すほどの人的余裕もないようである．

さらに ABS は，理学療法士などの専門家の適切な調整によって達成できるものであり，人手不足の現場においては他の簡易的な方法も望まれている．

そこで我々は，介護者が横倒れを直す作業を自動的に行うシステムを構築した．このシステムは車椅子に簡単に取り付ける事が可能である．この自動化には，発生力が比較的大きく，かつ複雑なセンサやコンピュータを要せずに決められた動作が実現可能な空気圧システムを用いた．本報告では，このシステムの概要を紹介し，試作機を用いて，健常者による動作試験を行い，自動的な横倒れの補正の可能性について検討する．

Fig. 1 車椅子利用者の横倒れ

2. 空気圧式車椅子座位姿勢補正機構

今回開発した，空気圧式車椅子座位姿勢補正機構の外観を図 2 に示す．この座位姿勢補正機構は，車椅子の手すり部分に上体を起こすためのサポート板を取り付け，これを空気圧システムで動かすものである．サポート板は，板の裏側に取り付けたエアバッグ A の膨張により動作する．また，姿勢補正の際に腰の位置が動かないように，車椅子座面の両側にエアバッグ B を配置している．

この補正機構は横倒れを自動的に検出して補正動作を行うことが特徴である．これを実現する空気圧回路が図 3 である．この空気圧回路には，小型メカニカルバルブ(MS-01-RL:CKD)やレギュレータ，スピードコントローラを含むエアユニット(エア U/T)と，この U/T を移動させるエアシリンダで構成されている．この小型メカニカルバルブはローラレバーの押下げで作動する 3 方弁であり，横倒れによりサポート板に体重負荷がかかった際にこのローラレバーが押されるようにバルブを設置することで，体重負荷の自動

Fig. 2 提案する座位姿勢補正機構

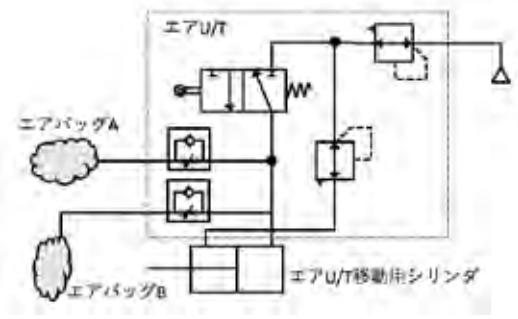


Fig. 3 空気圧回路図

*1 秋田県立大学　機械知能システム学科
*2 社会医療法人 青嵐会　介護老人保健施設
グランドファミリー西目

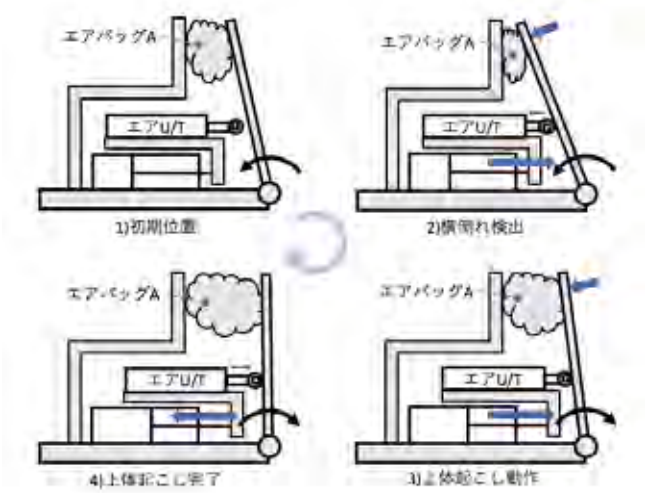


Fig. 4 座位姿勢補正機構の動作概念図

検出を可能にしている．それぞれのエアバッグは，ポリエステル繊維製シートとポリエチレンシートの複合シートを袋状に加工したものであり，0.6MPa までの耐圧性がある．動作順を考慮すると，エアバッグ B で腰の位置を固定し，エアバッグ A でサポート板を動かすことになるため，これを調整するために，各エアバッグごとにスピードコントローラを入れてある．エアシリンダは複動式で，押出側はバルブが開いたときのみ圧力が加わる．一方で，引込側には押出側よりも低い圧力を常時加えることで，バルブが閉じた時に引込動作を行う．この圧力差を調整するため，レギュレータを 2 箇所に設けてある．この空気圧システムによる姿勢補正機構の動作は図 4 のようになり，この 4 つの状態を繰り返す．

(1) 初期位置：エア U/T とサポート板が離れた状態である．エアバッグ A は大気開放状態である．サポート板に負荷がかかると反時計回りに倒れる．
(2) 横倒れ検出：横倒れによりサポート板に負荷がかかり，エア U/T 内の 3 方弁のローラレバーが押下され，エアバッグ A，B の両方が膨張する．同時に，U/T 移動用シリンダの押出動作も発生する．
(3) 上体起こし動作：エアバッグ A の膨張により上体起こし動作を行う．
(4) 上体起こし完了：サポート板の動作限界に到達し，上体起こしが完了すると，エア U/T 内のローラレバーが開放され，3 方弁が切り替わることで，エアシリンダが引込動作を行う．これによりエア U/T とサポート板の間に隙間を確保する．

シリンダによるエア U/T の押出移動により，サポート板をほぼ垂直な状態まで動作させることが可能になり，上体を確実に起こすことが可能になる．また，サポート板とエア U/T が離れることで横倒れ検出までの不感帯を確保している．これにより確実に横倒れが発生した場合のみ動作することが可能となり，軽微な接触による誤動作を回避できる．

3. 出力モデル

提案する座位姿勢補正機構の出力を簡易的なモデルから見積もる．ここでは，図 5 左に示すように車椅子利用者は座面上を左右に倒れる倒立振子のモデルで考える．またこのとき，図 5 右のように背もたれと接触することで，横方向に摩擦が発生する．体の横倒れによる座面まわりのトルクをτ_Tとすると，

Fig. 5 横倒れ座位姿勢モデル

Fig. 6 姿勢補正機構による発生力作用に関するモデル

$$\tau_T = mg\sin\theta\, h \tag{1}$$

となる．ここでmは上半身体重であり，全体重の 60%[4]とした．θは横倒れ角，hは腰（回転中心）からの上半身重心高で，身長の 22%[5]とした．

次に，背もたれ接触による摩擦トルクτ_fは，

$$\tau_f = \mu mg\sin\phi\, h \tag{2}$$

となる．μは背中と背もたれ間の摩擦係数，ϕは背もたれ側への上体傾斜角である．ここでは背中と背もたれの接触面積を考慮した摩擦トルクを検討すべきであるが，背もたれ側傾斜角が少ないとこの摩擦トルクτ_fの値も小さいことから，今回は上半身重心に発生する摩擦トルクで計算することとした．以上より，姿勢補正に必要な腰周りのトルクτ_Bは以下で求めることができる．

$$\tau_B = \tau_T + \tau_f \tag{3}$$

一方で，姿勢補正機構はサポート板で対象者の脇を押し，姿勢の補正を行う．ここで，サポート板からの力Fは横倒れ角θに関わらず図 6 のように体側面に垂直に与えられているものとすると，体の半身幅をW，腰から脇下（力点）までの高さをHとして，機構出力トルクτ_Dは以下となる．

$$\tau_D = \sqrt{W^2+H^2}\cos\left\{\tan^{-1}\left(\frac{W}{H}\right)\right\}F \tag{4}$$

これらのトルクの関係から，サポート板を押すエアバッグ A のパラメータを見積もることができる．

図 7 は横倒れ角θと姿勢補正トルクτ_Bの関係である．この計算に用いたパラメータを表 1 にまとめる．この結果から，横倒れ角θが 14deg 程度で，最大で 40Nm 程度のトルクは必要であるということがわかる．

これに対して姿勢補正機構による機構出力トルクτ_Dは，今回試作した機構のエアバッグ A のサポート板接触面積が概算で 900m^2 であったので，0.1MPa の内圧で 90Nm を発揮することができる．このことから，エアバッグ A の内圧は 0.1MPa 程度ということがわかった．

表 1 モデル計算パラメータ

身長 (h=身長×0.22) [m]	1.8
体重 (m=体重×0.6) [kg]	70
体幅 $2W$ [m]	0.3
脇下高 H [m]	0.45
背もたれ側傾斜角 ϕ [deg]	10
背もたれ摩擦係数 μ	0.5

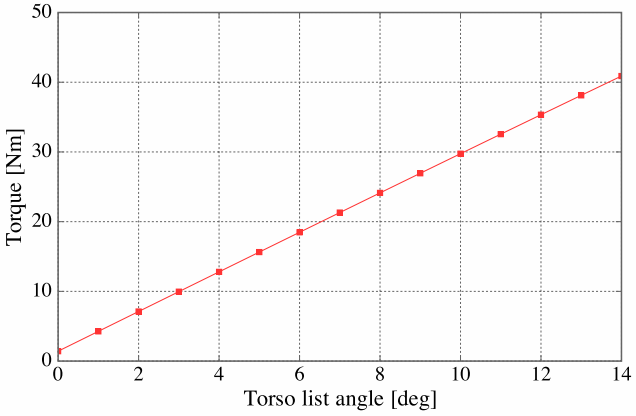


Fig. 7 横倒れ傾斜角θと腰回りトルクτ_Bの関係

4. 動作試験

以上の検討を基にエアバッグの内圧を調整し，姿勢補正機構の動作試験を行った．試験の様子を図 8 に示す．身長 1.8m，体重 70kg の健常な男性に対して，エアバッグの内圧を 0.1MPa として試験を行った結果，横倒れの補正ができるだけの十分な力が生じていることが確認できた．また，姿勢補正動作の自動化，および姿勢補正が完了した後のエア U/T 移動による誤動作の適切な回避も確認できた．

横倒れ時　　姿勢補正後

Fig. 8 姿勢補正機構の動作の様子

5. 結言

空気圧システムを用いた車椅子座位姿勢補正機構を提案した．このシステムは対象者の横倒れを自動で補正できる可能性があることを動作試験により確認した．今後は実際に横倒れが生じている対象者へ本機構を適用し，姿勢補正の実現の可能性について確認していく．

参考文献

(1) 総務省：人口推計
(2) 厚生労働省：介護サービス施設・事業所調査の概況
(3) アクティブバランスシーティング研究会 https://abs-hokkaido.jimdo.com/
(4) The A.S.P.E.N. Nutritional Support Practice Manual. ASPEN. U.S.A. 1998
(5) 川合健太，福井勉：健常成人における上半身質量中心点と下半身質量中心点位置の検討 重心測定板法と三次元動作解析装置との比較，第 5 1 回日本理学療法学術大会（札幌）抄録集, 43-2, 2016

空気圧シリンダを用いた足関節リハビリシ機器の機構設計

Mechanical design of ankle rehabilitation equipment using pneumatic cylinder

○ 土井敦士（関西学院大学）　嵯峨宣彦（関西学院大学）

Atsushi Doi, Kwansei Gakuin University
Norihiko Saga, Kwansei Gakuin University

Abstract: We are developing ankle rehabilitation equipment using pneumatic cylinder that can be used according to recovery degree without requiring caregivers. First, we show the composition of the ankle rehabilitation equipment and show the operating range of the footrest. Next, we selected the cylinder from stroke and force. From the selection by stroke, it was shown that this cylinder is suitable for use for elderly people. From selection by force, we can show the geometrical relationship of the output of the cylinder and reaction force applied to the sole of the foot. Then, we calculate the center of gravity and we prove that even if this equipment is running it will not rise. We establish a control method based on the relation obtained in the future.

Key Words: Rehabilitaion, Pneumatic cylinder

1. はじめに

近年，高齢者の人口の急激に増加している中で，３大成人病の１つである脳卒中は，とくに高齢者に発症することが多く，その患者数も年々増加している．脳卒中は主として手足の片麻痺を引き起こし，この片麻痺を治療せずに放置すると拘縮が生じてしまう．脳卒中患者が自立した生活を営むには自立歩行が大きな目標となり，そのためには療法士によるリハビリ訓練が必要である．しかし療法士の不足から多くの脳卒中患者がリハビリを受けることは現実的に厳しく，療法士を支援する機械化のニーズがある[1][2]．このような社会的背景から現在多くの研究機関で足関節リハビリ機器が開発されている．しかし，開発されているリハビリ機器は大掛かりな装置のものが多く，専門の知識を持つ人や操作に習熟した人がいないと脳卒中患者や高齢者が操作することが難しいという問題がある[3]．また，病院で身体機能が回復しても退院後の在宅生活で十分な訓練が継続できず，結果として再び機能低下に陥ってしまうことが多いことから[4]，大掛かりな装置は自宅に設置するのが難しく，リハビリ訓練を行わない時には生活の支障となる可能性がある．そのため，リハビリ機器は自宅でも簡単に使用できるものであることが望まれる．

本研究室では回復度合いに合わせて介助者なしに使用できる空気圧シリンダを用いた足関節リハビリ機器の開発を行っている．現在開発しているリハビリ機器は軽量であるため持ち運びもしやすく，家庭でも使用することができる．今回はリハビリ機器の機構設計について，空気圧シリンダの選定を行い，シリンダの推力と足裏にかかる反力の幾何学的関係を示す．また重心バランスを考慮した設計となっており，稼働させてもリハビリ機器が浮き上がらない設計となっていることを示す．

2. 足関節リハビリ機器

本研究室で開発している足関節リハビリ機器を，３次元CAD 設計ソフトウェア SOLIDWORKS(Dassault Systems SolidWorks Corporation 製，SOLIDWORKS2015)を用いて作成した CAD 図を図１に示す．このリハビリ機器は直動である空気圧シリンダ(Airpel 製，M24D150.0U)の推力を回転にする機構となっており，図２に示すようにフットレストは日本リハビリテーション医学会が制定した関節稼働角

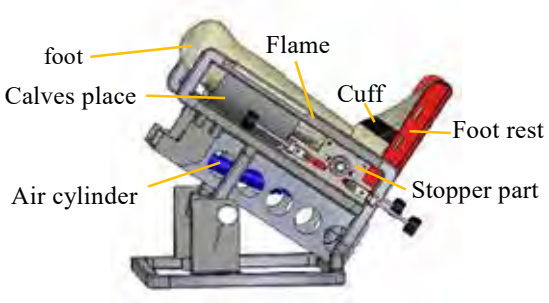


Fig.1 Ankle rehabiritaion equipment

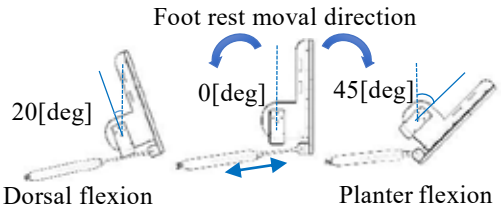


Fig.2 Foot rest movement

度を基準に腓骨への垂直線を 0[deg]とし，背屈方向 20[deg]，底屈方向 45[deg]に回転する[5]．フットレストの回転は制御により行われているが，患者の安全を考慮して機構に回転ストッパー部が設けられている．実際に使用する際は，図１に示しているように患者の足をフットレストに乗せ，カフによって足が動かないように固定する．また患者の足の負担を減らすために，リハビリ機器のフレームにふくらはぎを置く部分を取り付けた．

3. シリンダの選定

3.2.ストロークによる選定

本研究室で使用するシリンダのストロークによる選定を行う．このシリンダの要求仕様は，シリンダ径 24.0[mm]，ロッドストローク 150.0[mm]，最大ストロークでの全長 406.9[mm]である．60 歳以上の高齢者の下腿長は平均 350.39[mm]であり[6]，フットレストの回転角度が 0[deg]の時シリンダ長が 357.67[mm]であることから仕様を満たしていると考えられる．

3.2.力による選定

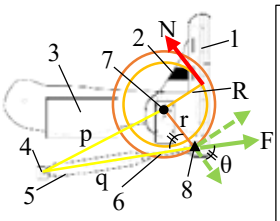
次に，シリンダの発揮する力からの選定を行う．今回使用するシリンダは仕様上，最大圧力 0.7[MPa]時に最大圧出力 294.5[N]発揮することができる．フットレストを稼働させる角度が変化すると足裏にかかる反力も変化し，足裏反力はフットレストの回転軸を中心とした円の接線方向の力になっていることから，シリンダの推力と足裏反力の幾何学的関係を計算により求めることができる．リハビリ機器の稼働部の概略図と機構解析ソフト ADAMS(MSC Software 製，Adams2015)を用いてシミュレーションを行った時の解析条件を図 3 に示す．また，図 3 において計算を行う際のパラメータも示す．フットレストが稼働すると辺 q，∠ θ は変化する．ピストンロッドの長さは既知であることから，式(1)に示すように∠ θ を余弦定理より求める．空気圧シリンダの印加圧力は空気圧シリンダの仕様書に示される式(2)によって推力に変換される[7]．式(3)に示すようにモーメントのつり合いにより足裏反力 N を求める．この式(3)にシリンダの印加圧力 0.20[MPa]時の推力を代入し，足裏反力を計算する．この計算結果と ADAMS を用いてシミュレーションを行った結果，実際にリハビリ機器を稼働させて計測した実測値を比較した時の足裏反力を表 1 に示す．

また，リハビリ機器として使用するには整定時間ができるだけ小さいものである必要がある．入力圧力を 0.02[MPa]，0.10[MPa]，0.20[MPa]と変化させた時の，0～10 秒以内の 2 ～ 6 秒間のシリンダ推力のステップ応答を図 4 に示す．結果より，このシリンダの整定時間は 0.1[s]付近であり，十分小さいものと考えられる．

$$\cos\theta = \frac{q^2+r^2-p^2}{2qr} \quad (1)$$

$$F = 452.0 \times (\text{使用圧力}) \quad (2)$$

$$N \times R = F\sin\theta \times r \quad (3)$$



Analysis conditions
Restrant conditions
5: Transation joint (1DOF)
6: Rotary joint (1DOF)
7: Cylindrical joint (2DOF)
8: Cylindrical joint (2DOF)
(DOF: degree of freefom)

Loading conditions
F: Single component force
(67.5[N] for 5[s])

1. Footrest
2. Cuff
3. Calves places
4. Attachment
5. Pneumatic cylinder
6. Piston rod
7. Center of rotation axis
8. Connection between 1 and 7

N: Reaction force
F: Cylinder output
R: Distance from 7 to N
p: Distance from 4 to 7
q: Distance from 4 to 8
r: Distance from 7 to 8

Fig.3 Components of the ankle rehabiritation system

4. 重心バランスを考慮した設計構造

足関節リハビリ機器が稼働している時に，リハビリ機器が浮き上がってしまうとリハビリ訓練としての効果が得られなくなるため，リハビリ機器を稼働させても浮き上がらないことを示す．このリハビリ機器は使用者から見て正面方向は左右対称なっており，フットレストは垂直方向にのみ稼働することから図 5 に示すようにリハビリ機器の側面方向のみで重心バランスを考える．図 5 の四角形で囲まれている部分から重心位置を求める．a を中心とした力のモーメントのつり合いを考える．四角形で囲まれている部分は点 c を支点として 30[deg]傾いていることから a から各点までの垂直線の長さx_b，x_c，x_dを求めた．また各点にかかる力として，b と c にかかる力F_b，F_cを式(4)，(5)に示す．ただし，m は四角形で囲まれた部分の質量[kg]，g は重力加速度[m/s^2]，ab，ac はそれぞれ ab 間，ac 間の距離[mm]を表す．d にかかる力F_dについては計算で求めた足裏反力から，余弦定理によって垂直方向の力を計算した．また，重心位置をx_gとした時のモーメントのつり合い式を式(6)に示す．式(6)のx_gについて解くことで重心位置が得られる．次に，得られた重心位置を用いてリハビリ機器を支えるフレームの長さが，リハビリ機器が浮かないための条件を満たしていることを示す．フレームの長さを x として，点 a’周りのモーメントのつり合いを式(7)に示す．ただし，点 c から点 b，点 d，重心位置の垂直線の長さをx'_b，x'_c，x'_gとする．式(7)に各パラメータを代入して x について解くと，x は 399.87[mm]という結果が得られた．現在使用しているフレームの長さは 404[mm]であるため，リハビリ機器を稼働させても浮き上がることはないと示された．

Table.1 Comparison between theoretical value, simulation result and observed value

Theoretical value	87.31[N]
Simulation result	82.78[N]
Observed value	80.26[N]

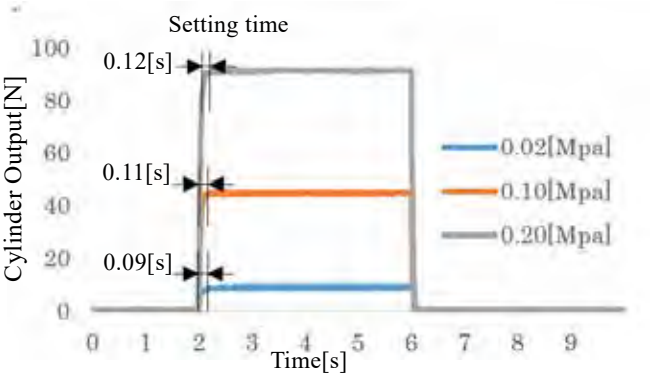


Fig.4 Step responses in cylinder force

$$F_b = mg(cos30°)^2 \times \frac{ab}{ab+ac} \quad (4)$$

$$F_c = mg(cos30°)^2 \times \frac{ac}{ab+ac} + mg(sin30°)^2 \quad (5)$$

$$F_b x_b + F_c x_c + F_g x_g - F_d x_d = 0 \quad (6)$$

$$F_b(x - x'_b) + F_c x + F_g(x - x'_g) - F_d(x + x'_d) \geq 0 \quad (7)$$

5. まとめ

今回は本研究室で開発している足関節リハビリ機器の機構について示し，リハビリ機器に使用する空気圧シリンダの選定を行った．シリンダの推力と足裏にかかる反力の幾

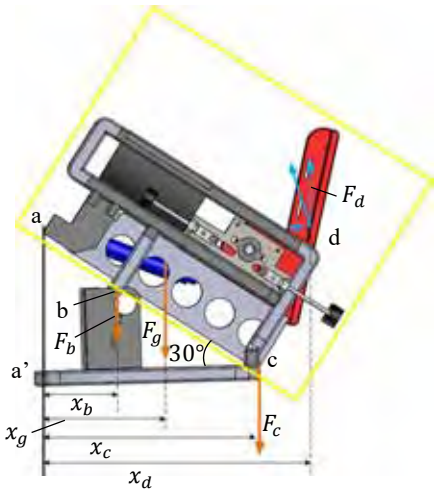


Fig.5 Parameters for caluculating the center of gravity

何学的関係について示し実際に同様の条件で計測したと時の結果と比較した．また，重心位置を計算し，それを元にリハビリ機器が浮き上がらないための条件を求め，開発しているリハビリ機器がその条件を満たしていることを示した．今後の展望としては，フットレストの回転角度とシリンダ推力，足裏反力の関係性から，位置制御や力制御といった制御手法を確立させ，患者の症状に合わせてリハビリ機器が稼働するようにする必要がある．

謝　辞

本研究は，文部科学省私立大学戦略的研究基盤形成支援事業（平成26年～平成30年）（事業番号：S1411038）により支援を受けて行われた．ここに付記し、謝意を表する．

参 考 文 献

[1] 松永貴文，“脳卒中片麻痺患者の下肢関節における拘縮の予防および改善の方法に関する一考察”，愛知県理学療法学会誌，Vol.19，No.4，2008

[2] 榊泰輔，岡島康友，内田成男，富田豊，”ロボット技術を応用した下肢機能回復支援システム”，リハビリテーション医学会，Vol.40, No.3(2003), pp.190-195

[3] 本間敬子，福田修，永田可彦，甲田嘉男，薄葉眞理子，”下肢リハビリ支援システムの開発-第２報-”，日本機械学会，No.1-5(2001)，福祉工学シンポジウムCD-ROM論文集

[4] 平田亮吉，中元善太，蜂須賀研二，和田太，牧野健一郎，”下肢機能回復支援システム”，バイオメカニズム学会，Vol.30, No.4(2006), pp.205-210

[5] 米本恭三，”関節可動域表示ならびに測定法”，リハビリテーション医学会誌, Vol.32, No.4(1995), pp.207-217

[6] “NITE 人間特性データブック”，独立行政法人 製品評価技術基盤機構

[7] Airpelエアーシリンダーカタログ，<http://www.airpot.jp/pdf/AP-C-10-F.pdf>，(平成29年7月25日参照)

装着者の体重を用いた空気式歩行支援シューズの開発

Development of pneumatic walking support shoes using wearer's weight

高岩昌弘（徳島大）

Masahiro TAKAIWA, Tokushima University

Walking is indispensable in daily lives especially for elderly person. However, their dorsiflexion angle tend to be small due to the deterioration of their tibialis anterior muscle from aging. Consequently, they easily stumble and falldown even for small steps. In this study, we develop walking support shoes to support their dorsiflexion in swing phase by using wearer's weight, which makes energy autonomous driving system. Pneumatic energy produced by a foot pump drives a wire-type pneumatic cylinder. The validities of proposed shoes are shown in some experiments.

Key Words: Walking support, Pneumatic system, Energy autonomous

1　緒言

高齢者の怪我の原因の 7 割程度が転倒によるものと報告されている [1]．これは加齢に伴う前脛骨筋の筋力の低下により，歩行がすり足となるため僅かな段差でも躓きやすくなるためと考えられる．高齢者の生活の質の維持と向上に歩行は不可欠な動作であるため，躓き予防に対する何らかの対策が望まれている．

本研究では高齢者の躓きによる転倒防止のため，足が地面から離れた瞬間に爪先を上方向に向ける動作（背屈動作）を能動的に支援する歩行支援シューズを開発する．これまで幾つかの歩行支援装置が開発されており，携帯空気圧源を利用した歩行支援装置 [3] や MR 流体を用いた粘性抵抗可変の継手を有する短下肢装具 [4]，空気圧アクチュエータを用いた人工継手 [5] などが提案されている．しかし，これらはどれも動力源を別途用意する必要があるため装置自体の大型・複雑化や高コスト化を招き日常生活での使用は容易ではない．

本研究では外部エネルギーを一切利用しない駆動方法を提案する．具体的には装着者の体重を利用して足先部のフットポンプを圧縮し，得られた圧縮空気を一旦バネの位置エネルギーとして蓄え，背屈動作支援のタイミング時にバネの復元力を利用して足首関節に背屈モーメントを生成するものである．

本研究では靴への組み込みを可能としたフットポンプや人間親和性の高いアクチュエータの構成を通して，試作した支援シューズの有効性を検証する．

2　歩行支援シューズ

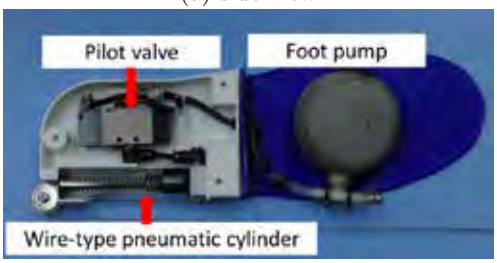
2.1　歩行支援シューズの概要

歩行支援シューズの外観を図 1 に示す．靴底部には背屈モーメントを生成するためのワイヤー式空気圧シリンダ，パイロットバルブが収納され足前方部にはフットポンプが配置されている．空気圧シリンダはピストンシリンダセット (Airpel Co.) の内部にバネを挿入し，ピストンにワイヤーを連結している．シリンダ内圧力とバネ反力が釣り合った状態からシリンダ内空気が大気に開放されるとバネの復元力が作用してワイヤーが引き込まれる．このワイヤーの引き込みをベアリングを介して運動方向を反転させ，足関節部の回転運動に変換することで背屈支援を行う．

2.2　支援動作

図 2 に歩行動作に応じた空気圧駆動回路の状態を示す．同図 (a) は遊脚時を表し，アクチュエータ内空気は大気に開放状態となっている．同図 (b) において，爪先が地面に接地し，底屈姿勢になる際に靴底前方に設置したポンプが圧縮される．ポンプからのチューブはパイロットポートにも繋がっておりポンプの圧縮によりパイロット圧力が高まり，経路が切り替わる．経路の切り替えにより，アクチュエータへ空気が送られ，シリンダ内圧力とバネ反力が釣り合った状態となる．ピストンの移動と底屈動作は同時に行われるため，底屈動作に対する拘束力は生じない．同図 (c) に示すように足が地面から離れると，ポンプ内の圧力が低下しパイロット圧力の低下により経路が元の状態に戻り，アクチュエータの空気が大気に開放される．この時に脚側に固定されたワイヤーが引き込まれ足首に回転モーメントを発生させる．本回路はフットポンプにエネルギーの生成だけでなくトリガースイッチとしても機能させることでより簡易な駆動部を実現している．また，足前方部にポンプを設置することで階段昇段時等踵が接地しない場所でも支

(a) side view



(b) top view

Fig.1 Overview of walking support shoes

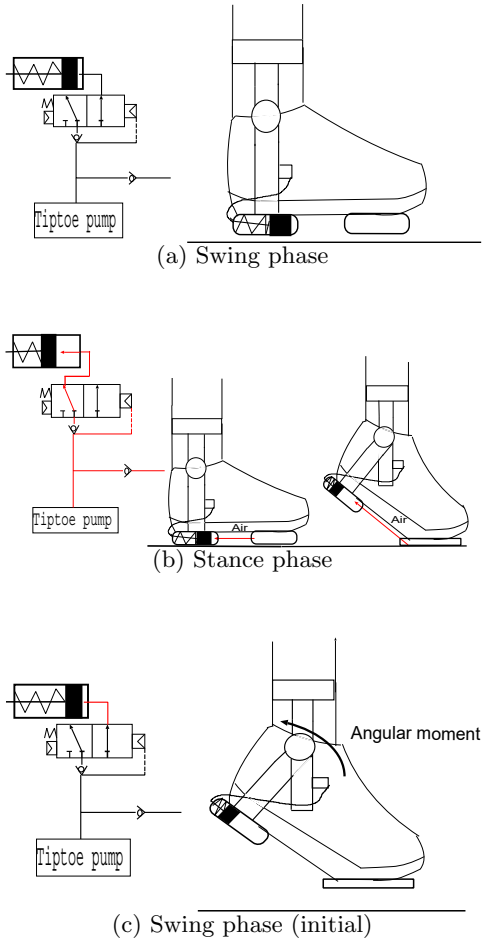


Fig.2 Pneumatic driving circuit

援力を発生させることが可能である．

3　支援効果検証

椅子に座って足を地面から浮かせて脱力した尖足状態から支援動作を行う．フットポンプは装置から離して他者が踏んでいる．直立状態での足首角度を 0[deg.] とし，また背屈方向を正，底屈方向を負とする．ポンプ内圧力を測定した結果を図 3 に示す．歩行時に足が地面から離れた状態に相当するポンプから足を離した際にポンプ内圧力が低下し，パイロット圧力のしきい値を下回ったときに支援が始まり背屈動作支援が始まっていることが確認できる．同様の実験において前脛骨筋の筋電位を測定した結果を図 4 に示す．支援有り (a) の筋電位が小さく，装置による支援効果が確認できる．

4　結言

装着者の体重により圧縮した空気圧エネルギーにより背屈動作を能動的に支援する歩行支援シューズを開発している．本稿ではフットポンプにエネルギー生成だけでなく支援タイミングのトリガー機能も持たせる支援方法を提案した．単純背屈動作における支援効果を確認した．

今後はフットポンプの内製化による歩行支援シューズのプロトタイプ開発を行うとともに歩行動作における有用性を検証していく．

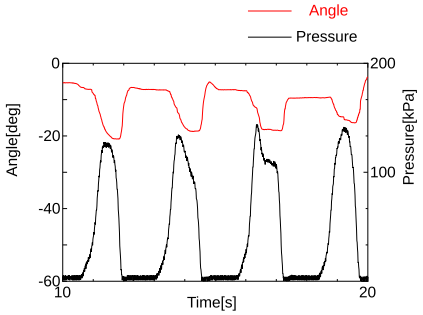


Fig.3 Pressure response in support motion

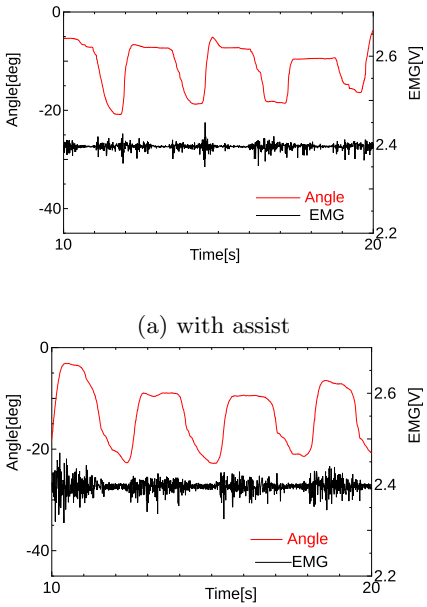


Fig.4 EMG of tibialis muscle

参考文献

[1] 東京消防庁:高齢者の事故を防ぐために

[2] 厚生労働省　平成 21 年度　不慮の事故死亡統計　1 章　不慮の事故による死亡数の年次推移

[3] 呉他，携帯空圧源を利用した歩行支援のための空圧アシスト肢の開発, 日本フルードパワーシステム学会論文集,Vol.37,No.4,pp43-49,2008.01

[4] 古荘他，せん断型コンパクト MR ブレーキを用いたインテリジェント下肢装具の研究開発—第 1 報: せん断型コンパクト MR ブレーキの開発と制御型短下肢装具への応用—, 日本ロボット学会誌,Vol.25(2007),No.6,pp867-873,2010.08

[5] 大道 佳昇, 空気圧アクチュエータを用いた能動股継手の開発，ライフサポート,Vol.18 (2006),No.2,pp51-52,2010.07

嚥下音のウェーブレット変換に基づく官能評価の試み

Function evaluation based on wavelet transform of swallowing sound

○ 可児雅弥（桐蔭横浜大院）　古滝莉加（桐蔭横浜大院）　望月勇太（桐蔭横浜大）
山内 忍（桐蔭横浜大）　本橋由香（桐蔭横浜大）　佐藤敏夫（桐蔭横浜大院）
阿岸鉄三（桐蔭横浜大）　高橋常男（前 神奈川歯科大院）

Masaya KANI, Graduate School of Toin University of Yokohama, Kurogane-cho 1614, Aoba-ku, Yokohama
Rika FURUTAKI, Graduate Scholl of Toin University of Yokohama
Yuta MOCHIZUKI, Toin University of Yokohama
Shinobu YAMAUCHI, Toin University of Yokohama
Yuka MOTOHASHI, Toin University of Yokohama
Toshio SATO, Graduate School of Toin University of Yokohama
Tetsuzo AGISHI, Toin University of Yokohama
Tsuneo TAKAHASHI, former Graduate School of Kanagawa Dental University

Abstract: It is reported that carbonated water stimulates the oral cavity and the pharynx through the physical stimulation of the carbon dioxide bubbles to induce the swallowing reflex. We measured and analyzed the swallowing sounds using a bio sound analyzer (BSA) when the subjects swallowed carbonated water with various carbon dioxide concentration and temperature. Parameter P and Laryngeal Elevation Time were used to evaluate the swallowing function. P and Laryngeal Elevation Time tended to decrease with increasing concentration of carbon dioxide and decreasing temperature of carbonated water. This reveals that the bolus of food is being directed to the hypopharynx quickly as the larynx elevates, suggesting that the stimulation from the coldness and the bubbles in carbonated water may induce more effective swallowing motions.
Key Words: Swallowing sound, Rehabilitation, Carbonation, Temperature, Swallowing function

1. はじめに

超高齢社会に分類される我が国では，高齢者の誤嚥性肺炎の発症が深刻化しているため，医療・介護現場では詳細な嚥下機能検査による誤嚥の予防が必要不可欠となっている．本邦で行われている摂食・嚥下機能検査には嚥下造影検査や嚥下内視鏡検査があるが，これらの検査にはX線被爆や手技に熟練を要するといった欠点があるため，簡便性と客観性を兼ね備えた新たな嚥下機能スクリーニング検査法の提案が望まれている．そして，加齢や脳血管疾患を原因とする嚥下障害に対してはアイスマッサージなどの嚥下反射誘発手技が実施されているが，その有効性を統一的な手法を用いて評価した報告は少ない．また，食品分野では商品開発の際に炭酸飲料の「爽快感」，ビールの「のど越し」などの官能評価が重要視される．しかし，これらの評価は主観的になされているのが現状であり，官能評価を非侵襲かつ定量的に行うための手法の確立が求められている．

我々はこれまでに，Fig.1 に示す生体雑音分析装置（Bio Sound Analyzer : BSA，医薬品医療機器法等未承認）を産学医共同で開発し，嚥下音の採取とウェーブレット変換による時間-周波数解析を行ってきた．その結果，嚥下音は嚥下時の喉頭挙上に対応する第 I 音，食塊の下咽頭への流入に対応する第 II 音，喉頭下降に対応する第 III 音の 3 つの音響成分で構成されていることを確認し，各音の時間的位置関係を表すパラメータ P を用いた嚥下音解析システムを提案してきた[3]．また，嚥下音信号の包絡線を 3 次スプライン近似で作成することで各音の発生時間を客観的に決定する方法を検討してきた[4]．さらに，舌骨直上および輪状軟骨直下気管外側上の 2 点で嚥下音を採取することで合成嚥下音信号を作成し，3 つの音響成分がが明瞭な嚥下音を安定して採取する方法を提案してきた[5]．

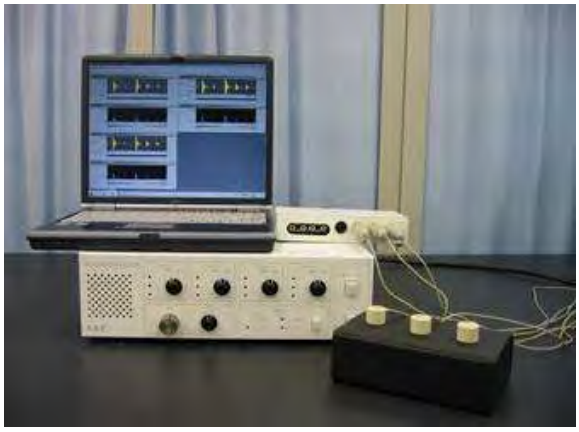


Fig.1 Bio Sound Analyzer (BSA)

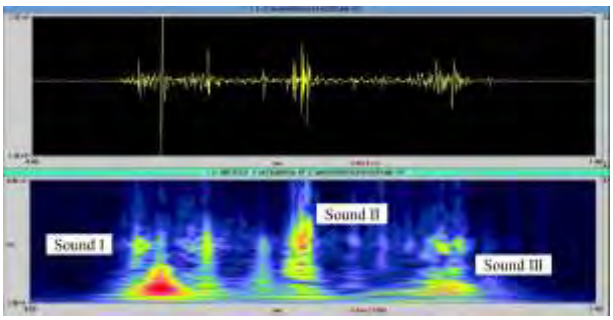


Fig.2 Analysis example of swallowing sound signal

そこで本研究では，合成嚥下音信号を用いた新たな嚥下音解析システムを応用し，嚥下反射誘発効果を有するとして近年注目されている炭酸水について，温度や炭酸強度な

どの各種パラメータの違いが嚥下機能に与える影響について調査を行った. さらに, 今回の検討で得られた結果から, 提案する嚥下音解析システムの定量的官能評価への応用可能性について検討を行った.

2. 炭酸水の嚥下反射誘発効果の検証

はじめに被験者の舌骨直上および輪状軟骨直下気管外側上に嚥下音採取用センサとして心音センサ（TA-701T，日本光電）を装着し，BSA を用いて 20 秒間に 2 個の嚥下音を採取した．ただし，被験者には測定開始から 5 秒および 15 秒経過時点で，できるだけ普段通りの嚥下を行うように指示をした．嚥下試料には水および炭酸水メーカーを用いて作製した炭酸強度が「弱」,「中」,「強」の炭酸水を使用し，恒温装置を用いることで各試料の温度が 10℃, 20℃, 30℃となるように温度調整を行った．また，測定条件として一回嚥下量は 5ml，嚥下時の姿勢は座位とした．各試料による嚥下音採取後，2 つのセンサで得られた嚥下音信号の振幅値を加算することで合成嚥下音信号を作成し，その包絡線を 3 次スプライン近似で作成した．その後，作成した包絡線から喉頭挙上時間（T3-T1）およびパラメータ P =（T2-T1）/（T3-T1）を算出した（Fig.3）.

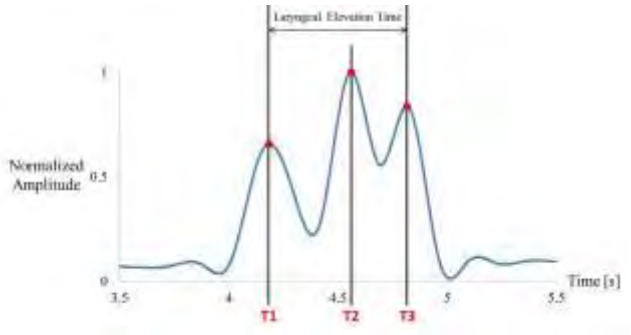


Fig.3 Envelope of swallowing sounds signals

3. 結果および考察

今回の検討で各試料嚥下時の喉頭挙上時間および P を算出した結果，20℃では水嚥下時と比較して炭酸水嚥下時に喉頭挙上時間が短縮する傾向が見られた（Fig.4）．また，P を比較したところ，20℃および 30℃の試料では水と比較して炭酸水嚥下時に P が小さくなる傾向が見られた（Fig.5）.

炭酸飲料による嚥下反射誘発効果を検証した例として，森下らは喉頭挙上時間を飲料の食道への送り込みへのスムーズさを示す指標とし，冷却した炭酸飲料嚥下時に喉頭挙上時間が短縮すると報告している(6)．これは，20℃の試料で得られた我々の結果と同様の傾向を示している．また，嚥下機能が低下した高齢者では，舌や嚥下関連筋が減退することで食塊の送り込み能力が低下し，嚥下反射後に誤嚥が起こりやすくなるといわれている．我々が嚥下機能の指標として用いている P は，喉頭挙上時間に対する第 II 音の発生時間の比を表している．したがって，炭酸水嚥下時に見られた P の低下は，水嚥下時と比較して炭酸水嚥下時には喉頭挙上後に速やかに食塊の送り込みができていることを表している．さらに，真貝らは水や炭酸水，ビール嚥下時に上喉頭神経が高い応答性を示し，特に炭酸水やビールに含まれる炭酸成分は，急速に変化する大きな初期応答として見られ,「爽快感」や「キレの良さ」などの感覚形成に関与すると報告している(7)．今回我々が行った検討においても，炭酸水の炭酸強度が強いほど，また温度が低いほど P が低下する傾向が見られたことから，冷却炭酸水が嚥下リハビリテーションに有用であり，また，冷却炭酸水嚥下時の P の低下が炭酸飲料水の「爽快感」として感じられる可能性があることから，嚥下音解析システムを官能評価の定量化に応用できる可能性が示唆された.

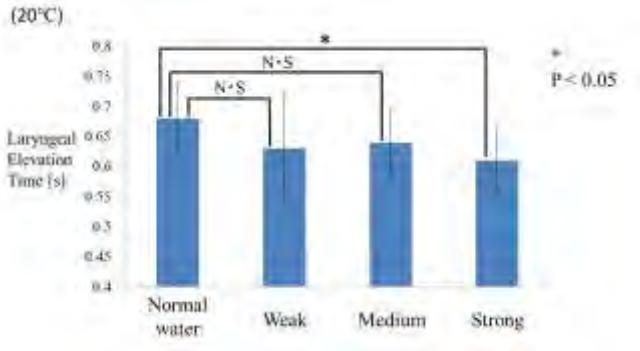


Fig.4 Laryngeal Elevation Time

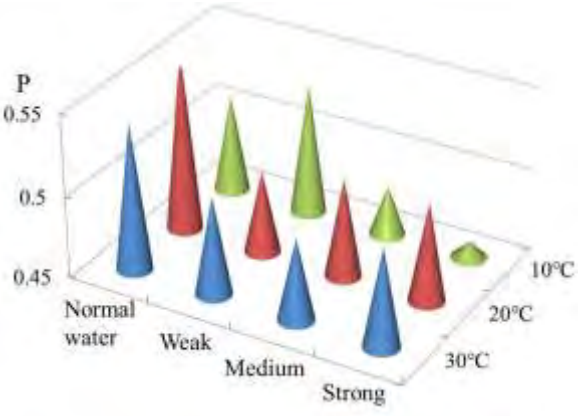


Fig.5 Parameter P

参考文献

(1) 日本摂食嚥下リハビリテーション学会医療検討委員会，嚥下造影の検査法（詳細版） 日本摂食嚥下リハビリテーション学会医療検討委員会2014年度版，日本摂食嚥下リハビリテーション学会雑誌, Vol. 18, No. 2, pp. 166-186，2014.

(2) 日本摂食嚥下リハビリテーション学会医療検討委員会，嚥下内視鏡検査の手順2012改訂（修正版），日本摂食嚥下リハビリテーション学会雑誌, Vol. 17, No. 1, pp. 87-99，2013.

(3) 佐藤敏夫，阿岸鉄三 他，ウェーブレット変換を用いた嚥下音の時間-周波数解析による嚥下機能評価の試み，医工学治療，Vol. 17，No. 4，pp.181-187，2005.

(4) M. Kani, S. Yamauchi, Y. Motohashi, T. Sato and T. Agishi, Time-frequency analysis of swallowing sounds in non-invasive evaluation of swallowing function, Abstracts of ASAIO 62nd Annual Conference, p. 3, 2016.

(5) 可児雅弥, 古滝莉加, 山内　忍, 本橋由香, 佐藤敏夫, 阿岸鉄三, 嚥下音信号のウェーブレット変換による嚥下機能の非侵襲かつ定量的評価の試み，LIFE 2016 講演要旨集，pp. 626-629，2016.

(6) 森下元賀，山上翔太 他，入院高齢患者における炭酸飲料を用いた嚥下運動改善の持続効果の検討，吉備国際大学保健福祉研究所研究紀要, No. 16, pp. 7-12, 2015.

(7) 真貝富夫，咽喉頭の味覚応答性―のど越しの味，日本味と匂学会誌，Vol. 6，No. 1，pp. 33-40，1999

Measurement for Pressure Distribution during Handgrip through Flexible Pressure Sensor Sheet

Tianyi Wang[1], Hieyong Jeong[1], Toshikatsu Funayama[2], Michiko Kido[3], Kazuo Kawasaki[2], and Yuko Ohno[3]

***Abstract*— We proposed a method to measure the handgrip strength with the pressure distribution of each finger and palm while grasping some objects. Although there have been a number of studies to measure the handgrip strength, there was not a study on measurement of each finger and palm yet. The experiment was performed by visualizing and measuring all pressure distribution data during the handgrip with the flexible pressure sensor sheet (PSS) which was composed of multi-organic transistors. The experimental system enabled us to wrap a pole-type object with the PSS and to measure the handgrip strength under the condition of handgrip. All of the experimental results proved the validity of the proposed method.**

I. Introduction

Handgrip performance has been known as a simple, accurate, and economical bedside measurement of muscle function and the progression of the movement disorders [1] ∼ [6]. The grip control is of extreme importance in performing fundamental daily activities such as eating, brushing teeth, and getting dressed [7].

However, existing systems often employ equipment that are either too large in size or extremely expensive. Furthermore, previous work hardly paid enough attention to measure the pressure distribution of each finger and palm while grasping.

Therefore, the main purpose of the present study is to introduce a new flexible pressure sensor sheet which is composed of organic transistors and applied for the visualization for pressure distribution of each finger and palm during handgrip measurement.

II. Materials and Methods

A. Development of Pressure Sensor System

Fig.1 shows the newly developed pressure sensor sheet for pressure distribution measurement while humans grasp an object. The pressure sensor sheet is made by the organic flexible low-voltage transistors. Organic thin-film transistors (TFTs) have attracted considerable attention in next-generation electronic applications such as flexible displays, large-area sensors, and radio-frequency identification tags. Organic TFTs possess many advantages such as large area, low cost, and mechanical flexibility. They can be fabricated on plastic films using a solution process such as a printing method. Fig. 1 (a) shows an example of measured pressure distribution when humans press the sensor sheet [8] ∼ [10]. Fig. 1 (b) shows the size and pressure sensor arrangement.

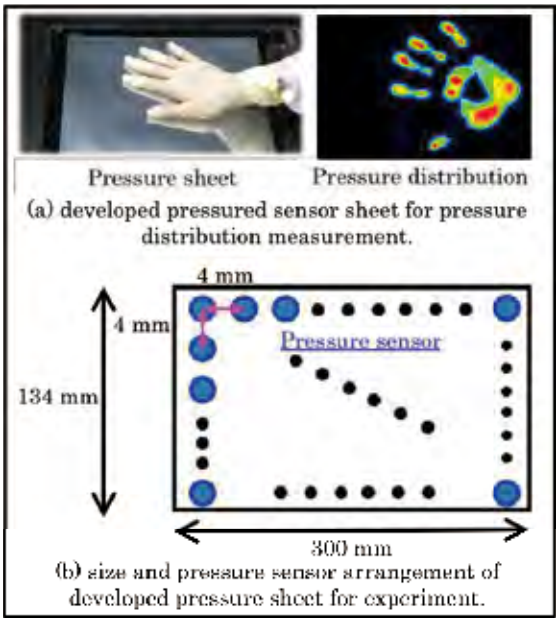


Fig. 1. The development of pressure sensor sheet for pressure distribution measurement. Maximum sampling frequency is 200 Hz. The pressure sensor sheet has the number of 2,700 (36 circumference × 75 width) pressure sensors for each directions.

B. Experimental System

Fig. 2 shows the experimental system. The proposed system is composed mainly of the pressure sensor sheet for sensing the pressure, the controller for transferring measured pressure data to the computer, the pole for wrapping the sheet, and the computer for displaying and analyzing data. Human subject performed experiments which was to grasp the pole with all fingers and palm under the normal condition.

C. Grasping Visualization

The density of developed pressure sensor sheet is higher than conventional system that make it possible to display a visualized image during handgrip.

Let P^t be an $m \times n$ matrix as measured pressure data at the t sampling time. The character of m represents the row of

[1]T. Wang and H. Jeong are with Department of Robotics & Design for Innovative Healthcare, Graduate School of Medicine, Osaka University, Yamada-oka 1-7, Suita, Osaka 565-0871, Japan {wangtianyi, h.jeong}@sahs.med.osaka-u.ac.jp

[2]T. Funayama and K.Kawasaki are with Department of Consilience Design, Graduate School of Medicine, Osaka University, Yamada-oka 1-7, Suita, Osaka 565-0871, Japan {funayama,k-kawasaki}@sahs.med.osaka-u.ac.jp

[3]M. Kido and Y. Ohno are with Division of Health Sciences, Graduate School of Medicine, Osaka University, Yamada-oka 1-7, Suita, Osaka 565-0871, Japan {mkido,ohno}ohno@sahs.med.osaka-u.ac.jp

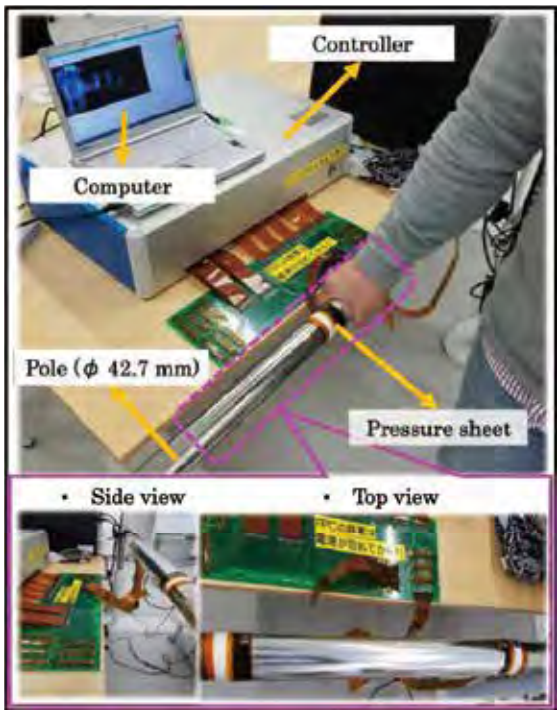


Fig. 2. Overview of experiment system.

matrix of P^t, and the character of n represents the column. The total sum of P^t at the t sampling time as the handgrip strength is computed by the sum of all of elements in the matrix of P^t,

$$P^t_{sum} = \sum_{r=1}^{m}\sum_{c=1}^{n} P^t_{rc}, \quad (1)$$

III. Results

Fig. 3 shows experimental results in cylindrical coordinate. Through all of experimental results, it was found that the visualization for pressure distribution measurement of fingers and palm was confirmed while grasping by using the flexible pressure sensor sheet. Furthermore, it was considered that it was possible to evaluate all contact points and the balance of grasping force which were related to the force closure.

IV. Discussion

It is discussed that proposed method shows wide practical application for clinical situation such as rehabilitation where nurses can acquire instant feedback about patients handgrip and patients can benefit from the visualized measurement.

V. Conclusion

The present study introduced the developed flexible pressure sensor sheet which was composed of organic transistors, and then applied for the visualization for pressure distribution measurement of each finger and palm while grasping. All of experimental results showed the clear visualization of pressure distribution measurement while grasping under the two different conditions and evaluate all of contact points and the grasping force for the force closure analysis.

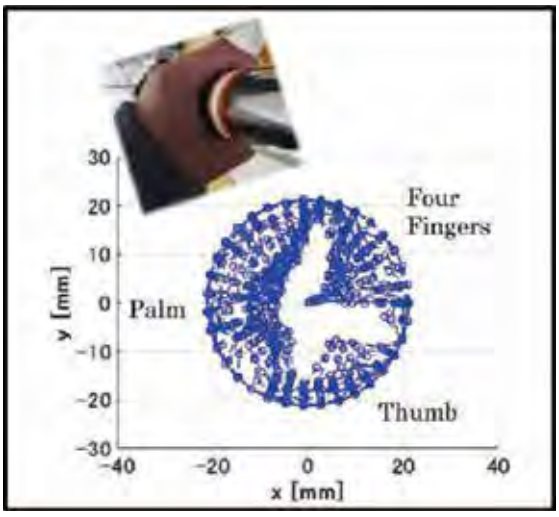


Fig. 3. Pressure distribution in cylindrical coordinate.

Acknowledgment

This project was funded by a Hirose International Scholarship Foundation (Grant no. J770703161), and we appreciated the technology support from Dai Nippon Printing Co. Ltd.

References

[1] C. Dumont, M. Popovic, T. Keller, and R. Sheikh, “Dynamic force-sharing in multi-digit task,” Clin. Biomech., vol. 21, no. 2, pp. 138-146, 2006.
[2] P. Raghavan, E. Petra1, J. W. Krakauer, and A. M. Gordon, “Patterns of impairment in digit independence after subcortical stroke,” J. Neurophysiol., vol. 95, no. 1, pp. 269-278, 2006.
[3] S. I. Lee, J. Woodbridge, A. Nahapetian, and M. Sarrafzadeh, “MARHS: Mobility assessment system with remote healthcare functionality for movement disorders,” presented at the ACM International Health Informatics 2012, Miami, FL, USA, Jan. 2012.
[4] L. H. Jakobsen, I. K. Rask, and J. Kondrup, “Validation of handgrip strength and endurance as a measure of physical function and quality of life in healthy subjects and patients,” Nutrition, 2009.
[5] W. Memberg and P. Crago, “Instrumented objects for quantitative evaluation of hand grasp,” J. Rehabil. Res. Development, vol. 34, no. 1, pp. 82-90, 1997.
[6] G. Kurillo, M. Gregoric, N. Goljar, and T. Bajd, “Grip force tracking system for assessment and rehabilitation of hand function,” J. Technol. Health Care, vol. 13, no. 3, pp. 137-149, 2005.
[7] S. I. Lee, H. Ghasemzadeh, B. J. Mortazavi, and M. Sarrafzadeh, “A Pervasive Assessment of Motor Function: A Lightweight Grip Strength Tracking System,” IEEE Journal of Biomedical and Informatics, vol. 17, no. 6, pp. 1023-1030, 2013.
[8] Dai Nippon Printing Co., Ltd., *http : //www.dnp.co.jp/saiyo/2017/lab/research/4.html* (in Japanese).
[9] S. Fujimoto, et al., ”A Large-Area, Real-Time Pressure Sensor Matrix with Organic TFTs”, Printed Electronics USA 2015, *http : //www.idtechex.com/events/presentations/a − large − area − real − time − pressure − sensor − matrix − with − organic − tfts − 007099.asp*.
[10] Y. Nirengi, et al., ”Large Area Active Pressure Sensor Sheet Driven With Organic TFT Array”, Printed Electronics USA 2016, *http : //www.idtechex.com/events/presentations/large − area − active − pressure − sensor − sheet − driven − with − organic − tft − array − 009715.asp*.

圧力センサ内蔵型エアマットレスを用いたベッド上姿勢・動作分類の学習手法間比較

Comparison of machine learning methods for classifying motions on an air mattress with built-in pressure sensor

○荒木大地（東京大学）　野口博史（東京大学）
川口孝泰（東京情報大学）　真田弘美（東京大学）　森武俊（東京大学）

Daichi ARAKI, The University of Tokyo, Hiroshi NOGUCHI, The University of Tokyo
Takayasu KAWAGUCHI, Tokyo University of Information sciences, Hiromi SANADA, The University of Tokyo
Taketoshi MORI, The University of Tokyo

Abstract: Falls from bed are medical accidents that results in a large burden for patients, and they are difficult to prevent. In this study, we attempted to estimate participants' postures and movements based on pressure distribution data. Participants' postures and movants were recorded as pressure distribution time series data using a LEIOS air mattress with built-in pressure sensor. In order to determine whether this system could differentiable among various postures and movements, we selected 7 postures and 2 movements, and carried out each posture and movement for 1 minute. Classification accuracy was calculated using both Support Vector Machine (SVM) and Random Forest from feature values (e.g. frequency of center-of-gravity variation, total pressure distribution area), obtained from pressure distribution data. Results indicate that either machine learning method can be adopted to successfully classify these postures and movements.

Keywords: Fall prevention, Classification accuracy, Machine learning

1. 背景

1-1. 転倒・転落の現状と予防策

転倒・転落は医療事故の中でも発生率が高く、ヒヤリハット事案を含めて多くの事案が報告されている[(1)]。65 歳以上の高齢者の場合、自宅で生活している人の 30%、施設で生活している人の 50%以上が転倒･転落を起こしている。その中で、治療が必要なケースは 20%、骨折や脳障害などの深刻なケースが 5%であり[(2)]、患者の QOL 低下の要因として大きな影響を与えている。転倒・転落の発生要因としては認知症や脳血管障害など自己認識に変化が生じる疾患の転倒・転落への関連性が強く[(3)]、また、ベンゾジアゼピン系の睡眠薬と抗不安薬、向精神薬の服薬が転倒・転落のリスクを高めるとされている[(4)]。転倒・転落の発生場所は特にベッドサイドの報告が多く、ベッドから離床する際の動作に着目することが、ベッドを起点とした転倒・転落を予防する上で重要であると思われる。

転倒・転落の予防策としては、リスクアセスメントツールを使用するが[(5)(6)]、同時に離床感知センサを併用することが多い。ケアにかける時間が長いことが転倒・転落の発生の抑制に繋がるという報告もあるが[(7)(8)]、実際に患者に関わることが可能な時間は限られており、臨床現場では離床感知センサに頼らざるを得ない状況が生じている。離床感知センサには様々な方式が存在するが、寝具の影響、装着者の技術などを反映してしまう上に、患者の動きを抑制するような印象を与え、患者・家族のみならず、看護師に対しても拘束感に対する葛藤を与えていることが報告されている[(9)]。

1-2. 研究目的

本研究では、患者の動きを抑制しない非拘束的な離床の予兆検知に向けて、ベッド上の対象者の離床までの姿勢・動作を分類する手法の検討を目的とした。

2. 方法

2-1. 測定手順と使用機器

本研究では、圧力センサ内蔵型エアマットレスである LEIOS(株式会社モルテン)を用いてベッド上の対象者の圧力分布を取得した（Fig1)。圧力分布は 22×61 のセルで取得可

能であり、サンプリング周波数は 0.5Hz であった（Fig2）。対象者は成人男性 1 名で、試行回数は 15 回であった。実験では、腹部に加速度センサ（TSND151, 株式会社 ATR-Promotions）を装着した後、ベッド全体を撮影可能な位置でビデオカメラによる撮影を開始した。その後、ベッド上で仰臥位の姿勢を保持した状態で圧力分布および加速度の記録を開始した。計測した姿勢・動作は 9 種類で、仰臥位から離床までの一連のストーリーを作成し実施させた。各姿勢・動作は 1 分間計測を行った。

2-2. 計測した姿勢および動作

①仰臥位→②寝返りを繰り返す動作→③膝を立てて仰臥位→④右側臥位→⑤左側臥位→仰臥位→⑥腹臥位→仰臥位→⑦もじもじ動作→起き上がり→⑧ベッド上座位→⑨端座位→離床

Fig1. Pressure sensor built-in air mattress LEIOS

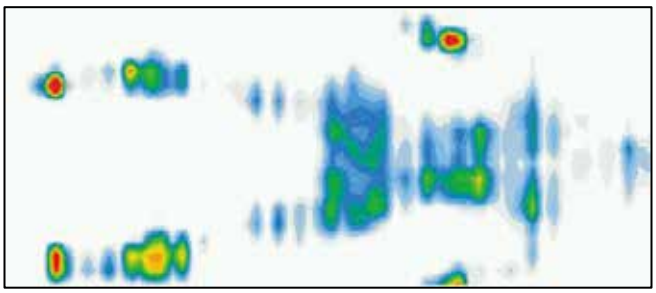


Fig2. Pressure distribution map

2-3. 解析手法

まず、得られた体圧分布の時系列データを加速度データと時刻を同期させ、加速度データをリファレンスとすることで、各姿勢・動作時間帯を分割し、姿勢・動作に分類に用いるためのラベルを添付した（Table1）。分類したのは、下記の 9 種類の姿勢・動作である。測定によって得られた体圧分布の時系列データは Python3.6 によって作成されたプログラムにて解析を行った。まず、体圧分布から重心位置を算出し、長軸方向を x 軸、短軸方向を y 軸とした時の、重心座標の時系列データを算出した。算出した重心座標の時系列データを、10 秒間の時間窓で分割し、単位時間辺りの重心軌跡面積、x 軸 y 軸変移、パワースペクトル密度（Power Spectral Density: PSD）を算出した。パワースペクトル密度を算出するにあたって、スペクトル帯域を Low(0.00-1.66Hz), Middle(1.67-3.33Hz), High(3.34-5.00Hz)に分割し、帯域ごとに、平均値（Mean）、最大値（Peak)の 2 種類の値を用いた。その後、ラベルを添付された姿勢・動作ごとに算出した特徴量を割り当て、教師データを作成した。作成された教師データは、Support Vector Machine (SVM)および Random Forest のプログラムに読み込ませ、交差検証を実施することで、適中率（Accuracy）を算出し、結果を比較した。本研究では One-vs-rest を適応し、正解ラベル以外が提示された場合に、不適中として適中率を算出した。

Table1. Labels and motions correspondence table

Label Number	Motions name
Label1	Supine
Label2	Turn over
Label3	Knee stand
Label4	Right lateral
Label5	Left lateral
Label6	Prone
Label7	Shaking
Label8	Sitting on bed
Label9	Sitting on side of bed

3. 結果

9 種類の姿勢・動作に対して機械学習を用いた交差検証で分類適中率を算出した結果、SVM では 77.5%、Random Forest では 80.5%の適中率を示した。また、各動作の特徴量の平均を比較した図を以下に示す（Fig3、Fig4、Fig5、Fig6、Fig7）。

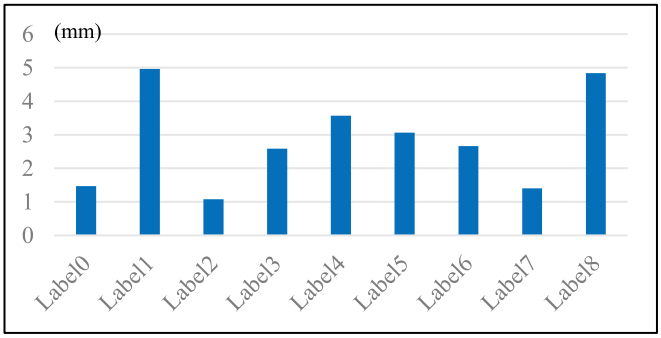


Fig3. Total locus length / unit time

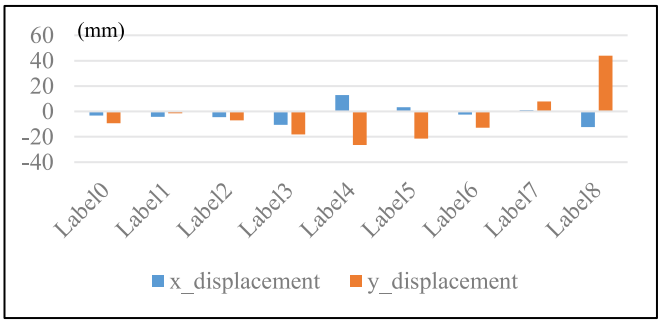


Fig4. X and Y axis displacement

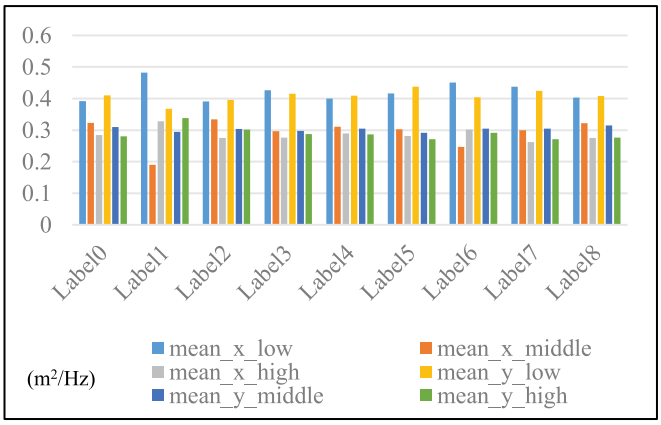


Fig5. PSD mean value across 3 spectral bands

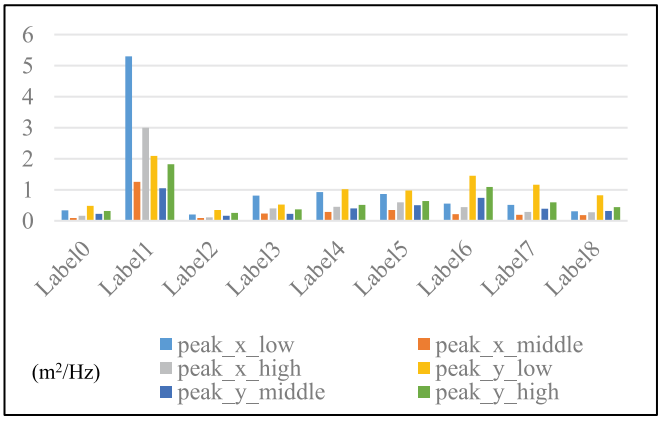


Fig6. PSD peak value across 3 spectral bands

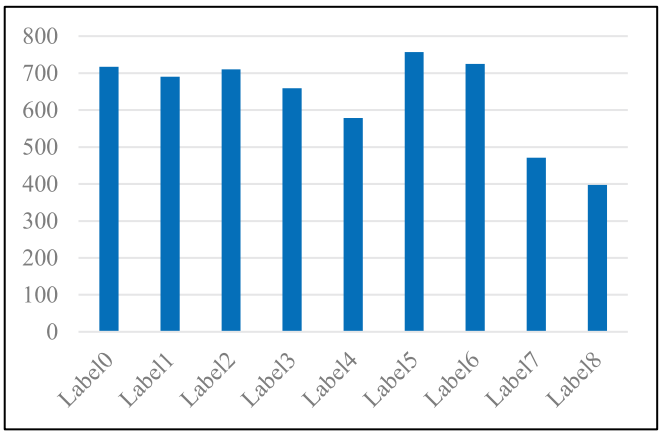


Fig7. Numbers of pressure sensor cells

4. 考察

本研究では SVM および Random Forest を機械学習の手法として用いて、それぞれ 77.5%および 80.5%と高精度とは言えないが、適応可能なレベルでの適中率を示した。適中率の上昇を阻害する要因として考えられるのは、適切な特徴量を設定できていない場合、または、分類動作の特徴が類似している可能性である。

本研究で用いた特徴量に関して、単位時間当たりの重心軌跡面積は、寝返り動作および端座位姿勢で高値を示しており不安定で比較的大きな動きを反映していると思われる。仰臥位、座位といった安定した姿勢は低値を示すため、分類の特徴量として有効に働いていると思われる。X 軸・Y 軸の変移については、側臥位、腹臥位、端座位の項目で高値を示した。変移に関しては、時間窓における座標の移動を示しており、変移が大きいことは、姿勢・動作のブレが大きいことを反映していると思われる。しかし、ブレが大きいと思われた寝返り動作やモジモジ動作では、大きく変化は見られず、特徴量としての取り扱いを検討すべき項目であると考えられる。PSD の mean の項目に関して、寝返り動作およびモジモジ動作において、x 軸の Low frequency エリアにパワー値が集中している様子が見られた。また、Peak の項目では、寝返り動作において著しく高値を示し、モジモジ動作においても他の姿勢に比べ、高値を示した。姿勢間における比較では、右側臥位、左側臥位、腹臥位の項目において x 軸の Low frequency エリアで高値を示したのに比べ、座位、端座位では y 軸の

Low frequency エリアで高値を示しており、揺れのベクトルの方向性が姿勢によって異なることが見て取れる。圧力分布の面積に関しては、側臥位、座位、端座位などのマットレス面に対する表面積の小さくなる項目で低値を示しており、分類の１つの指標として有効に機能していることを確認した。しかし、重心動揺に関しては多くの研究が 0.02Hz~2Hz 帯域を対象として解析しており[10][11]、本研究で用いたセンサの 0.5Hz というサンプリング周波数では、十分に高周波数成分のデータを扱いきれているとは言えない。だが、多くの姿勢・動作で特徴が多く見られたのは低周波数帯域のデータであり、分類への影響は少ないと考えられる。

以上より、本研究では、仰臥位、膝立て仰臥位、腹臥位の姿勢が類似していると考えられ、適中率が低下する要因となったと考えられる。また、姿勢間の分類においては有効である特徴量が限られており、適中率を低下させる要因となったと考えられる。Random Forest に比べ、SVM の適中率が低く算出されたのは、分類するクラス数が多く、超平面の作成が困難であったことが推測される。今後は、複数人の教師データを収集した後に分類精度を算出し、特徴量を調整することで、本システムの汎化性の検証を進めていくことが求められる。また、姿勢・動作の移り変わりのパターンを認識させ、予兆の検出に向け調整を行うことが必要となる。

5. 結論

本研究は、圧力センサ内蔵型エアマットレスを用いて、9 種類の姿勢・動作の圧力分布変化を捉え、SVM および Random Forest を活用し、適中率を算出した。それぞれ 77.5%、80.5% と適応可能なレベルでの分類が可能であることを示した。離床の予兆検知に向け、大きな姿勢・動作の分類を捉える段階として適応を確認したが、今後、より細かな動作の分類にむけた検討が必要となる。

参考文献

(1) 公益財団法人日本医療機能評価機構, 平成 27 年年報, http://www.med-safe.jp/pdf/year_report_2015.pdf, accessed 2017-7-21.

(2) Pekka, K., Harri, S., Mika, P., Teppo, J., and Jari, P., Prevention of falls and consequent injuries in elderly people, The lancet, Vol.366, pp.1885-1893, 2005.

(3) Bassiony, M.M., Rosenblatt, A., Baker, A., Steinberg, M., Steele, C., Sheppard, J.M., and Lyketsos, C., Falls and age in patients with Alzheimer's disease, Journal of Nervous & Mental Disease, Vol.192, No.8, pp.570-572, 2004.

(4) Landi, F., Onder, G., Cesari, M., Barillaro, C., Russo, A., and Bernabei, R., Psychotropic medications and risk for falls among community-dwelling frail older people: an observational study, Journal of Gerontol A Biol Sci Med Sci, Vol.60, No.5, pp.622-626, 2005.

(5) Morse, J.M., Morse, R.M., and Tylko, S.J., Development of scale to identify the fall-prone patients, Canadian Journal of Aging, Vol.8, No.4, pp.366-377, 1989.

(6) Hendrich, A.L., Bender, P.S., and Nythuis, A., Validation of the Hendrich II Fall Risk Model: a large concurrent case / control study of hospitalized patients, Applied Nursing Research, Vol.16, No.1, pp.298-306, 2003.

(7) Linda, B.B., Deloras, J., Carolyn, E.A., Nancy, D., Diane, S.B., Marian, L., Patricia, L.M., and Dorel, H., A response to California's mandated nursing ratios, Journal of nursing scholarship, Vol.33, No.2, pp.179-184, 2001.

(8) Dunton, N., Gajewski, B., Taunton, R.L., and Moore, J., Nursing staffing and patient falls on acute care hospital units, Nursing outlook, Vol.52, No.1, pp.53-59, 2004.

(9) 花崎美和, 若林由加, 松山昭子, 抑制に対する看護婦の思い, 日本看護学会論文集 看護総合, Vol.32, pp.145-147, 2001.

(10) 今岡 薫, 村瀬 仁, 福原 美穂, 重心動揺検査における健常者データの集計, Equilibrium Research, Vol.56, No. 12, pp.1-84, 1997.

(11) 五島 桂子, 重心動揺検査の検討-コンピュータ分析における検査項目と正常域-, Equilibrium Research, Vol.45, No.4, pp.368-387, 1986.

Measurement of Respiration and Heartbeat for Bed Care by using Large-Scale Pressure Sensor Sheet

Hieyong Jeong[1] and Yuko Ohno[2]

***Abstract*— The purpose of the present study was to propose a measurement of respiratory rate (RR) and heart rate (HR) for bed care by using a large-scale pressure sensor sheet (PSS). The settled sampling frequency of developed PSS in this paper was 30 Hz, the adjustable sensitivity range was 0 $\sim$ 10 N/cm^2, and each sensor of array was set 4 mm apart. The PSS system enabled us to realize the continuous noninvasive monitoring method; the continuous monitoring deleted the restriction of degree of freedom of movement due to contacted sensors and their electrical cords; the noninvasive method eliminated the need for needles or catheters to invade the human body which imposed a physiological stress. Through all of experimental results, it was found that the PSS was useful for bed care because it was feasible to measure the RR and HR without any contact, although the change of body posture temporarily affected the system.**

I. Introduction

The UK National Institute for Health and Clinical Excellence (NICE) introduced Clinical Guideline 83 (CG83) in March 2009, entitled 'Rehabilitation after critical illness', which aims to optimize the management of ICU-AW. It recommends early identification of patients at risk of physical morbidity by regular short clinical assessments at intervals throughout the patient's hospital stay. There is an obvious and urgent need for a practical, holistic and reproducible bedside measure of physical morbidity. This could facilitate patient assessment, highlighting problem areas and guiding rehabilitation; help to monitor progress; and form an objective measurement that is intelligible between clinical specialties and service users. Thus the pilot study has been to develop a lot of bedside scoring systems to grade physical morbidity in the critical care population. However, because these scoring systems have a significant individual difference between clinicians, it is not easy to overcome the huge communication barrier. Thus authors are interested in observing vital signs for bed care without a severe physiological stress.

Fig. 1 (a) shows one example of measured pressure sensor sheet (PSS). Fig. 1 (b) represents the derivable physical assessment (red boxes) through measured data of PSS and Fig. 1 (c) represents all of applicable list (blue words) for bed care. Although all of necessary list for bed care cannot be covered by the PSS, it seems that all necessary list in bed for human observation are achieved with the continuous noninvasive measurement as shown in Fig. 1. It is considered that body posture (BP) is classified by pressure distribution with a lot of related works, body weight (BW) is calculated by the total sum of measured data in spite of the severe problem of hysteresis, and RR and HR are derived from the time or frequency domain analysis with some designed filter. It is considered that it is a major merit to apply for multiple physical assessment with the continuous noninvasive method by using just one sensor of PSS instead of human observation.

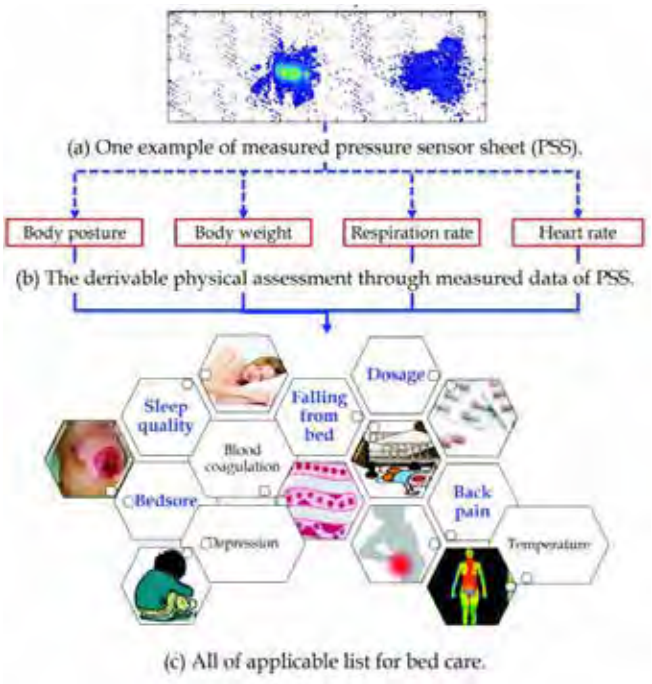


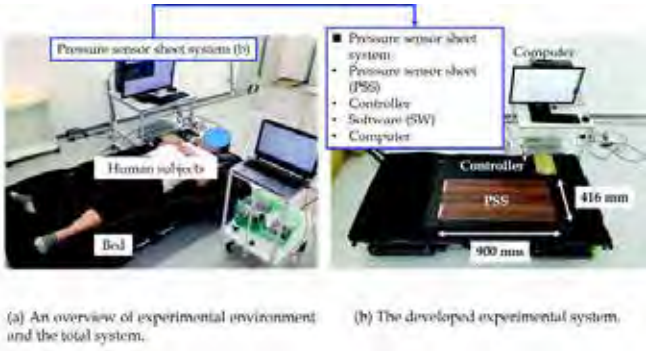
Fig. 1. All of applicable list for bed care to derive from the pressure sensor sheet (PSS).

Therefore, the purpose of this paper was to confirm the applicability of measurement of respiratory rate (RR) and heart rate (HR) for bed care by using the large-scale PSS. The development of the thin flexible PSS enabled us to achieve the continuous noninvasive monitoring. In continuous measurement, the sheet and their electrical cords did not limit degrees of freedom of BP. Noninvasive measurement eliminated the need for monitoring needles or catheters to invade the human body, thus the sheet did not impose a physiological burden such as pain on human subject.

*The research and writing of this article were made possible by funding from the Hirose International Scholarship Foundation and technical support from Dai Nippon Printing Co., Ltd.

[1]H. Jeong is with the Department of Robotics & Design for Innovative Healthcare, Graduate School of Medicine, Osaka University, 1-7 Yamadaoka, Suita, Osaka 565-0871, Japan h.jeong@sahs.med.osaka-u.ac.jp

[2]Y. Ohno is with the Division of of Health Sciences, Graduate School of Medicine, Osaka University, 1-7 Yamadaoka, Suita, Osaka 565-0871, Japan ohno@sahs.med.osaka-u.ac.jp



(a) An overview of experimental environment and the total system. (b) The developed experimental system.

Fig. 2. The developed experimental system.

II. Experimental System

Fig. 2 shows the developed experimental system and the cross checking system in order to confirm the validity of PSS. Fig. 2 (a) represents an overview of experimental environment and the total used system. When any subject performed all of experiments under the condition of the supine or lateral posture according to the experimental procedure, the developed experimental system as shown in Fig. 2 (b) was placed under the bed and tiny movements attributable to the automatic vital signs were measured as changes in pressure.

The developed experimental system [1], [2] consisted of the PSS for continuous noninvasive measurement, the controller for bridge between PSS and computer, the software for signal visualization, and the computer for saving and analyzing data. The size of PSS in this paper for horizontal $\times$ vertical axes was equal to 900 $\times$ 416 mm, and the number of pressure sensor was that horizontal $\times$ vertical axes was 225 $\times$ 104 (=23,400) sensors with the setting of frame rate per second (fps) of 30 Hz which put on the surface of bed. Namely each sensor of the pressure sensor array was set 4 mm apart. Particularly, the sensitivity of developed PSS could be changed from 0 to 10 N/cm^2 under the condition of using purpose. The PSS was developed by the organic flexible low-voltage transistors (TFT). Organic TFTs possessed many advantages such as large area, low cost, and mechanical flexibility.

III. Results

Fig. 3 shows the results of measured data and detected peak data for one time per a subject by experimental system. Fig. 3 (a) represents the results of pressure distribution during the spine posture ($PSS(i).cdata(r,c)$), Fig. 3 (b) represents the results of $sum_{PSS}(t)$, Fig. 3 (c) and (d) represent the results of filtered data with the BPF of 0.1 $\sim$ 0.3 Hz and 1.0 $\sim$ 3.0 Hz, and Fig. 3 (e) and (f) represent the results of fast Fourier transform (FFT) for filtered data, respectively.

As a result, red points in Fig. 3 (c) and (d) indicated the results of detected peak data for the RR and HR. Data of peak-peak time which were used for the index of classification were calculated by the difference between two peak values [3]-[7]. It was thought that there was no significant problem to detect the each peak value.

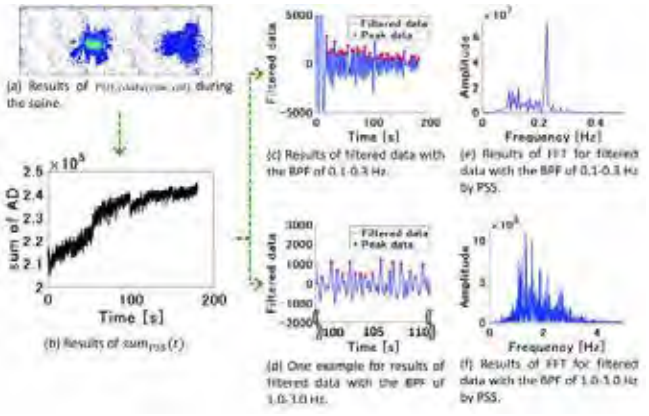


Fig. 3. Results of measured data and detected peak data for one time per a subject by experimental system under the normal condition.

IV. Conclusions

This article has attempted to propose the measurement of RR and HR for bed care by using the large-scale pressure sensor sheet (PSS). The analysis of PSS data was helpful for multiple physical assessments which were the essential component of caring for patients in order to assess treatment effects, detect procedural complications, and identify early signs of clinical deterioration. Furthermore, the integration of pressure data and other bio signals enables us to improve the care quality based on the quantitative measurement.

Acknowledgment

The research and writing of this article were made possible by funding from the Hirose International Scholarship Foundation and technical support from Dai Nippon Printing Co., Ltd.

References

[1] S. Fujimoto et al., A Large-Area, Real-Time Pressure Sensor Matrix with Organic TFTs, Printed Electronics USA, Santa Clara Convention Center, CA (USA), 2015.
[2] T. Nirengi et al., Large Area Active Pressure Sensor Sheet Driven With Organic TFT Array, Printed Electronics USA, Santa Clara Convention Center, CA (USA), 2016.
[3] Y. Matsuura, H. Jeong, K. Yamada, K. Watabe, K. Yoshimoto, Y. Ohno, “Screening Sleep Disordered Breathing with Noncontact Measurement in a Clinical Site,” Journal of Robotics and Mechatronics, vol. 29, no. 2, pp. 327-337, 2017 (Open Access).
[4] T. Wang, H. Jeong, M. Watanabe, Y. Iwatani, Y. Ohno, “Fault classification with discriminant analysis during sit-to-stand movement assisted by a nursing care robot,” Mechanical Systems and Signal Processing, 2017 (in Press) (Open Access).
[5] H. Jeong, Y. Ohno, “Symmetric lifting posture recognition of skilled experts with linear discriminant analysis by center-of-pressure velocity,” Intelligent Service Robotics, pp. 1-10, 2017 (Open Access).
[6] H. Jeong, K. Yamada, M. Kido, S. Okada, T. Nomura, Y. Ohno, “Analysis of Difference in Center-of-Pressure Positions Between Experts and Novices During Asymmetric Lifting,” IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine, vol. 4, pp. 1-11, 2016 (Open Access).
[7] H. Jeong, M. Kido, Y. Ohno, “Linear discriminant analysis for symmetric lifting recognition of skilled logistic experts by center of pressure trajectory,” Proceedings of 2016 IEEE 38th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 4573-4576, 2016.

「お元気ですかコール」データベースに基づいた在宅コミュニケーションロボットの提案

The Proposal that a Communication Robot Utilizing the Data of “How Are You?”Call

○ 赤松和衡（大阪工業大学）　辻川覚志（つじかわ耳鼻咽喉科医院）　本田幸夫（大阪工業大学）

Kazuhira AKAMATSU, Osaka Institute of Technology
Satoshi TSUJIKAWA, Tsujikawa ENT Clinic
Yukio HONDA, Osaka Institute of Technology

Abstract: It is feared that the increase of elderly people living alone will have an impact on community care systems. If we can improve their knowledge of how to live independently with the use of communication robots, it will not only assist them in their lives but also reduce the burden on regional care systems. Although the report this time has limited results, it was found that elderly people can receive information with the push of a few buttons. Even before the AI (Airtificial Inteligence) report was completed, evidence seems to suggest that robots could be a provisionally availabe support system.

Key Words: Communication Robot, Elderly Living Alone, Database of Wisdom of Seniors Living Alone

1. はじめに

近年，独居高齢者の増加は彼らを外部から支える医療・介護・福祉のサービスに対する負荷を増大させ，超高齢社会における社会保障制度の根幹を揺るがしかねないことが危惧されている[1]．しかし一方で何でも一人で対応しなければならない一人暮らしは，その人の能力を衰えさせず健康寿命を一日でも長くさせる効果が期待できる[2][3]．つまり，一人暮らしを適切に支援することで，地域ケアシステム全体への負担を軽減させる可能性があるといえる．そこで，辻川がすべての年代層から聴取したデータをもとに定型的応答に基づくコミュニケーションロボットを製作し，それに対する 60 歳以上の人々の評価を調査したので報告する．

2. ロボットについて

2.1 発話データの概要

大阪府門真市医師会は，2011 年から 6 年間に渡って 60 歳以上の 167 名の独居者に 1 万回以上電話をかけ，日常の情報交換をすることで支援する活動を行っている．その一部を表 1 に示す.そこから収集した暮らしの知恵や秘訣と，つじかわ耳鼻咽喉科に来院され，アンケートに応じてもらえた 10 代～90 代までの 3500 名からのヒアリング結果も加味し，応答集化したものを使用した．応答集の特徴は，お元気ですかコールで得られた独居高齢者が遭遇しやすい諸問題を聞き出しながら情報提供するノウハウをロボットに実装することにある．

表 1．お元気ですかコールのデータ例

年齢・性別	意見・情報
80代女性	一人で一日居ると寂しい時もある。 この電話はありがたい。
90代女性	ご飯が食べにくいのでお粥にして食べてます。 生徒さんが来る日は元気になります。まだまだ現役で頑張ってます。
80代女性	食事の支度はヘルパーさんにして頂き、調子の良い時は買い物に一緒に行きます。 水分もまめに取る様にしてます。
80代男性	コーヒーを飲みに行ってました。 男性は中々外へ出ません。 でも外へ出ると元気がもらえ、皆から「元気やなあ」と言われます。
80代男性	最近は息抜きを忘れずにやってます。歩きたい時に歩く。 毎日これをしないとダメ、と決めつけない様に。

2.2 ロボットの概要

外観は図 1 に示すような，高さ 30[cm]，幅 20[cm]，奥行き 15[cm]程度の大きさのぬいぐるみとした．コミュニケーションをとるために操作ボタン，スピーカ及び RaspberryPi3 ModelB を使用した．対象者とは操作ボタンを用い意思疎通する．RaspberryPi は RapbianJessie で動作させ，発声エンジンは名古屋工業大学による HMM テキスト音声合成システム OpenJTalk[4]を使用した．図 2 に動作の流れを示す．

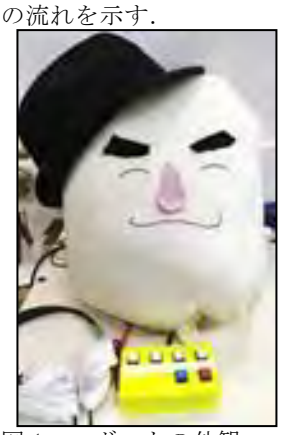


図 1．ロボットの外観

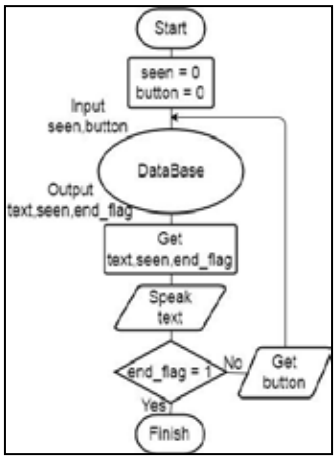


図 2．フローチャート

3. 実験

3.1 実験概要

お元気ですかコールで得られたノウハウをコミュニケーションロボットの応答に活用する第一段階として，本実験はコミュニケーションロボットに対する印象およびロボットの使用による対象者の気分変化を検証することを目的とする．そのためにまず予備アンケートとして，コミュニケーションロボットに対する興味の有無，使用意欲の有無を収集し，その結果を踏まえて実験を行った．予備アンケートは 60 歳以上の女性 80 人男性 21 人の計 101 人に回答してもらった．そのうち独居者は 81 人，そのうち女性は 64 人であった．実験ではロボット使用前後の気分と会話内容の評価，外観・音声・操作性・会話成立の度合いを評価項目とした.ロボット使用前後の気分は次の項目に対し 10 ポイントを上限として評価してもらった．

- リラックスー緊張
- 明るい気分ー暗い気分
- 落ち着いているー落ち着かない
- 生き生きしているー活気がない

・ 元気－疲労
・ 気分が落ち着いている－混乱している

また，音声については以下の 4 種類用意し評価してもらった．

・ 低めの男性のような音声
・ 高めの男性のような音声
・ 低めの女性のような音声
・ 高めの女性のような音声

3.2 実験方法

実験は，2017 年 7 月 12 日から 23 日までの間に講演会場並びに大阪府門真市にあるつじかわ耳鼻咽喉科診療所にて調査協力を得た 60 歳以上の独居高齢者女性 10 人男性 2 人の計 12 人を対象に行った(表 2)．まず実験趣旨を説明しロボットの操作方法を説明した後，音量の確認も含め 4 種類の音声を試聴し評価してもらった．次に，会話機能を使用しロボットの問いかけに対してボタンで応答する操作を一通りの会話が終わるまで続けてもらった．その後，ロボット使用前後の気分と会話内容の評価，外観・操作性・会話成立の度合いを評価してもらった．

本研究はヘルシンキ宣言に準拠して対象者への十分な説明と同意のもとに施行した．また本研究に当たり，その研究計画及び倫理的配慮について，本研究に関与していない 2 人の地域医師会法規担当理事の医師により，厚生労働省による臨床研究に関する倫理指針，文部科学省・厚生労働省による疫学研究に関する倫理指針に基づいて，その適切性及び妥当性を審査され承認を受けた．

表 2．実験参加者

No.	年齢	性別	ロボットへの興味
1	78	女性	一度試したい
2	77	女性	あれば便利
3	88	男性	一度試したい
4	79	女性	あれば便利
5	75	女性	一度試したい
6	79	男性	試してもよい
7	74	女性	あれば便利
8	84	女性	あれば便利
9	77	女性	
10	86	女性	一度試したい
11	70	女性	一度試したい
12	79	女性	

4. 結果および考察

4.1 予備アンケート結果

予備アンケートの結果を図 3 に示す，ロボットに興味を持つ人は 65 人で，そのうち独居者は 53 人，同居者 12 人であり，家族形態による差は認められなかった．しかし，試用意欲の有無では，試用したいと回答したのは独居者 26 人，同居者 2 人であり，独居者の方が有意に高いことがわかった．ともにカイ二乗検定で危険率 5%を採択した．また，同居者が少数のため信頼性は乏しいが，試用意欲を示した 2 人はどちらも女性で，アンケートに回答した男性 4 人はすべて試用意欲を示さなかった．一方，ロボットに対して否定的な評価をした人は 36 人でその理由を複数回答可で問うと，今の暮らしに不要と回答した人が 12 人，機械物は苦手とした人が 10 人，ややこしいものはいらないと回答したのは 3 人，お金をかけてまでは不要としたのは 2 人であった．同居者がロボットに興味を持ちつつも使用意欲がなかった理由として，ロボットを使用するよりも同居生活者とのコミュニケーションに重きを置いていることが考えられる．一方で独居者が使用意欲を示したのは，相手がロボットであってもコミュニケーションをとりたいという理由が考えられる．

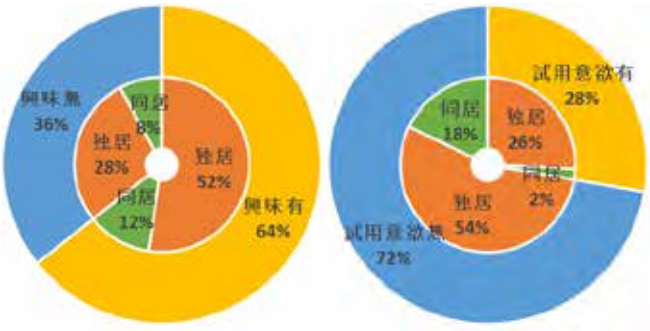


図 3．予備アンケート結果
(左：ロボットへの興味，右：使用意欲の有無)

4.2 実験結果

実験において，外観の評価を良とした人は 4 人で全員が女性，まあまあと回答した人は 5 人で女性 4 人男性 1 人であった．会話内容の評価は，良とした人が 6 人で全員が女性，まあまあと回答した人は 4 人で女性 2 人男性 2 人であった．会話の成否は，成立したとする人が 7 人で女性 6 人男性 1 人，3~5 割または一部の成立感とした人は 2 名で男女それぞれ 1 人ずつであった．全体として一部成立の人まで含めると，無回答の 2 人を除き全員がある程度の会話が行えたと感じると回答した．外観の評価からロボットは非人型でも問題ないことが窺える．会話内容の評価および会話成立の成否から，独居高齢者から収集した暮らしの知恵を応答集化したものは会話として適当であったと考えられる．

音声については，「高めの男性のような音声」「低めの女声のような音声」について良とした人がそれぞれ 7 人，「低めの男性のような音声」に対して良と回答した人が 6 人，「高めの女性のような声」が良いとした人は 2 人であった．また，操作性について良いとした人は 8 人であった．この結果から，どのような音声が良いのかは個人の好みによるということがわかった．操作性においては，良いとした人が多かったのは，ボタン操作により比較的簡単に操作できたためだと考えられる．一方で思わず手が触れてしまい押し間違えてしまうといった問題もある．

気分項目について図 4 にある実験参加者の結果を図 5 に全体の平均結果を示す．このグラフは値が高いほど気分がネガティヴであることを示している．また，各項目に対し危険率 5%としてマン・ホイットニーの U 検定をかけ，ロボット使用前後の気分に有意な差があるか調べた．その結果，「暗い気分」の項目において，ロボットを使用する前よりも使用後の方が有意に明るい気分になったという結果が得られた．一方，その他の項目においては有意性が見られなかった．しかし，図 2 において「緊張」「落ち着かない」「混乱している」の項目にも改善傾向がみられた．また，「緊張」の項目は人によってばらつきがみられたものの，「暗い気分」「活気がない」「疲労」の 3 項目について 12 人中 6 人が改善を示し，「落ち着かない」「混乱」の項目は 12 人中 8 人に改善がみられた．

以上のことから，本ロボットの対象である独居高齢者に対して，外観や音声等といった印象は好感触であり，また，

ロボットを使用することで心理的な改善が期待できるという知見が得られた．

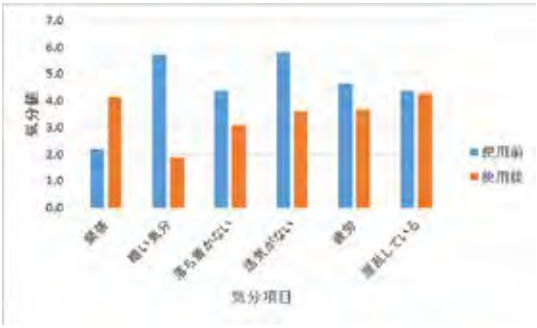


図 4．ある実験参加者におけるロボット使用前後の気分値

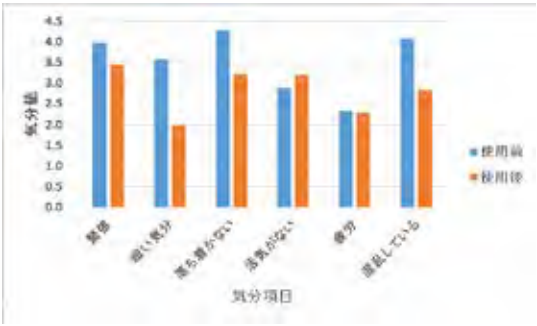


図 5．全体におけるロボット使用前後の気分値平均

5. まとめ

近年，独居高齢者の増加が問題となっている．そこで，一人暮らしを適切に支援することを目的として，独居高齢者から収集した暮らしの知恵を応答集化し搭載したコミュニケーションロボットを提案した．本ロボットについて印象や使用後の気分変化について評価した．その結果，ボタンを介する定型的応答のコミュニケーションロボットであっても一定の効果が認められた．また，高齢期の独居生活に必須の知識を大量に提供し続けることで，ロボットと対象者との接触を継続させうるものと期待された．

6. おわりに

本ロボットでは，独居高齢者から収集した暮らしの知恵をボタン選択肢に整理しなおし情報提供することを試みた．今回，会話はある程度成立したが，実際に多種多様な情報提供を行う場合十分にユーザが満足できる情報提供レベルに達することは容易ではないことが分かった．しかし，大部分が年金生活者である独居高齢者を対象としたロボットは低価格帯でなければ普及を望めないという制約を抱えつつ，同じ立場の人々の現状を伝えて認知行動療法に近い効果を狙うことは[5]，たとえ不十分な効果であっても地域ケアシステム全体の維持に役立つものと考える．

そのうえ本実験は少数な上に，主に医師が実験参加者に説明して使用してもらう形式をとったのでバイアスがかかり，肯定的に評価される人が多かったという可能性がある．しかしその一方で試用希望者の割合について，独居者が同居者より有意に高かったことは，本ロボットが提供しようとする情報が対象者にとって有用なものとして認識されていることを示唆している．

人が誰かとコミュニケーションを取ろうとするとき，何か目的がなければ，継続して意思疎通を取ろうという動機付けが起こりにくい．ロボットから提供される情報は，その人にとって必ず有用なものでなければならないうえに，その情報量が大量でなければ，すぐに使用されなくなるものと考えられる．今回作成したロボットの情報量は，字数にして 9 万字，本にして 1 冊分であり十分とはいえない．加えて一回だけのしかも短時間の試用であり，なおかつ，診療所や講演会場という特殊な環境で行ったものであるため結論を出すことはできない．しかし，実験参加者の半数以上において，会話が成立しロボット使用後に心理的な改善が認められたことから，ロボットが一定の効果をもたらしたのではないかと考える．

独居高齢者は，衰えゆく心身とともに，何もかも自分一人で対応しなければならないという厳しい環境にいる．心身が確実に衰えていく中で経験するその厳しさは，実際にその立場にいる者でなければわからない．その意味で，今回使用した高齢者支援応答集も不完全なものであり，到底，一人暮らしの厳しさに迫ることはできていないと推測される．しかも，その実態は独居高齢者自身ですら 100%認識されているわけではなく，むしろ，意識的に考えないようにしている面もある．そのような状況の中で，どのようにデータを集積しようとしても限界が出てくることは当然であり，いかに高度な情報収取技術が出現してきても当事者の脳が発信しようとしていない情報を完全に把握することは至難の業だと考える[6].

しかしその一方で今回使用した不完全な定型的応答集であっても，情報提供するだけで一定の効果を見込める可能性が判明した．本ロボットを多くの独居高齢者に使用してもらうことができれば，彼らを心理的に支援することにつながり，ひいては，地域ケアシステム全体を維持する方向に寄与する可能性を秘めていると思われる．

確実に到来するであろう超高齢社会では，今後出現してくる高度な AI を利用した高齢者支援システムの支援が期待されている．しかし、AI が真に有用なツールとなるためには、今回の実験で活用した「お元気ですかコール」で得られている過去の知見を活用することが実用化のキーポイントであると考えている．今後，さらなるロボットの改良と実証試験を進めることと併せ、得られたデータを AI システムとして進化させることで，より使いやすく効果的なロボットを実現していきたいと考えている．

参考文献

[1] 内閣府，平成29年版高齢社会白書，pp. 8-10，2017.
[2] 辻川覚志，“老後はひとり暮らしが幸せ”，水曜社，pp. 200-206，2013.
[3] 辻川覚志，“老後のホンネ、幸せなのはどっち？”，PHP 研究所，pp. 003-007，2017.
[4] Open JTalk, http://open-jtalk.sourceforge.net/
[5] González-Prendes, A.Antonio, “Cognitive Behavioral Therapy”, Oxford Bibliographies.doi: 10.1093/obo/9780195389678-0149, 2012.
[6] 本田幸夫監修 開発社，“「人工知能」の今と未来の話”，PHP研究所，pp.218-219，2016.

ナースコールログデータのコール数・センサコール数の病棟間比較

Comparison between wards of the number of total calls and sensor calls of nurse call log data

○ 森武俊（東大）　野口博史（東大）　宮原真紀（東大）　荒木大地（東大）
小林康司（東大医科研病院）　真田弘美（東大）　村山陵子（東大）　山本千恵美（東大病院）
小柳札恵（東大病院）　池川充洋（ケア環境研究所）

T. MORI, H. NOGUCHI, M. MIYAHARA, D. ARAKI, H. SANADA, The Univ. of Tokyo.
K. KOBAYASHI, C. YAMAMOTO, H. KOYANAGI, The Univ. of Tokyo Hospital.
M. IKEGAWA, Care Environmental Laboratory Co., Ltd.

Abstract: Number of total nurse calls and sensor calls of nurse call log data could be used for the objective state of the entire ward. Comparison of the nurse call log record between wards of a large university hospital showed that the number of total nurse calls increased significantly in wards related to neurology internal medicine, respiratory internal medicine, and geriatric department. The increase was related to the number of automatic sensor calls, examining the type of calls. These suggest that introduction or addition of sensors to nurse call system should be considered fully for the busyness and the safety of wards.
Key Words: Busyness, Safety, Medical department, Nurse call system, Leave-off

1. はじめに

1-1 背景

医療の高度化，患者層の高齢化，平均入院日数の短縮など，昨今看護業務の多忙化，困難化が進んでいると言われている．そして，これらは看護師の離職率を高めるリスク要因とされている(1)．また，職場環境や看護師配置計画が適切でないと，看護師のバーンアウトや患者死亡率の上昇といった悪影響を及ぼすことが報告されている(2)．看護師の職場環境を改善し，患者の療養環境を改善するためには，病棟の継続的かつ長期的な観察に基づく客観的かつ効率的な実態の把握方法が必要である．

看護師の業務状況の分析にナースコールシステムのデータを活用した事例がいくつか報告されている(3-4)が，中期的・長期的な視点で看護師の業務状況の把握や改善の検討にデータを活用する報告は極めて稀であり十分に知見の整理も行われていない．

ナースコールシステムを導入している病院では，患者が自発的にボタンを押して看護師を呼び出すとき，あるいはベッド周りに設置されたセンサが離床など何らかのイベントを検出したとき，看護師の呼び出し音が鳴る．したがって，看護師の呼び出しの頻度は，患者の状態や呼び出しの必要性，看護師の行動や作業負担，すなわち病棟全体の客観的な状態を表すと考えらる．通常，これらナースコールシステムでは，1 時間ごとにコール履歴を蓄積できるようになっている．データには，病棟フロア，部屋番号，ベッド番号，ナースコールの種別（タイプ）が記録される．

このナースコールログデータの活用は，各病棟の担当診療科・病床数の変更，看護補助者や新しい看護体制を導入すべきか否かの意思決定に援用することができる可能性がある．

1-2 目的

本研究では，大規模大学病院におけるナースコールログデータ（ナースコール履歴）を分析することにより，異なる病棟間の総コール数およびセンサコール数を比較する．呼び出し回数を増やす要因を探ることで，病棟の安全の確保，看護師の繁忙度の低減，患者の QOL の向上を目指す．

本研究は，研究者らの所属する東京大学医学部倫理審査委員会の承認を得て実施した．使用したナースコールログデータは，全て連結不可能・匿名化されたデータである．

2. 方法・結果

病院のナースコールの記録履歴を分析し，主診療科の異なる病棟の間のコール数およびその種別を比較した．対照はある 1 つの大規模大学病院とした．26 病棟で構成される．

まず，2002 年度より 2014 年度までの 13 年間のナースコールの総数とその病棟別の内訳を調べた。図 1 に結果を示す．黒い折れ線グラフで示す入院患者数が横ばいなのに対して，ナースコール総数は基本的に年ごとに増加し，2002 年に 88 万件程度であったものが，2011 年には 134 万件程度と，10 年で 1.5 倍のペースである．2005 年および 2012 年は前年よりナースコール総数が減少している．2014 年には 155 万件程度と，入院患者 1 人あたり 3.9 件，病院全体で 1 日あたり 4240 件，1 時間あたり 177 件，コールが鳴っている．色は病棟を表しているが，黄緑から水色・紺にかけての増加が多い．

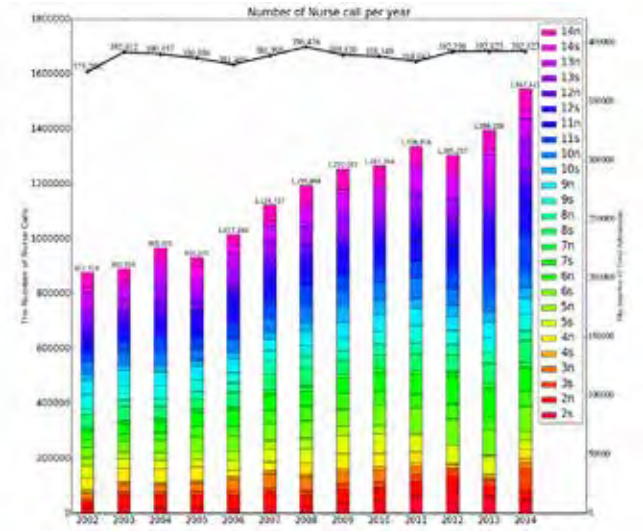


Fig. 1 Thirteen years history of the number of nurse calls

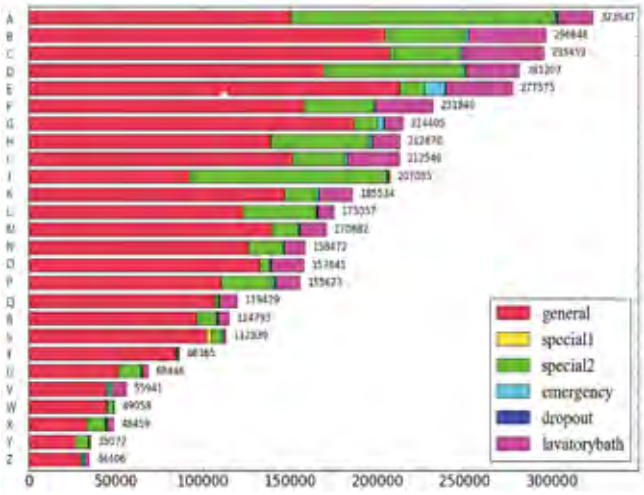


Fig. 2 The number of nurse calls from 2012 to 2014

そこで，より詳細に検討するため，2012 年度から 2014 年度の 3 年間のナースコールの総数を調査した．結果を図 2 に示す．ナースコール数の多い病棟の主診療科は，A)老年病科，B)神経内科・呼吸器内科，C)脳外科，D)消化器内科，E)整形外科，F)アレルギーリューマチ内科・呼吸器内科，G)血液内科，H)大腸肛門外科・血管外科，I)心臓外科・呼吸器外科，J)小児外科の順であった．最も多い A)老年病科では 1 年あたり約 10 万 8 千件，1 日あたり 295 件のナースコールが鳴っており，5 分に 1 回以上という計算になる．この病院の実働病床数は 1 病棟あたり 40 強程度である．

ナースコールのログデータは，コール種別でも記録されている．図 2 において，赤は患者がボタンを押したコール，黄色と黄緑は病室のベッド付近で接続されているセンサによるコール，水色は医療者が緊急時にベッドサイドで押したコール，紺色はボタンやセンサの脱落・断線によるコール，紫色は病室内のトイレ・バスからのコールを表している．センサコールは，通例フットセンサやロープセンサなど離床を検知するセンサを接続して自動コールを行うものが多い．A)老年病科や J)小児外科においてセンサによるコールが多いこと，E)整形外科において医療者による緊急ボタンコールが相対的に多いことが分かる．A)老年病科の赤色で表された患者によるボタンコールは，B)神経内科・呼吸器内科や C)脳外科，あるいは D),E)F),G)といったコール総数が少ないフロアよりも多く，センサコール数を減らすことができれば，いわゆる割り込みにあたり繁忙度や繁忙感に関わるナースコールの数を減らせる可能性がある．

そこで，2012 年度から 2014 年度の 3 年間について，ナースコール数の多い方から 10 番目までの病棟について，コール数の増減や種別の割合の変化を検討した．図 3 に上位 10 病棟について，上から 2014, 2013, 2012 年度のナースコール数のグラフを示す．C)脳外科や J)小児外科がナースコール総数を減らし繁忙度が減少している可能性があるのに対して，A)老年病科ではナースコール数が純増している．

コール数が多い上位の病棟のナースコール種別を調べたところ，コール数の増加は黄緑色で示される離床センサなどからのセンサコールによるものであった．多くの病棟において，センサコールが増加すると，それとともに赤色で示される患者によるボタンコールも増えている．センサをナースコールシステムに接続することで病棟が繁忙となっている可能性が推察される．特に A)老年病科においては 2012 年度から 2013 年度の間でナースコール数が激増しており，その増加は特にセンサコール数によるものである．一方 J)小児外科ではセンサコール数減によりコール数も大幅に減少している．なお，A)老年病科における 2014 年度の転倒転落数は 42 件，B) 神経内科・呼吸器内科で 15 件，C)脳外科でも 15 件，一方，J)小児外科においては 4 件である．また，A)老年病科の 2014 年度の離床センサ保有数は 15，B)神経内科・呼吸器内科は 9，C)脳外科は 5，J)小児外科は 0 である．

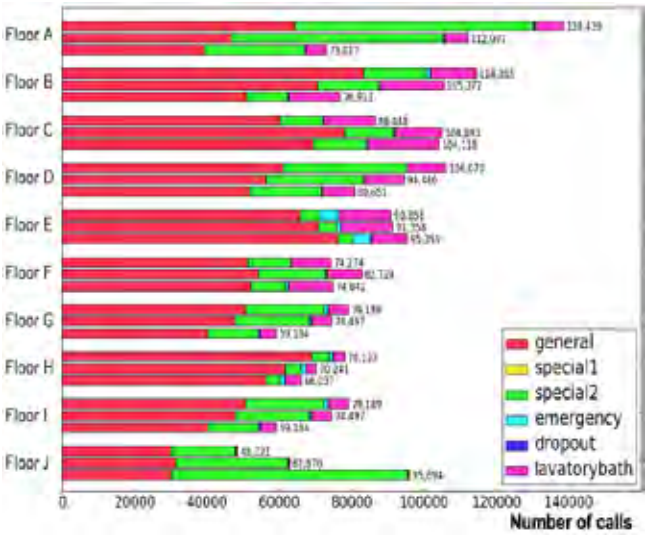


Fig. 3 Transition of the number of nurse calls at the wards with top ten frequency

3. おわりに

大規模大学病院の 13 年分のナースコールログデータを収集・分析したところ，老年病科，神経内科・呼吸器内科に関連する病棟では，看護師へのナースコール数が極めて多く，また大幅に増加していた。コールの種別を調べると，主として離床センサによる自動コールとされるセンサコールに関連していた。センサをナースコールシステムに接続することで，病棟が忙しくなる，繁忙感が増大する可能性が高いことが推測された。 センサの接続は，病棟の安全と繁忙度を十分に検討して行うべきであることが示唆されたと考えている．すなわち，転倒転落リスクアセスメントにより離床センサを導入しインシデント等を減少させることを目指しても，必ずしもその目的が達成されるとは限らず，病棟の繁忙度を安全性とともに十分に総合的に考慮した上でセンサをシステムに接続する必要があると考えられる．

参考文献

(1) Aiken LH, Clarke SP, Sloane DM, et al. “Hospital nurse staffing and patient mortality, nurse burnout, and job dissatisfaction,” JAMA. No. 288, pp. 1987-1993, 2002.

(2) Holden RJ, Scanlon MC, et al. “Higher quality of care and patient safety associated with better NICU work,” J Nurs Care Qual. Vol. 31, no. 1, pp. 24-32, 2016.

(3) Relationship between call light use and response time and inpatient falls in acute care settings. Tzeng HM, Yin CY. J Clin Nurs. Vol. 18, No. 23, pp. 3333–3341, 2009.

(4) 患者ケアの充実をはかるためにナースコールデータをもとに看護介入した結果と効果. 川内 花容理, 辻 美佐枝, 宇野 由記, 丸木 ひろみ, 大北 美恵子. 日本医療情報学会看護 学術大会論文, Vol. 13, 224-227, 2012.

病棟における警報優先度評価方法についての基礎的検討

Study of alarm priority evaluation on the hospital ward

○ 星 善光（都立産業技術高専）

Yoshimitsu HOSHI, Tokyo Metropolitan College of Industrial Technology

1. はじめに

医療現場には警報を備える多くの医療機器が存在し，医療従事者は複数の警報に対峙している．警報優先度は業務中の経験により決定されるが，優先度が必ずしも正しいとは限らない．警報優先度の評価は重要だが，複数の警報が存在する環境において，客観的に警報優先度を評価することは困難である．本研究では複数の警報が存在する環境における優先度評価方法について，ナースコールを例として検討することを目的とした．本報告では，警報についての知見をまとめ，警報優先度を決定する要因と評価方法について検討した結果を報告する．

2. 警報に対する信頼度

機器に備わる警報は，機器操作者に故障などの情報を伝える機能を持つ．機器操作者が警報から情報を受けた時にする行動の判断は,機器操作者の経験や状況により異なる．特に経験に基づく判断は警報の効果を評価する上で重要である．経験を数値化することは困難である．筆者はこれまでに簡単化のため警報から情報を受けた後の行動を，警報からの情報に従い何らかの対処行動を行うか，警報からの情報を無視しなにも行動しないかの二択とし，対処行動をとる確率を対警報信頼度と定義して検討を進めてきた(1)．対警報信頼度は機器操作者が警報に対して持っている，経験に基づく信頼度を表す．

3. 警報優先度の検討

医療機器が二台以上存在し，警報も二つ以上である場合は，個々の警報についての対警報信頼度を考える必要がある．対警報信頼度の低い警報については対処が行われない可能性が高いため，残りの警報だけを対象として各警報への優先度が設定されると考えられる．優先度が決められたとしても，対警報信頼度の高い警報が低い警報より優先される．例えば，ナースコール呼出へ対処するケースでは，担当場所だけでなく，患者の重症度等により無意識に優先度が決められ，順番に対処する．

4 警報優先度を決定する要素

ここまでに述べたように，警報優先度は複数警報の中から対警報信頼度の高いものだけについて設定されると考えられる．優先度が設定される警報については，例えばナースコールの場合重症度や病室等が要因となり決定される．

病棟における警報を想定した場合，日常的に警報が鳴り続けるモニター等は対警報信頼度が低く，ナースコールなどは対警報信頼度が高いと予想される．この想定の場合，ナースコールには優先度が設定されるが，モニターには優先度が設定されないと考えられる．対警報信頼度を個々の警報について実験的に調べることは可能であるため，どの警報に対して警報優先度を検討する必要があるかを絞り込むことが可能であると考えられる．

5. 評価方法についての検討

警報優先度の評価方法として，既存のデータを活用する方法と，測定装置を増やす方法が考えられる．

既存のデータを用いる方法として，警報の発生時間と警報に対処した時間の記録を分析する方法が考えられる．これまでにナースコールのログデータを用いて，警報の発生時間と対処時間から警報の信頼度，優先度を評価する手法を研究してきた．この手法の利点として，既存のデータを利用するため，新たな装置やデータ測定を必要としないことが挙げられる．多くの病院にナースコールが導入されており，記録されているデータも多いことから，現状評価を目的とした場合,有効であると考えられる.欠点としては,記録されている情報の種類が少なく，周囲の状況などが記録されていないため，周辺記録との関連付け等が必要であること，正確性の評価が難しいことがあげられる．

測定装置を追加する方法として，警報装置と警報装置の停止ボタンに記録装置もしくはデータ発信器を取り付け，警報発生時と停止時を記録する方法が考えられる．装置を追加することで正確な時間や状態を記録することが可能であり，詳細な分析や評価が可能である．この方法の欠点としては，測定装置の追加が必要であるため，費用や時間が多くかかる点，多くの病院で測定することが難しいことが挙げられる．

6. おわりに

これまでの知見を基に，警報優先度が決定されるモデルと優先度評価方法について検討した．特に医療現場においては警報が増加しており優先度についての議論や重要性が増しているが，検討するための材料が少ない．今後は今回提案したモデルを基に，警報優先度を調べる実験を進め，モデルの要素の数値化を進めていく予定である．また既存のデータ分析の他,装置を追加した評価方法を実際に行い,問題点を探る予定である．

簡易型時空間・力学的歩行解析システムの開発と高齢者の TUG 計測への適用

Development of Spatiotemporal and Kinetic Gait Analysis System for TUG

○ 江口僚（慶大院）　萬礼応（慶大院）　高橋正樹（慶應大）

Ryo EGUCHI, Graduate School of Science and Technology, Keio University
Ayanori YOROZU, Graduate School of Science and Technology, Keio University
Masaki TAKAHASHI, Faculty of Science and Technology, Keio University

Abstract: Spatiotemporal and kinetic gait analysis provides important information for movement function evaluation of the elderly. Although motion analysis laboratories with infrared motion capture cameras and force plates are the gold standard measurement technologies for analysis, they are, in most cases, impractical for community health centers or general clinical settings because of their cost, scale, and usability. This paper presents an accessible gait analysis system that uses simultaneous measurements of a laser range sensor (LRS) and instrumented insoles. In the proposed system, strides step width, cadence, and walking speed are measured by the LRS. GRF and COP are estimated by sensor analysis taken from the insoles. In addition, stance durations including single limb support and double stance are detected at the insoles from accurate measurements of initial and end foot contact time. The GRF estimation method derived from the insole sensors and the integrated system with the LRS have been used to measure straight walking and Timed Up and Go test (TUG) including turning motion, and validated by comparing results with data obtained from motion analysis laboratories.

Key Words: Gait analysis, Laser range sensor, Instrumented insole, Timed Up and Go test (TUG)

1. 緒言

高齢者の転倒は高齢化社会における重要な課題の一つであり，75 歳以上の高齢者の 30%が毎年 1 回以上の転倒を経験していることが報告されている(1)．これを受けて，地域保健活動において高齢者の転倒予防に向けた体力測定や歩行訓練が実施されている．中でも，厚生労働省の体力測定マニュアル (厚生労働省, 2009) における計測項目である Timed up and go (TUG) 試験は，被験者の歩行能力や動的バランス，敏捷性などを総合した機能的移動能力を評価するテストとして広く活用されている．

TUG は，図 1 に示すように被験者が椅子に座った状態から立ち上がり，3 m 先のマーカを回って，再び椅子に座る試験であり，被験者には走らない最大歩行速度で行うように指示を与える．地域保健活動における TUG 試験では，計測者が介添えを行いながらストップウォッチを用いて，被験者の歩数をカウントしながら立ち上がりから着座までの課題遂行時間を計測することが一般的である．

一方で，より詳細な運動機能の評価のため，一般的な歩行解析で用いられる歩行速度，歩数，歩行率，ストライド長，歩幅，歩隔，片脚・両脚支持脚時間などの時空間パラメータや，反応（立ち上がり）時間，一歩目時間（一歩目の離床時間），コーンとの最短距離を計測することが求められている．しかし，これらの歩行パラメータを計測する際に一般的に用いられる三次元動作解析装置は，高コストかつ装置の規模が大きく，多数のマーカ貼付の必要性や計測操作の難しさなどから，地域保健活動の現場での利用が困難である．

そこで，我々は小型で二次元平面の距離情報を広範囲かつ高精度に取得可能なレーザ測距センサ (LRS: Laser Range Sensor) を用いた，TUG の計測システムを提案してきた(2)(3)．このシステムは，LRS を脛の高さに設置し，被験者の両脚をスキャンすることで脚位置を取得した後，カルマンフィルタを用いて追跡を行い，取得した両脚の移動軌跡に基づいて歩行パラメータを算出する．ここで，TUG にはターン動作が含まれるため，必ず片脚が LRS から隠れる状況が生じ，脚の見失いや誤識別が生じやすい．そこで，人の歩行位相の周期性を考慮した相関処理やスプライン曲線を用いて，隠れている脚の観測値を補間する手法を提案し，歩行パラメータの計測精度の向上を確認した(3)．

運動機能の詳細な評価のためには，歩幅，歩隔などの空間パラメータに加え，歩行中の足接地面に生じる床反力やその地面への作用点である足底圧中心 (COP: Center of Pressure) などの力学パラメータを計測することが重要となる．これらのパラメータの計測には，一般的に床反力計が用いられるが，高精度の計測が可能である反面，コストが高く地域保健活動への導入が難しい．また，床面に設置して使用するため計測範囲が制限され，長距離の歩行を連続的に計測することが困難である．

Fig. 1　TUG in the community health activity

これに対して，靴に挿入して足裏にかかる力を計測するインソール型計測装置（Pedar (Novel, Munich, Germany)，F-Scan (Tekscan, South Boston, US) など）が市販されており，歩行中の床反力を垂直分力のみではあるが精度良く計測できることが示されている．しかし，床反力計と同様に装置自体の導入コストが高く，利用が難しい．

これらの背景から，少数の安価な力センサを配置した低コストのインソール型計測装置を用いて，床反力を推定する手法が提案されている．具体的には，インソール型計測装置と床反力計により歩行中の床反力を同時に計測し，両データを用いて線形回帰(4)やニューラルネットワーク(5)などの機械学習を行うことで，インソール型計測装置の各センサの計測値から床反力を推定するモデルを構築する．しかし，この手法により床反力を誤差10%以内で高精度に推定できることが報告されているものの，床反力計が設置されていない環境での利用が困難であるという問題点があった．

そこで，我々は床反力計を必要としない床反力推定手法を提案した．その方法として，少数の力センサを配置したインソール型計測装置計測装置 (iPMS: insole planter pressure measurement system) を開発し，装置単体で片足立ちと直進歩行を計測することで，片足立ち中の各センサの計測値を被験者の体重値に合わせるように線形回帰による重みづけを行った．この提案手法により，従来手法と比較して大きく精度を劣化させずに直進歩行中の床反力を推定可能であることを示した(6)．

本研究では，これらの LRS と iPMS を用いた計測システムを統合し，時空間・力学パラメータを同時に計測可能な，アクセシブルな歩行解析システムを提案する．具体的には，空間パラメータである歩幅，歩隔，ストライド長，歩行速度を算出するための脚の位置を LRS から，力学パラメータである床反力と COP，および時間パラメータである単下肢・両脚支持時間を iPMS からそれぞれ計測する．提案システムを用いて直進歩行と TUG を計測し，従来の計測システムと比較することで妥当性を検証する．

2. 計測システム

2.1 システム構成

本研究で提案する計測システムの概要を図 2 に示す．計測システムは LRS と iPMS, および TUG 計測時のマーカコーンと LRS の位置合わせ用の 2 本のポールから構成される．LRS は脛の高さ (0.27 m) に設置し，図 3 のように 2 次元平面上にレーザを照射して距離データを取得し，脚位置を計測する．また，iPMS は被験者の両足の靴にそれぞれ挿入し，床反力と COP を計測する．両装置は PC を介して USB ケーブルと無線により同期をとる．

2.2 LRS

2.2.1　計測装置

本研究の提案システムでは，LRS として UTM-30LX (Hokuyo Automatic Co, Ltd., Osaka, Japan) を使用する．UTM-30LX はセンサの正面を 0° として±135° の 2 次元平面上の距離データを 0.25° 毎に最大 25 ms (40 Hz) で計測することが可能である．

2.2.2　脚位置計測アルゴリズム(3)

LRS を用いて歩行中の空間パラメータを計測するため，取得した 2 次元平面上の距離データから脚位置の検出および追跡を行う．この際，歩行位相を考慮した加速モデルを用いて，脚の位置と速度をカルマンフィルタで推定する．この手法を用いた足の追跡により，旋回動作を含む TUG における脚の移動軌跡を三次元動作解析装置と比較して誤差 50 mm 以内で計測できることが確認されている(3)．

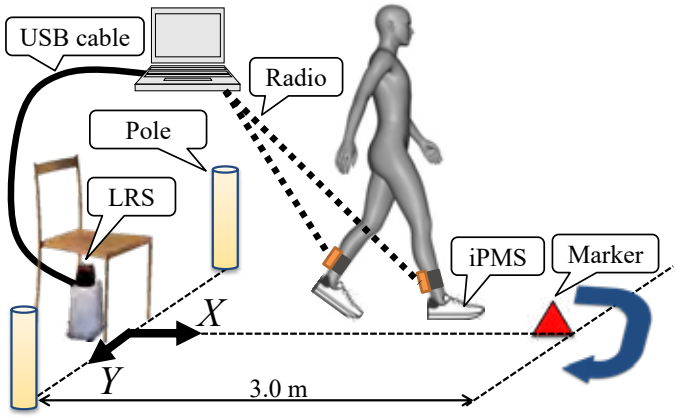


Fig. 2　Proposed measurement system for TUG

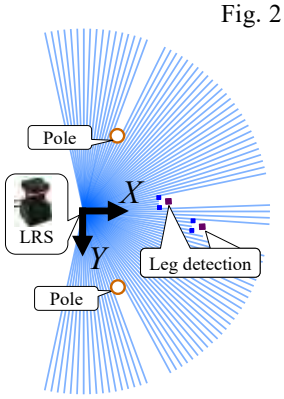


Fig. 3　Image of scanning data of a LRS

Fig. 4　iPMS (Instrumented insole)

2.3 iPMS

2.3.1 開発装置

インソール上に 15 枚の力センサ (FlexiForce A301, Tekscan, South Boston, US) を配置した，図 4 に示す計測装置 (iPMS) を開発した．全てのセンサは左右足で位置が対称になるように配置した．力センサは，センサ部に力を印加することで抵抗値が減少するため，力と抵抗値の関係から印加された力を算出することができる．そこで，はじめにロードセル (Press Force Sensor 9131AA2, Kistler, Winterthur, CH) を用いてキャリブレーションを行った．

歩行中の各センサの抵抗値の変化の計測・記録，および他装置との通信のため，マイクロコントローラ，AD コンバータ，SD カードと無線モジュールを含む電子回路基板を作製し，リボンケーブルを用いて iPMS と接続した．なお，作製した計測基板は被験者の各脚に装着した．

2.3.2 床反力および COP の推定手法

床反力計を用いずに iPMS から床反力を推定するため，以下の方法により，被験者毎に iPMS の各センサの計測値に対する線形の重みづけを行った．

はじめに iPMS 単体で片足立ち (SLS: Single-leg standing) と直進歩行を計測した．次に最小二乗法を用いて，各片足立ち中の iPMS の各センサの計測値を被験者の体重値に回帰させた．この際，推定精度向上のため，iPMS で計測した直進歩行中の床反力の推定値が一般的な歩行速度時の床反力のピーク値である体重値の 110 % (7) を超えないことを制約条件とし，次式で与えられる制約付き最小二乗問題を解くことによって重みを決定した．

$$\min_{x} \frac{1}{2}\sum_{j=1}^{N}\left(\sum_{i=1}^{n} w_i x_{sij} - m\right)^2 \quad \text{s.t.} \begin{cases} \sum_{i=1}^{n} w_i x_{wi} \le 1.1m \\ b_l \le w_i \end{cases} \tag{1}$$

ここで，n はセンサ数，w はセンサの計測値に対する回帰係数ベクトル，x_s は片足立ち中の各センサの計測値，m は被験者の体重値，N は片足立ち中の計測データ数である．線形不等式制約において，x_w は直進歩行時の歩行開始から 3 歩目以降の各センサの計測値であり，$1.1w$ は体重の 110 % を表す．また，係数重みの下限値 b_l を 0 とする．これは，歩行中の垂直方向の床反力の大きさは負の値にならないためである．

また，iPMS 座標系における前後・左右方向の COP 座標は (COP_X, COP_Y)，各センサの iPMS 上の座標 (X,Y) と計測値から重みづけ平均を用いて次式により算出する．

$$COP_X = \frac{\sum_{i=1}^{n} X_i F_i}{\sum_{i=1}^{n} F_i},\ COP_Y = \frac{\sum_{i=1}^{n} Y_i F_i}{\sum_{i=1}^{n} F_i} \tag{2}$$

ここで，F は各センサの計測値を示す．なお，COP はセンサの計測値の合計が体重値の 5%以上の場合のみ算出する．

3. 計測実験

3.1 実験方法

3 名の健常成人（女性 3 名, 年齢 21.3 ± 0.5 歳, 体重 51.0 ± 4.5 kg，身長 1.56 ± 0.09 m，靴サイズ 23.3 ± 1.2 cm）を対象として，歩行計測実験を行った．各実験タスクは，iPMS と LRS から構成される提案システムと，6 つの赤外線カメラから構成される三次元動作解析装置 (VICON, Oxford, UK) および 4 枚の床反力計 (BP400600, Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, US) を用いて計測した．ここで，三次元動作解析装置のマーカセットとして Plug-in-Gait モデルを用いた．また，各装置のサンプリング周期は，iPMS を 200Hz，LRS を 40Hz，モーションキャプチャと床反力計を 100Hz とし，各装置は電圧入力と無線通信により同期をとった. 実験タスクは以下の 3 種類とした.

① 床反力計上で 10 秒間の片足立ちを行った. 左右脚それぞれを支持脚として 5 試行ずつ計測した.
② TUG を行い，コーンを回る旋回動作時に床反力上を通過した．時計・反時計回りをそれぞれ 3 試行ずつ計測した.
③ 自然な速度で直進歩行を行い，歩行開始から 4, 5 歩目が床反力計上に乗るように通過した. 全 10 施行計測した.

3.2 解析手順

各装置から取得したデータを MATLAB (Mathworks, Inc., Natick, US) を用いて解析した．はじめに，iPMS から床反力を推定するため, タスク①の片足立ちのデータを用いて，被験者毎に iPMS の各センサへの重みづけを行った．ここで，重みづけの計算には MATLAB Optimization Toolbox の lsqlin を使用した．なお，片足立ちの計測データは，支持脚と反対側の足が離地してから再び着地するまでを使用し，その期間の開始後と終了前の 1 秒間のデータは過渡状態として除外した．次に，床反力計との比較により，iPMS への重みづけによる②TUG および③直進歩行時の床反力の推定精度を評価した．この際，推定誤差として次式で表される%RMSE を用いた．

$$\%\mathrm{RMSE} = \frac{\sqrt{\frac{1}{N}\sum_{j=1}^{N}\left(F_{pj} - F_{estj}\right)^2}}{m} \times 100 \tag{3}$$

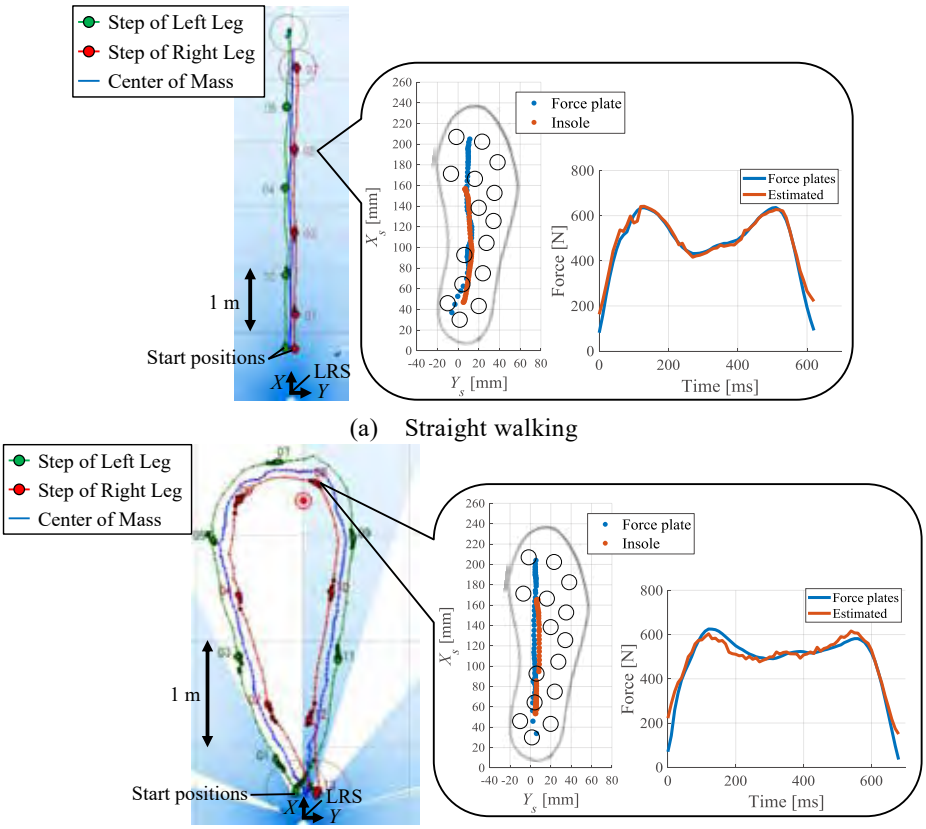
ここで，F_p は床反力計によって計測した床反力の真値であり，F_{est} は iPMS の各センサの計測値から重みづけにより推定した値である．また，推定精度の比較手法として床反力計を用いた重みづけを行った．具体的には，③直進歩行の 10 試行のデータのうち，9 試行の iPMS の計測値を床反力計の計測値に合わせるように線形回帰を行い，他の 1 試行で推定精度の検証を行った．

同様に床反力計との比較により，RMSE を用いて iPMS 座標系上の X, Y 軸方向の COP 座標および単下肢・両脚支持時間を評価した．

3.3 結果

直進歩行および TUG における，LRS により取得した脚の軌跡と，iPMS から算出した COP および床反力をそれぞれ図 5 に示す．この結果から，LRS によって脚の位置を滑らかに追跡できていることがわかる．また，iPMS による床反力の推定誤差を表す%RMSE は，直進歩行において 11 ~ 14 %となり，床反力計を必要とする従来の重みづけ手法 (4)と比較して大きく精度を劣化させずに床反力を推定できることを確認した．

一方，図 5 (b) の 7~8 歩目の旋回動作時には，推定精度が 3 ~ 5 %低下した．COP の精度は X, Y 軸においてそれぞれ 40 mm, 5 mm，両脚支持時間および立脚期時間の誤差はそれぞれ 10 ~ 40 ms, 30 ~ 60 ms となった．



(a)　Straight walking

(b)　TUG

Fig. 5　Leg trajectory tracked by LRS and kinetic parameters estimated by iPMS

3.4 考察

iPMS による床反力の推定精度が旋回動作時に低下したことから，旋回動作時の床反力を推定するためには，旋回動作までを考慮した重みづけ，もしくは直進歩行とは別の重みづけが必要となる可能性がある．また，床反力計により計測した床反力が滑らかに変化しているのに対して推定値は滑らかになっておらず，iPMS により算出した COP は X 軸（つま先・踵方向）の変位が小さいことがわかる．

これらの結果より，床反力推定値の変動が大きい原因として，各センサの計測値が小さかったために，線形の重みづけによって誤差が大きくなったことが考えられ，この原因が立脚期時間および COP の計測誤差に影響したと考えられる．したがって，iPMS の各センサ部を嵩上げし，センサの感度を上げる必要がある．

4. 結言

本研究では LRS (Laser Renge Sensor) と iPMS (insole planter pressure measurement system) による計測システムを統合した，時空間・力学パラメータを同時に計測可能な，アクセシブルな歩行解析システムを提案した．今後，iPMS のセンサ部の感度を上げ，直進歩行および旋回動作を含む TUG における力学・時間パラメータの改善を図る．

謝辞

本研究の一部は JSPS 科研費 16H04290，競輪の補助 (28-143)によるものであることを記し，謝意を表す．

参考文献

(1) Tinetti, M. E., Speechley, M., and Ginter, S. F., Risk factors for falls among elderly persons living in the community., New England journal of medicine Vol. 319, No. 26, pp. 1701-1707, 1988.

(2) Yorozu, A., Nishiguchi, S., Yamada, M., Aoyama, T., Moriguchi, T., and Takahashi, M., “Gait Measurement System for the Multi-Target Stepping Task Using a Laser Range Sensor”, Sensors, Vol. 15, No. 5, pp. 11151-11168, 2015.

(3) Yorozu, A., Moriguchi, T., and Takahashi, M., Improved leg tracking considering gait phase and spline-based interpolation during turning motion in walk tests, Sensors, Vol. 15, No. 9, pp. 22451-22472, 2015.

(4) Howell, A. M., Kobayashi, T., Hayes, H. A., Foreman, K. B., and Bamberg, S. J., Kinetic gait analysis using a low-cost insole., IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 60, No. 12, pp. 3284-3290, 2013.

(5) Jacobs, D. A., and Ferris, D. P., Estimation of ground reaction forces and ankle moment with multiple, low-cost sensors, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, Vol. 12, pp. 12, Oct. 2015.

(6) Eguchi, R., Yorozu, A., Fukumoto, T., and Takahashi, M., Ground reaction force estimation using insole plantar pressure measurement system from single-leg standing, in Proc. MFI, 2016, pp. 109-113.

(7) Perry, J., Burnfield, J. M., Kinetics of Gait Ground Reaction Forces, Vectors, Moments, Power, and Pressure, in Gait analysis 2nd ed., NJ: SLACK Inc., 2010, pp. 457-469.

高齢者の足病リスク推定のための足部特徴量評価システムの開発

○ 山下　知子[1]，山下　和彦[1]，山田　憲嗣[1]，大野　ゆう子[2]
1 大阪大学大学院　医学系研究科　バイオデザイン学共同研究講座
2 大阪大学大学院　医学系研究科　保健学専攻

1.　はじめに

日本の高齢化率は 2025 年に 30.3%に達し，後期高齢者数が前期高齢者数を逆転すると予測されている[1]．高齢化の課題には，活動度の低下や転倒骨折，慢性疾患の適切な管理と対策が挙げられる．これには，歩行機能の維持・向上のための方策が必要になる．

歩行を阻害する要因の 1 つに足病が挙げられる．足病は，糖尿病や高血圧による動脈硬化症を併発する末梢動脈疾患（peripheral arterial disease: PAD）と密接に関係があり，歩行機能を維持するためには PAD に着目した予防や対策が急務である．

足病変がある人の特徴として，踵の外反化，回内足などの足部の状態が挙げられる．さらに，外反母趾も踵の外反化，回内足傾向であることが多い．つまり，足部の踵や内果周辺などの特徴量を定量的に評価することが重要である．

PAD や糖尿病性足病変の重症化により，年間 1 万人以上が下肢切断に至り，5 年生存率は 60%で生命予後が不良であることから，対策が急務である．さらに，高齢者の転倒リスクを高め，歩行機能に悪影響を与える要因には関節疾患も挙げられ，変形性膝関節症の患者にも踵の外反化など，足病変と同様の足部の変形が確認されている．

変形性膝関節症は潜在的な患者数を含め国内に 2400 万人存在し，この中で有痛性は 780 万人存在すると推定されている[2]．つまり，痛みを感じていない患者が 1620 万人存在し，将来の膝部の痛みの発生に伴い，急激に ADL が低下すると考える．

足部は骨格形状や状態の個人差が大きいため，Closed Kinetic Chain と歩行のバイオメカニクスの観点から解剖学的見地に基づき，静的・動的観点を組み合わせた足部形状の特徴量評価が重要だと考える．

そこで本研究では，歩行機能を支えるために重要な踵や内果周辺を含む，足部の特徴量を評価することを目的に，足部特徴量評価システムの開発を行った．

2.　開発システム

2.1.　足部三次元再構成システム

簡便に解剖学的見地に基づいた足部特徴量評価という観点に着目し，本研究では Structure from Motion 技術（SfM）を用い，足部周囲を撮影することで，足部外観の三次元再構成を行うシステムの開発を行った．SfM とは，コンピュータビジョンの分野では確立された要素技術であり，任意の位置から撮影した複数枚の二次元画像から対応点抽出と座標計算を行い，物体を三次元復元する技術である[3]．

図 1 に本研究で開発した足部三次元再構成システムの外観を示した．2m×2m のスペースがあれば計測が可能である．カメラの高さは 700mm，撮影角度は 45 度に設定して，足部の外側だけでなく，内果周辺やアーチ部分も撮影が可能なようカメラの高さや角度の調整を行った．

本システムの処理では，360 度の動画を 10 度ずつの 36 枚の二次元画像に分割し，SfM の特徴量から，三次元再構成を行う．本システムの特徴は，特別な場所や専門家，高価なカメラを用いずに，市販のビデオカメラで精度の高い足部の形状の特徴量を取得できる点であり，クリニックや高齢者施設など地域で活用が可能なよう構成した．取得する足部の特徴量は，踵部の外反角，外反母趾角などを評価するための踵部，内果周辺，足拇指角などとした．図 2 に SfM を用いた足部の三次元再構成結果の一例を示した．（A）に足部動画データ，（B）に三次元再構成結果を示した．図 3 には図 2 の三次元再構成後のメッシュデータを示した．

図 1 足部三次元再構成システムの外観

（A）動画データ　（B）三次元再構成データ
図 2 SfM を用いた足部三次元再構成システム

図 3 三次元再構成後のメッシュデータ

2.2.　足部特徴量評価システム

図 4 に足部三次元再構成システムから得られたデータの解析を行うシステムの画面の一例を示した．本システムでは，座標を設定することで，足長や足囲，内果下の舟状骨の隆起度などの距離や角度の測定を行うことが可能である．

図 4 足部特徴量評価システムの画面

3.　実験方法

本研究で開発した足部三次元再構成システムの精度検証をするために，本システムでの測定結果と実寸値の比較実験，システム測定結果のバラつきの検証を行った．

本実験では，図 1 に示したように足部撮影を被験者 2 名に対し 3 回行った．測定を行う項目は①マーカ間の距離，②足長の測定であり，実寸値とシステムで測定した値の比較を行った．足長は立位姿勢時の踵から第二趾までの距離とした．①マーカ間の距離は 2 データ（A, B）であり，②足長は被験者 2 名（C, D）の左右足を合わせて計 4 データである．

4.　結果

表 1 にマーカ間の距離や足長の実寸値と本システムの比較実験の結果を示した．①マーカ間の距離，②足長の実寸値とシステム測定値の平均値と標準偏差，実寸値との誤差を示した．表 1 より，実寸値とシステム測定値の誤差は全体で-0.2cm であった．システム測定値のバラつきは全体で±0.1cm であった．

表 1 実寸値と本システム測定値との比較結果

		実寸値	システム測定値	誤差
① n=6	A [cm]	30.0	30.0±0.1	0.0
	B [cm]	33.7	33.4±0.1	−0.3
② n=3	C−r [cm]	22.7	22.4±0.1	−0.3
	C−l [cm]	22.9	22.5±0.0	−0.4
	D−r [cm]	22.5	22.2±0.3	−0.3
	D−l [cm]	21.8	21.7±0.1	−0.1

5.　考察・まとめ

従来の歩行のバイオメカニクス評価では三次元動作解析やフォースプレート，足部の形状評価では赤外線レーザを用いて評価が行われている．これらは精度よく測定ができ，歩行や足部評価において重要なパラメータとなる[4]．しかし，足部の変形メカニズムに言及していないため，改善の可能性や要因に対する直接的アプローチができないことが課題として挙げられる．

そこで，開発システム測定値と実寸値との比較実験により，0.4cm 以下の精度で測定が可能であることが確認でき，開発した足部特徴量評価システムでも，赤外線レーザシステムと同じように足部形状の特徴量を取得できること，および距離の測定が可能であることが示された．さらに，従来システムでは広いスペースや専門家が必要であること，価格が高価であることから，地域のクリニックや高齢者施設などで足部の評価を簡便に行うことが難しい状況であったが，本システムでは，狭いスペースで，市販のビデオカメラを利用して足部特徴量の評価が可能である．そのため，潜在的な患者が多く存在する地域で活用が可能であり，全国に普及が可能であると考える．

そして，今後，本システムにおいて取得したデータを歩行機能の維持・向上に活用するため，解剖学的見地に基づき，足部の変形やメカニズムに着目したわかりやすい形でフィードバックすることが重要であると考える．足部の形状は個人差が大きいため，それぞれの特性にあった足部の特徴，メカニズムをフィードバックすることで，改善の可能性や，要因に対する直接的アプローチが可能となる．

以上より，本研究で開発を行った足部特徴量評価システムを用いることにより，足部の形態評価やバイオメカニクスの観点からの評価を簡便に行うことが可能となり，今後，足病のリスク推定における現場での評価に有用であること，さらに，解剖学的な要素を加えることによる，足部の変形メカニズムに言及し，要因に対する直接的アプローチが可能であることが示唆された．

参考文献：
[1] 平成 28 年度版高齢社会白（概要版）
[2] Muraki S, Oka H, Akune T, Mabuchi A, En-Yo Y, Yoshida M, Saika A, Suzuki T, Yoshida H, Ishibashi H, Yamamoto S, Nakamura K, Kawaguchi H, Yoshimura N. Prevalence of radiographic lumbar spondylosis and its association with low back pain in elderly subjects of population-based cohorts: the ROAD study. Ann Rheum Dis 2009; 68: 1401-1406
[3] 満上 育久. Bundler: Structure from motion for unordered image collections. 映像情報メディア学会誌 2011; 65: 479-482
[4] Reischi SF, Powers CM, Rao S., Perry J. Relationship between foot and rotation of the tibia and femur during walking. Foot Ankle int 1999; 20: 513-520

「高齢者の生活におけるフットケアの必要性について」

一関市病院事業
ふじさわデイサービスセンター　伊藤　啓子

１　はじめに

一関市病院事業では、メディカルフットケアを取り入れた健康増進、介護予防を推進している。藤沢病院を中心に、糖尿病や動脈硬化のある患者様の足病の早期発見と予防、ふじさわデイサービスにおいては、介護認定を受けている高齢者の身体機能向上や維持を目的としたメディカルフットケアを導入し、地域全体で足の爪のトラブルに早期対応できる環境を整備している。メディカルフットケアとは、爪の知識を有したメディカルフットケアワーカーが、医師と連携をとりながら、局所性及び全身状態に配慮しながら爪や足を健康な状態で維持できるよう、専門的な爪切りやタコ、魚の目の処置などを行う施術である。

２　高齢者の生活におけるメディカルフットケアの必要性について

人間は体表面積の約 1%である足裏により、体全体を支えている。しかし、水虫等により足の爪が 3mm以上肥厚すると指先に力が入らなくなる。そのため、体の重心が後ろに傾きやすくなり、体を前かがみにしてバランスを取ろうとしてしまう為、踏ん張りが弱くなり転倒しやすくなる。3mm以上肥厚した爪は、普通の爪切りでは切る事ができない。又、爪の構成についての正しい知識が無いと、肥厚は更に悪化してしまう。足の踏ん張りが効かなくなる原因の一つに巻爪がある。巻爪は爪が軟部組織に食い込む状態であるが、爪は足先の保護だけで無く体のバランスをとる重要な役割があるので、転倒リスクの要因になる。

今現在、国内で要介護認定受給者は 60 万人おり、その内介護認定の原因として「転倒、骨折」は脳血管疾患、認知症に次いで第３位である。転倒の多くは、環境内の障害物に遭遇した際にバランスを崩して発生する事が多い事例を考えると、高齢者の足の状態について課題を把握し対応していく事が重要と思われる。

３　介護事業所でメディカルフットケアを導入する必要性

ふじさわデイサービスセンターで、メディカルフットケアを導入した理由は、御家族から「肥厚した爪を切ってほしい」という希望が寄せられた事に始まる。トラブルを保有していた利用者の爪は肥厚しているだけではなく、指と指が重なり合っている為、床への接地面が不安定で起居動作全般に支障が発生していた。要介護認定を受けている高齢者の多くは身体機能上、病院の定期通院でさえ困難な状況である。その為足の爪切目的の受診は、

家族負担が大きかった。デイサービスでメディカルフットケアを実施できるという事は、送迎サービス、看護師の見守りも同時に受けられる。平成 27 年 4 月から、デイサービス内でのメディカルフットケアを実施できており、多くの利用者がデイサービスに通いながら施術を受けている。

５　効　果

肥厚爪や巻爪を改善する事で足の指の接地面がしっかりして、体のバランスが改善し、膝腰の痛みが軽減する高齢者の方が多くみられた。その為、体を動かす機会も増えＡＤＬ，ＩＡＤＬも改善した。

６　今後について

足爪の改善がもたらす介護予防効果は大きいので、今後高齢福祉現場で標準的に対応が必要であると思われる。意識しないと見落としがちになる高齢者の足の爪を援助者が適切に対応するだけで、有効な介護予防となり得る。又、健康な時から足の環境について知識を得ていく事も、今後の高齢化社会で要介護認定を受けず生活するために重要である為、フットケアの重要性と必要性について地域全体へ働きかけをする事で、健康寿命を延ばす為の取り組みを継続していきたい。

歩行機能向上のための支援・計測技術の効果

山下　和彦

大阪大学大学院　医学系研究科　バイオデザイン学共同研究講座

1. はじめに

糖尿病，高血圧，脂質異常症の慢性疾患，変形性膝関節症などの関節疾患(osteoarthritis, OA)は中高年に多い疾病と考えられる．患者数は糖尿病で 316 万 6000 人，高血圧で 1010 万 8000 人であり，特に HbA1c (NGSP)値が 6.5%以上の割合は，男性で 15.5%，女性で 9.8%に上り，50 歳以上で増加傾向にあることが報告された．

糖尿病などの慢性疾患を持つ患者に多い末梢動脈疾患（PAD）は，米国では 12.2%，特に 60 歳代では 7.0%，70 歳代では 12.5%，80 歳代では 23.2%と報告[1]されている．日本の PAD の有病者数は 320 万人と推定されている．

高齢化の進行と糖尿病や高血圧の有病率の上昇により，糖尿病性や PAD による足病変が増加傾向にあり，60 歳以上の約 700 万人に足病変を発症し，年間 1 万人以上が下肢切断に至ると報告されている

快適で満足度の高い生活を維持するには，日常生活機能の維持，つまり手段的日常生活動作（instrumental activities of daily living. IADL）が継続できることが重要である．すなわち，買い物や交通機関の利用など歩けること，コミュニティに参加して活動することを重視し，慢性疾患のケアなどにつなげることが重要だと考える．

そこで本研究では，NFC 付き活動量計を用いて地域で活用できる歩行モニタリングシステムを開発し，地域での応用を行い，効果検証を目的とした．合わせて慢性疾患や変形性関節症の改善が求められることから，その医療費への影響について検証することを目的とした．

2. 方法

2.1 NFC 付き活動量計による歩行モニタリングシステムの開発

本研究では，地域住民の歩行を支援し，コミュニティへの参加を促すために NFC 付き活動量計を用いた歩行モニタリングシステムを開発した．図 1 のように，対象者は活動量計を持ち，市内 27 か所に設置された端末に活動量計をかざすことで活動量計の情報がクラウドに伝送される．

活動量計には歩数，3 Mets 以上の運動強度の歩行としてアクティブ歩数（早歩き)が記録されており，NFC の ID により個人認証が行われる．データベース上には対象者のニックネームと ID でひも付けが行われるため，活動量計自体，あるいはデータベース上には個人情報は記載されていない．

図 1 NFC 付き活動量計を用いた歩行モニタリングシステム

市内に設置された端末の 5 か所には体組成計も Bluetooth により接続されており，活動量計の ID 認証により体重や体脂肪率などの体組成情報も記録されるよう構成した．

すべての端末には ID が割り振られており，どの対象者がどの端末にいつかざしたかが自動的に情報収集できるよう構成した．さらに，27 か所の設置型端末以外に持ち運び可能な端末も用意し，市で行う運動教室や栄養指導教室などの事業や市内のサークル活動の現場に持ち込めるよう構成した．このことで，積極的に教室に参加している対象者の行動分析や地域のサークルに参加している対象者の状況を把握できるよう開発した．

2.2 健康ポイントとスタンプの付与

本プロジェクトでは活動量計を配って，ただ歩くだけではインパクトが足りないため，健康活動を継続した対象者には内容に応じて健康ポイントを付与する仕組みとした．すなわち，毎日の目標歩数やアクティブ歩数，毎月の平均歩数が目標値に達した，体組成計に乗り，体組成データが改善するとポイントが付くよう構成した．最大で 9500 円/年の地域で使える商品券に交換できる仕組みである．

さらに本研究では，毎日の活動量を観察するのみではなく，対象者の活動範囲を把握し，活動量の変化や認知症のリスク評価につなげられるよう開発した．すなわち，端末の設置場所は，駅などの移動拠点(IADL の交通機関), スーパやコンビニなどの買い物拠点（IADL の買い物），市役所や健康増進センターなどの市の施設，体育館やスポーツセンターなどの運動拠点などで選定した．

端末に設定した ID により対象者の活動範囲が把握でき，生活のためにスーパで買い物をしていれば，その情報が取得できる．もし MCI を含む認知症の

症状が発生しつつあれば，買い物などの生活機能が低下するため，買い物の頻度が低下したり，これまでに参加していたサークルなどに行かなくなることがデータから中長期的に把握できる．

対象者が様々な端末でかざしてもらうために，本プロジェクトでは健康ポイント以外にスタンプを付与した．対象者はスタンプラリーのように様々な端末でかざすことでスタンプが累積される．年度末には自分のかざした端末から活動範囲がフィードバックされ，スタンプ上位者には表彰を行うことでモチベーションを高められるよう開発した．

2.3 教育活動の推進

OA の一つである変形性膝関節症は 2530 万人と推測され，有病率は男性で 42.0%，女性で 64.1%であり，そのうち痛みを感じているのは 31.6%と報告された[2,3]．したがって，変形性膝関節症と診断される状況であっても，自覚症状が少ないなどの対象者が約 7 割存在することがわかる．

OA の病態には，遺伝的要素に加え，加齢による軟骨基質の構造的変化，機械的な負荷などの様々な要因が関与する[4,5]．すなわち，体重，歩行の方法，靴などの外的因子などが関係すると考えられる．

そこで，対象者に慢性疾患や変形性関節症についての知識を伝え，日常的な足部のケアの推進，漫然とただ歩くことや歩きすぎを予防するために，自分にあった歩数の設定について講演会を実施した．

2.4 対象者の概要と医療費の解析手法

対象者はある市町村の 41～74 歳の国保医療費に該当する 12,566 人のうちの介入群 342 人，対照群 1,025 人である．介入群は，市の広報により応募してきた方から無作為に抽選で選定された．

表 1 に医療費解析の対象者の属性を示した．介入による医療費解析を行うにあたり，対照群の選定は重要である．そこで，対照群の選定には，年齢，性別，過去 2 年間の健康診断の受診の有無，介入前 1 年間の医療費総額にてプロペンシティスコアを導出しマッチングを行い，精度を高めるために介入群の 3 倍の人数を採用した．年齢について，介入群と対照群の間に差は確認されなかった．(p=0.37)　介入群，対照群の選定条件として，介入開始 18 か月間に生存していること，本事業への参加を辞退していないこと，介入期間に行われた計測会のすべてに参加していることとした．

医療費分析のためのプログラムはすべて独自に開発した．疾病について，介入前の 1 年間の国保レセプト解析において，ICD10 のコードを用い，糖尿病，高血圧，脂質異常症，OA に関する項目を抽出した．医療費の比較は，介入前の 18 か月と介入中の 18 か月とした．

医療費の削減効果の算出は，対照群の介入前と介入後の医療費の変化の割合を求め，介入群の介入前の医療費にその割合を乗じ，介入後との差分を削減効果と定義した．

表 1 医療費解析対象者の属性

	人数		年齢	
	介入群	対照群	介入群	対照群
男性	105	327	69.6±3.6	68.8±5.4
女性	237	699	68.1±5.6	68.0±5.8
合計	342	1026	68.6±5.1	68.3±5.7

計測は，下肢筋力，身長と体重を計測したことによる BMI，腹囲である．

3. 結果

3.1 医療費への影響の結果

図 2 に医療費総額の変化を示した．介入により医療費総額は対照群に比べ 47,044 円の削減であった．

図 3 の慢性疾患の個数別の医療費の変化では対照群に比べ，介入群の慢性疾患個数 1 個罹患群は 56,374 円，2 個群は 74,596 円，3 個群は 167,918 円の削減であった．慢性疾患の個数別の罹患人数は，対照群は介入群の概ね 3 倍であった．対照群の選定が介入群の 3 倍としたため，妥当な選定が行われたことが示唆された．また慢性疾患の個数が増加することで医療費が増加することが示された．

図 4 より，OA の医療費の変化は，対照群を基準に，95,628 円の削減であった．OA の罹患人数は，対照群は介入群の 3.2 倍であり，概ね妥当であると考えられた．

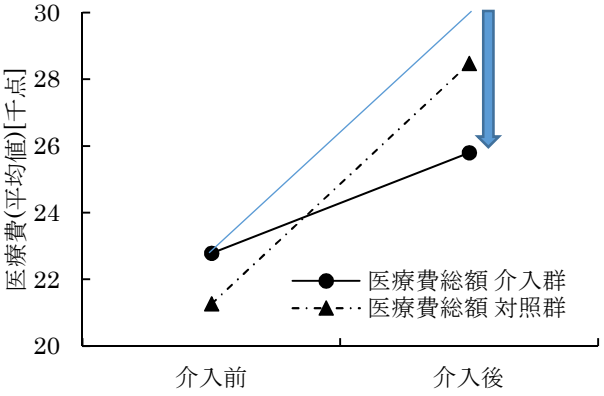
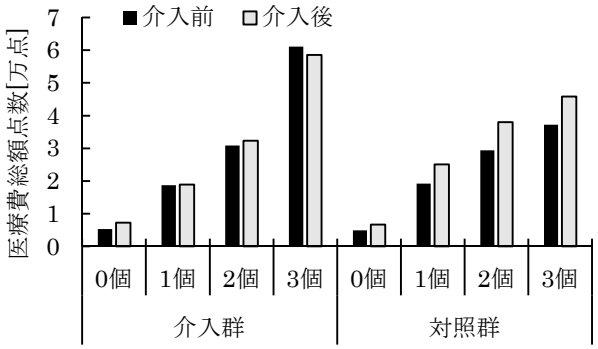


図 2 介入による医療費の変化



N[人]:介入群:0 個 139, 1 個:90, 2 個:73, 3 個:40
対照群:0 個:386, 1 個:267, 2 個:246, 3 個:126

図 3 慢性疾患の個数別の医療費の変化

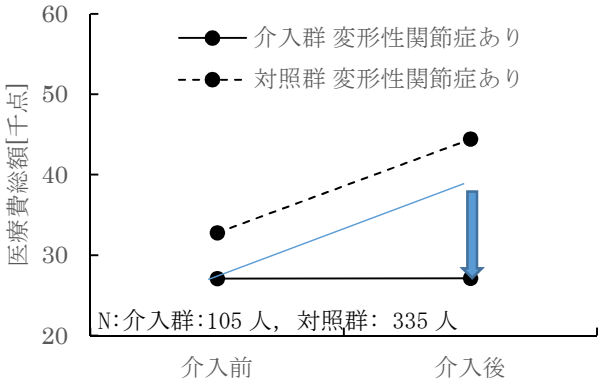


図 4 介入による OA の医療費の変化

3.2 介入による歩数の変化

図 5 に介入による 3 か月ごとの年齢別の歩数の平均値を示した．図 6 には歩数に対する運動強度の高いアクティブ歩数の割合を示した．その結果，歩数は男性の 65-74 歳群の歩数が他群よりも高いことがわかる．75 歳以上群は他群よりも低い傾向にあるが，1 日の平均歩数が 8000 歩を上回っていることがわかった．女性の平均歩数は約 8000 歩であった．

男女とも時間経過で平均歩数は減少傾向にあり，男性の 75 歳以上群は歩数が減少傾向にあった．

図 6 の歩数に対するアクティブ歩数の割合から，男性は 70%以上，女性は 65%以上を維持していることがわかった．特に 75 歳以上群は他群よりも高い割合を維持しており，介入期間を通して維持されていることがわかった．

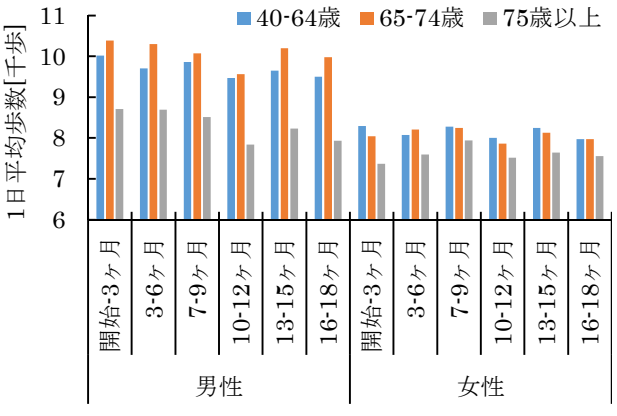


図 5 介入による歩数の変化

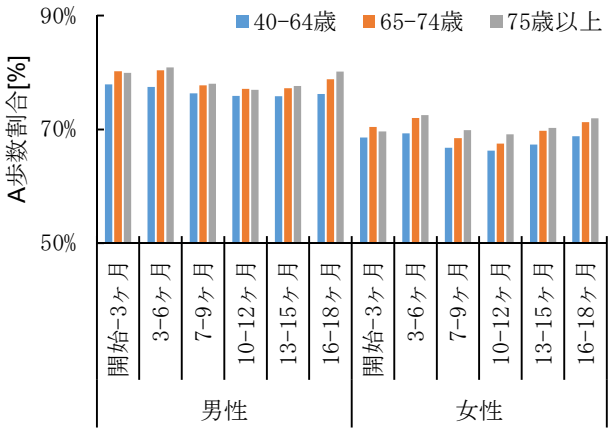


図 6 介入によるアクティブ歩数の割合

3.3 介入による体格の変化

表 2 に介入による体格の変化を示した．やせ型や肥満型などの体格によって目的が異なる．そこで，介入前の BMI の状況によって 18.5 未満をやせ型，25 以上を肥満，その中間を普通型と分類した．

その結果，腹囲はすべての群で有意に減少した．BMI はやせ型群でやや増加，普通群は現状を維持し，肥満群は有意に減少した．

表 2 介入による体格の変化　　*p<0.05

		痩せ		普通		肥満	
腹囲	介入前	71.3	*	82.3	*	94.2	*
	介入後	69.9		81.3		93.1	
BMI	介入前	17.5		22.0	*	27.1	*
	介入後	17.7		21.8		26.7	

4. 考察

4.1 介入による医療費の改善効果

本研究では ICT による健康支援のために，NFC 付活動量計を用いて対象者の歩行の見える化，およびモニタリングによる医療費，活動度，身体機能への影響について検証した．

本研究では，医療費分析に際し，糖尿病，高血圧，脂質異常症の慢性疾患と変形性関節症に着目した．慢性疾患，関節症は罹患人数が多いだけでなく，医療機関に受診していない未病の状態にある対象者も多い．医療における投薬などの対策以外に健康領域からの支援と活動の見える化が重要であると考えた．

すなわち，糖尿病は心血管イベントのリスク要因であり[6]，高血圧などを併発することでリスクが高まるが，運動などにより症状が改善されるとリスク低減効果が確認されている[7,8]．歩行を支援し，活動量を向上させることで慢性疾患や心血管イベントのリスクを低減させる効果が確認されている．

一方，健康支援による慢性疾患，OA に対する医療費への影響については十分に検証されていない．医療経済的見地からの先行研究では，費用対効果・費用効用分析について，血圧や血糖値などを改善する効果はあっても，経済的効果を証明するものではなく，生涯医療費の観点からは不明確であるとするものが散見される[9,10]．これら先行研究は医療機関を中心とし，tight control を行うものが多い．あるいはアンケートベースに調査を進めるものが多く，歩数の変化を具体的に観察していない．さらに，対象者が楽しく課題に取り組むものではなく，インセンティブが見える化された研究は見られない．本研究では，歩数などにより健康ポイントが付与されるインセンティブ，スタンプなどにより楽しんで活動ができる仕組みを開発するとともに，知識支援を行うことによる変化を調査した．

その結果，本介入により介入群は 18 か月で約 47,000 円の削減効果があった．慢性疾患群は，罹患個数が多いほど医療費削減効果が大きく，3 個群で

は約 168,000 円の削減効果があった．本研究から，介入群について慢性疾患を 1 つ以上罹患しているのは介入対象者の 59.3%であり，3 個群は 11.7%であることが明らかになった．慢性疾患は心血管イベントなどのリスクを高め，閉そく性動脈硬化症などによる足病のリスクを高めることもわかっている．閉そく性動脈硬化症による足病を持つ患者の下肢切断は年に 1 万人以上と報告されており，治療と合わせて歩くことを支援することがその予防につながると考えられる．

本結果により慢性疾患を抱える対象者が多く本プロジェクトに参加し，医療費，すなわち受療行動が改善したことは有意義であると考える．

OA の改善には下肢筋力の向上など足部の機能向上が有効であると考える．本結果より，一定の歩数が維持され，運動強度の高いアクティブ歩数が見える化できたことの意義は大きいと考える．合わせて，自分にあう歩数を自ら考える教育講座の実施により，OA の医療費は約 96,000 円改善した．

4.2 介入による歩数と体格の変化

厚生労働省の健康日本 21 によると一日の歩数の平均は男性で 8,202 歩，女性で 7,282 歩であると報告されている．図 5 より平均値では本研究対象者は，この歩数を超えている．さらに，18 か月の継続した歩数の平均でも平均値ベースでは理想的な歩数であると推察される．

本研究では対象者の毎日の歩数を追跡している．その変化と活動範囲まで評価が可能である．そして，図 6 のアクティブ歩数割合は男性で 70%，女性で 65%を超えており，高い運動強度の割合が高く質のよい歩行ができていることが示唆された．特に 75 歳以上は平均歩数が時系列的に減少傾向にあるが，アクティブ歩数割合は高いまま維持できており，よい歩行をしようという意識の高さがうかがえた．

糖尿病リスク群の観点からは，肥満群以外にもやせ型群が挙げられる．さらにやせ型群はサルコペニアのリスク群でもあり，歩行を支援することでさらに痩せると問題がある．すなわち，運動量の増加により筋肉量と体格の増加が求められる．一方，肥満群は BMI の減少による慢性疾患予防が期待される．

表 2 より，すべての体格において腹囲は減少し，歩行支援の効果が推察された．合わせて BMI の変化ではやせ型群は BMI が増加傾向にあり，肥満群は有意に減少する理想的な結果が得られた．

以上より，ICT を活用した歩行支援システムを活用し，健康ポイントとスタンプ，ヘルスリテラシ向上のための健康教育の効果が明らかになった．本研究より，健康活動と国保などの医療費分析，健診などのデータを組み合わせることで，効果的な介入計画を市で行われているインフラを活用しながら進められる可能性も見出される．

謝辞：

本研究の一部は科学研究費補助金(課題番号:26282166, 25242057)にて行われた．

参考文献：

[1] Ostchega Y, Paulose-Ram R, Dillon CF, Gu Q, Hughes JP. Prevalence of peripheral arterial disease and risk factors in persons aged 60 and over: data from the National Health and Nutrition Examination Survey 1999-2004. J Am Geriatr Soc 2007; 55: 583-589

[2] Muraki S, Oka H, Akune T, Mabuchi A, En-Yo Y, Yoshida M, Saika A, Suzuki T, Yoshida H, Ishibashi H, Yamamoto S, Nakamura K, Kawaguchi H, Yoshimura N. Prevalence of radiographic lumbar spondylosis and its association with low back pain in elderly subjects of population-based cohorts: the ROAD study. Ann Rheum Dis 2009; 68: 1401-1406

[3] Yoshimura N, Muraki S, Nakamura K, Tanaka S. Epidemiology of the locomotive syndrome: The research on osteoarthritis/osteoporosis against disability study 2005-2015. Mod Rheumatol 2017; 27: 1-7

[4] Niu J, Clancy M, Aliabadi P, Vasan R, Felson DT. Metabolic syndrome, its components, and knee osteoarthritis: the Framingham Osteoarthritis Study. Arthritis Rheumatol 2017; 69: 1194-1203.

[5] Roemer FW, Guermazi A, Hunter DJ, Niu J, Zhang Y, Englund M, Javaid MK, Lynch JA, Mohr A, Tormer J, Lewis CE, Nevitt MC, Felson DT. The association of meniscal damage with joint effusion in persons without radiographic osteoarthritis: the Framingham and MOST osteoarthritis studies. Osteoarthritis Cartilage 2009; 17: 748-753.

[6] Abbott RD, Monahue RP, Kannel WB, Wilson PW. The impact of diabetes on survival following myocardial infarction in men vs women. The Framingham Study. JAMA 1988; 260(23): 3456-3460

[7] Fletcher GF, Balady G, Blair SN, Blumenthal J, Caspersen C, Chaitman B, Epstein S, Sivarajan Froelicher ES, Froelicher VF, Pinal IL, Pollock ML. Statement of exercise: benefits and recommendations for physical activity programs for all Americans. Circulation 1996; 94: 857-862.

[8] Hu FB, Sigal RJ, Rich-Edwards JW, Colditz GA, Solomon CG, Willett WC, Speizer FE, Manson JE. Walking compared with vigorous physical activity and risk of type 2 diabetes in women: a prospective study. JAMA 1999; 282(15): 1433-1439

[9] Vijgen SM, Hoogendoorn M, Baan CA, de Wit GA, Limburg W, Feenstra TL. Cost effectiveness of preventive interventions in type 2 deabetes mellitus: a systematic literature review. Pharmacoeconomics 2006; 24(5): 425-441.

[10] UK Prospective Diabetes Study Group. Cost effectiveness analysis of improved blood pressure control in hypertensive patients with type 2 diabetes: UKPDS 40. BMJ 1998; 317(7160): 720-726.

重度上肢麻痺患者に対するIVES外部アシストモードの有用性

○岩代　賢人（門司病院）　松田　祥和（門司病院）　宇野　健太郎（門司病院）
藤嶋　厚志（門司病院）　田中　恩（昭和病院）
KentoIWASHIRO,MojiHospitalYoshikazu MATSUDA, MojiHospitalKentaro UNO, MojiHospital
Atsushi FUJISIMA, MojiHospitalMegumi TANAKA,ShowaHospital

Abstract:

Numerous studies reported that the beneficial effect of power assist mode with IVES in stroke patients with mild to moderate upper limb paralysis. Whereas, little is known about the effect of external assist mode with IVES, and there is no well-established regimen for stroke patients with severe upper limb paralysis. Present study found that the effectiveness of external assist mode using IVES in two of three stroke patients with severe upper limb paralysis. Our results suggested that proposed upper limb rehabilitation with motor intention, surface electrical stimulation or BAT with electrical stimulation might be advantageous to induce voluntary movement in paralyzed upper limb.

Key Words:IVES、重度上肢麻痺、外部アシストモード

１．背景

脳卒中患者の上肢機能治療に関して脳卒中治療ガイドライン2015では中等度の麻痺筋（手関節背屈筋.手指伸筋など）には電気刺激が有効とされており、軽度から中等度の上肢麻痺を呈した患者に対して随意運動介助型電気刺激装置（IVES）のパワーアシストモードでの研究は多数行われている。しかし重度上肢麻痺に対しての研究は少なく、効果的な治療方法は確立されていない。Miyasaka et al.(1)の先行研究によると治療的電気刺激装置(TES)ノーマルモードが重度麻痺者の上肢機能に効果があると報告されている。一方、Inoue et al.(2)は脳の可塑的変化は患者の動かそうとする意思や随意運動が必須であると述べている。そこで今回、患者本人の意思を反映させて麻痺筋に電気刺激を与える事が可能なIVESの外部アシストモードを使用する事で治療効果が得られるか検証し、若干の知見を得たため報告する。

２．対象

2015年12月から2017年2月までに当院回復期リハビリテーション病棟へ入院し、当院の定めるIVES適応基準を満たし、かつ研究に同意を得られた初発脳卒中患者3名とした。

３．症例紹介

症例A

女性　80歳代　脳梗塞　左放線冠（右片麻痺）

BR.stage　Ⅲ-Ⅱ-Ⅳ　感覚障害　表在　軽度鈍麻

症例B

男性　40歳代　皮質下出血　左前頭-頭頂葉（右片麻痺）

BR.stage　Ⅲ-Ⅲ-Ⅲ　感覚障害　表在、深部　重度鈍麻

症例C

男性　60歳代　脳出血　右被殻（左片麻痺）

BR.stage　Ⅱ-Ⅱ-Ⅱ　感覚障害　表在、深部　重度鈍麻

４．方法

1)使用機器

OG技研社製のIVESを使用し、外部アシストモードを選択した。標的筋は総指伸筋と橈側手根伸筋とした。最小値は電気刺激を感じる最小の値とし、最大値は最大可動域もしくは痛みの伴わない程度に設定し感度は筋電レベルランプが全て反応する最小の値とした。

2)IVES外部アシストモード

非麻痺側の筋活動電位に比例した電気刺激を麻痺側に出力するモードであり、重度上肢麻痺でも適応可能である。

3)実施期間と評価項目

研究デザインはシングルケース AB デザインを採用した。測定期(IVES なし)3 週間、次いで導入期(IVES あり)3 週間で合計 6 週間実施した。

動作課題は手関節背屈、手指伸展、物品握り・離し運動を行った。セラピストが運動方向へ誘導した動作課題は導入期の物品握り運動、測定期は随意運動がほとんど出現していないため、全ての動作課題で行った。

動作課題時間は作業療法時間内（60 分）とし手関節背屈、手指伸展運動を各 5 分と物品握り･離し運動を 10 分の合計 20 分間行い、残りの時間は ADL 訓練を行った。

評価項目は Stroke Impairment Assessment　Set (SIAS)、Fugl Meyer Assessment(FMA)は介入前（初期評価）から毎週実施し、Wolf Motor Function Test (WMFT),Motor Activity Log(MAL)は介入前（初期）中間（3 週後）最終（6 週後）で評価を行った。SIAS、FMA については 2 Standard Deviation Pound Test を用いて効果判定を行った。

５．倫理的配慮、説明と同意

倫理的配慮として対象者には研究の主旨を説明し同意を得た。また当院倫理委員会の承諾及び指示に従い研究を行った。

６．結果

SIAS では症例 A のみ導入期において有意に改善を示した。FMA では症例 A,B で導入期において有意に改善を示した。WMFT（FAS・TIME）は症例 B で有意に改善した。

MAL（AOU）は症例 A で有意に改善、（QOM）は症例 A、症例 B で有意に改善した。(Table.1)

Table1.　各項目における評価結果

OS7-

		初期	測定期後	導入期後
WMFT(FAS)	A	16	26	31
	B	25	30	**44**
	C	0	0	**4**
WMFT(TIME)	A	1213	871	714
	B	1240	1001	**476**
	C	1800	1800	1800
MAL(AOU)	A	0.07	0.07	**0.14**
	B	0.07	1.3	1.15
	C	0	0	0
MAL(QOM)	A	0.14	0.14	**0.21**
	B	0.07	0.3	**0.69**
	C	0	0	0

７．考察

今回、IVES パワーアシストモードでは筋電を感知できない重度上肢麻痺患者 3 症例に対して外部アシストモードを選択しアプローチを行った。結果として導入期において症例 A,B で有意に随意性の向上を認めた。Stinear et al.(3)Syed et al.(4)は両上肢を同期させて動かす bilateral arm training(BAT)が上肢機能の改善に効果的と報告している。また Summers et al.(5)は BAT による麻痺側上肢機能の改善とともに非障害側運動野の上肢支配領域が縮小することを報告し、BAT が半球間抑制に影響した結果ではないかと考察している。このことから電気刺激を併用した BAT も随意性の向上に繋がったことが考えられる。更に Han et al.(6)は筋肉への表面電気刺激だけでも感覚運動領野への脳血流増加が機能的 MRI などで確認されたと報告しており、外部アシストモードを使用し強制的に筋収縮を与え、筋紡錘やゴルジ腱器官からの求心性線維を刺激したことで、感覚と運動の統合が行われたのではないかと考えられる。

外部アシストモードは非麻痺側の筋活動電位に比例した出力を麻痺側に与える為、症例の意思を伴う。Lotze et al.(7)(8)は可塑的変化の誘導は患者自身に動かそうとする意思を持たせた訓練が重要であると報告している。症例 C は注意の持続が困難であり課題に集中することが難しく注意散漫になりやすい傾向にあった為、随意性に変化が現われなかったことが考えられる。また Maeda et al.(9)は運動予後が不良な部位の一つとして放線冠と内包後脚があり、病巣の大きさと比例して運動予後が悪い病型として被殻出血を挙げており、広範囲で皮質脊髄路が障害を受けていたことが考えられる。更に感覚障害が表在深部共に重度であり機能回復に影響を及ぼしたことも一つの

要因であると考えられる。

８．結論

重度上肢麻痺患者において、電気刺激を併用した BAT を行うことや表面電気刺激を与えること、特に課題に注意を向けることで随意性を引き出せる可能性が示唆された。

９．参考文献

1)MiyasakaH,OhnishiH,HiedaC,KawakamiK,TaninoG,OkuyamaY,TomitaY,Sonoda S,A study of the training method of sub-acute storoke patients of the upper extremity:decision tree analysis Jpn J ComprRehabilSci 2014;5:117-124(Jpn J ComprRehabilSci Vol5,2014)

2) 井上勲 : 運動機能回復を目的とした脳卒中リハビリテーションの脳科学を根拠とする理論とその実際,Medical Journal of Aizawa Hospital Vol.8(2010)

3)Stiner CM et al:Bilateral priming accelerates recovery of upper limb function after stroke: a randomized controlled trial.Stroke45(1):205-210,2014

4)Syed N et al：Bilateral versus unilateral upper extremity training on upper limb motor activity in hemiplegia. Int J Neurorehabilitation2(1):145,2015

5)Summers JJ et al：Bilateral and unilateral movement training on upper limb function in chronic stroke patients:A TMS study.JNeurol Sci252(1):76-82, 2007

6)HanBS,jangSH,ChangY,ByunWM,LimSK,KangDS:Fanctional magnetic resonance image finding of cortical activation by neuromuscler electrical stimulation on wrist extensor muscles.Am J Phys Med Rehabil 82:17-20,2003

7)LotzeM,BraunC,BirbaumerN,AndersS,Cohen LG:Motor learning elicited by voluntary drive.Brain 126:866-872,2003

8)LotzeM,CohenLG:Volition and imagery in neurorehabilitation.CognBehavNeurol 19:135-140,2006

9)前田真治：我々が用いている脳卒中の予後予測Ⅳ.臨床リハ 10:320-325,2001

O経頭蓋的磁気刺激による機能局在マッピング手法を用いた大脳皮質運動野の機能評価

Real-Time Navigation For High Precise TMS Mapping in Motor Cortex:

Validation Study For Clinical Application

○ 清水悠功（芝浦工業大）　　山本紳一郎（芝浦工業大）　河島則天（国立リハ研）

Yuko SHIMIZU, Shibaura Institute of Technology
Shin-ichiro YAMAMOTO, Shibaura Institute of Technology
Noritaka KAWASHIMA, National Rehab Center for Persons with Disabilities, Japan

Abstract: In order to establish an effective method to characterize primary motor cortex (M1) representation, we here aimed to develop a real-time coil navigation system for transcranial magnetic stimulation (TMS). Our system consists of real-time detection of the TMS coil position and estimation algorism of the center of gravity (CoG) and the motor map area of TMS-evoked potentials. Concordance correlation coefficient(CCC) of the area, an indicator of the reproducibility, showed higher value with using navigation system (with Navi: CCC>0.6, without Navi: CCC=0.308), suggesting that our developed system enable us to accomplish TMS mapping with better reproducibility. We also performed case study with patients. Two participated patients showed different modulation of MEP. One Patient showed high MEPs in non-affected hemisphere mapping, while another one showed　high MEPs in affected hemisphere. Further research of these differences may lead to futher understanding of neural mechanism with disorders.
Key Words: TMS mapping, MEP, motor cortex

1. 背景・目的

経頭蓋的磁気刺激法（Transcranial magnetic stimulation: TMS）は，大脳皮質一次運動野（M1）から脊髄を介して骨格筋に指令を送る皮質脊髄路の興奮性を非侵襲的に調べるためのツールとして用いられている．この TMS を M1 上に広範囲に与えた時，計測筋から得られる運動誘発電位（MEP）と頭部上の磁気刺激位置の関係性を等高線図のように描画することによって M1 の脳機能局在マップを得ることができる（TMS マッピング）．この手法は，計測対象の筋に対する M1 の神経支配の特性を定量的かつ視覚的に表すことができるため，運動学習に伴う神経支配の変化や障害後の残存神経機能評価への活用の期待が大きい．しかしながら，TMS マッピングの一般的手法は正確な計測に長時間を要することから，特に臨床現場での患者計測などを想定した場合には制約や限界を伴う．

近年，筆者らは患者計測を簡便かつ正確に行うために，TMS 計測をサポートするナビゲーションシステムを開発した．具体的には，刺激座標の不正確な同定は計測結果に影響を及ぼすことから，頭部上のコイル位置を正確に検者にリアルタイムフィードバックする機能を取り入れた．また，再現性の高いマッピングの取得を短時間で取得するために，刺激ごとにマッピングを描画し検者にフィードバックする機能を実装した．本研究では，このナビゲーションシステムによる TMS マッピング計測の精度検証を行うと共に，脳卒中患者 2 名による患者計測の結果を考察することを目的とした．

2. 実験 1：ナビゲーションシステム精度検証

2.1　被検者情報と計測条件

被検者は健常成人 13 名（24±4.5 歳）とした．計測は座位姿勢で，右前腕を完全にリラックスさせた状態で行った．筋活動電位（Electromyography：EMG）は右前腕の橈側手根屈筋（FCR），橈側手根伸筋（ECR）より取得した（帯域周波数: 15-3000Hz，サンプリング周波数: 5000Hz）．TMS は FCR をターゲットとして行い，MEP は TMS が行われてから 15ms~25ms 後に現れる誘発電位の peak-to-paek より算出した．背景筋活動（Background EMG : BGEMG）を TMS が行われる 5ms~50ms 前の筋活動の 2 乗平均平方根（Root mean square : RMT）より算出した．

2.2　実験システム

システム構成図を図 1 に示す．GUI 及びシステム内部のプログラムは LabView（National instrument 社）により作成した．コイル位置のフィードバックは 3 次元動作解析用のカメラ（Natural Point 社）を 3 台使用し，頭部とコイルにそれぞれ取り付けた剛体のマーカ座標を用いて，頭部に対するコイルの相対位置を算出することにより行った．マッピングの描画は，点群データをフィッティングするための Matlab ツール‘Gridfit’を用いてマッピングを作成し，そこから MEP の応答範囲を表すエリアの境界線，そしてフィッティング後の重心位置（COG）を検者にフィードバックした．また，コイル位置及びマッピングを同じグラフ上に描画した．

2.3　計測方法

始めに，脳波電極配置の国際 10-20 法における C3 に位置を同定し，その付近で MEP が最も大きく誘発される位置（Hotspot）を探し，原点座標としてシステムに登録した．

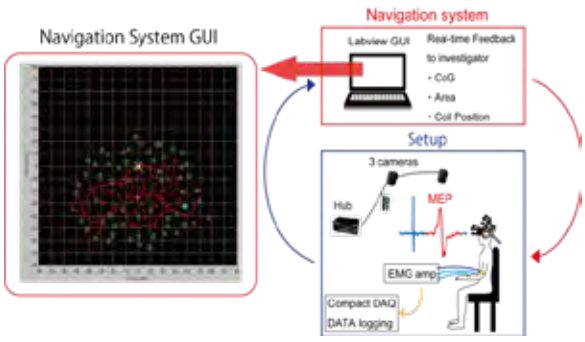


Fig. 1　Experimental configuration

刺激強度はHotspotにおける安静時閾値（Resting motor threshold : RMT）の1.1倍とした．RMTはMEPが誘発される最も小さい刺激強度と定義されており，Maximum likelihood threshold hunting algorithm[1]を使用し決定した．

コイル位置フィードバックによる精度検証はkitamuraら[2]が報告しているため，本研究ではマッピングのリアルタイム描画による計測精度を検証した．描画を利用した場合（With NAVI）としない場合（Without NAVI）をそれぞれ2試行ずつ，同日内に行った．マッピング手法は近年報告された疑似ランダム法を用いた[3]．この手法では計測時間を短縮しながら従来の手法と同程度の精度で計測できることが報告されている．刺激による皮質脊髄路変動の影響を避けるため，試行間では十分な休息を設けた．計測後，橈骨神経への電気刺激によりFCRからMmaxを取得した．また，FCRとECRにおける最大筋随意収縮（Maximum voluntary contraction : MVC）を取得した．

2.4　解析・統計方法

BGEMG，及びMEPをそれぞれMVC，Mmaxにより一般化した．全刺激におけるBGEMG平均値の±2SDから外れたデータは外れ値としてデータセットから除外した．

計測時間，RMTにおいて手法間の差をt検定を用いて比較した． 実験システムと同様に，Gridfitを用いてマッピングを作成し，CoG，Areaを被検者ごとに算出した．それぞれの手法において，刺激回数80回目におけるCoGのx, y座標，Areaの再現性をConcordance correlation coefficient（CCC）を用いて調べた[4]．また，RMTに対しても同様にCCCを用いて再現性を確認した．RMTは磁気刺激装置の最大出力を100%とした際のパーセンテージで表現した．先行研究より，CCCが0.6以上となった場合，優れた再現性を持つと判断した[6]．また，各刺激回数で求めたCOGと全刺激が終わった段階でのCOGの距離を算出することで，マッピングが収束するまでに必要な刺激回数を求めた．これらを各刺激回数でt検定により手法間で比較した．

3. 実験2：TMSマッピングを用いた患者実験

3.1 被検者情報と計測条件

被検者は健常成人女性1名と慢性期脳卒中患者2名とした．EMGは左右のFCR, ECR，上腕二頭筋（BB），少肢外転筋（FDI）から取得した．計測システムは実験1と同様のものを用いた．

3.2 計測方法

実験1と同様のプロトコルを用いて，TMSマッピングを1回取得した．マッピングは主にFCRをターゲットに行い，計60発とした．またシステム上で描画する筋の切り替えを行いながら，他の筋のマッピングも同時に取得した．その後マッピングから得られる情報を基にHotspot位置を修正し，その位置で入出力応答（IOカーブ）を計測した．IOカーブはFCRの閾値下の刺激強度から各刺激強度で5発ずつ，5%ごとに上昇させ，FCRのMEPが上限に達した付近までを各被検者ごとに計測した．

3.3. 解析方法

実験1と同様に，計測したTMSマッピングを解析した．また，IOカーブにおいて，各刺激強度ごとにMEPの平均値を取得した．

4.　実験結果

4.1 実験1：ナビゲーションシステム精度検証

計測時間はWithout NAVIで338±14.4[s]，With NAVIで345±22.5[s]であり，有意差は見られなかった（p=0.10）．RMTはWithout NAVIで52±7.7[%]，With NAVIで52±7.2[%]となり，有意差は見られなかった（p=0.52）．また，CCCはWithout NAVIで0.968，With NAVIで0.954となりいずれの手法においても高い再現性を示した．CCCにおいてWithNAVIではすべてのパラメータで高い再現性を示した．Without NAVIではAreaにおいて低い再現性を示した．（CCC=0.308）．また，CCCの値はすべての変数でWith NAVIにおいてWithout NAVIと比較して高い値を示した．

図2に全データセットと各刺激回数のCoG間の距離を求め，並べたグラフを示す．刺激回数40~60回付近において特にWith NAVIがWithout NAVIと比較してCoG距離が有意に小さい値を示した．

4.2 実験2：TMSマッピングを用いた患者実験

本実験では4筋から筋電を取得したが，特に違いが顕著であったFCR（上部），FDI（下部）のみを示す．健常者におけるFCRのRMTは左半球が51%，右半球が61%となったことから，それぞれ61%と73%の刺激強度でマッピングを行った．利き手側（左半球）においてMEPが非利き手側よりも空間的に大きくなり，またIOカーブにおいても利き手側がそれぞれの刺激強度でより高いMEPを誘発する傾向を示した（Fig3A）．

2名の脳卒中患者は互いに違う傾向を示した．Stroke1におけるRMTは麻痺側支配半球（右半球）で63%，非麻痺側支配半球（左半球）で60%となったため，両方の半球で72%を用いて計測を行った．マッピングより麻痺側支配半球において，非麻痺側支配半球よりもMEPが全体的に小さく，またFDIではその傾向がさらに強く表れた．また，IOカーブにおいても同様の傾向が見られた（Fig3B）．

Stroke2におけるRMTは麻痺側支配半球(左半球)で58%，非患側支配半球（右半球）で60%となったため，両方の半球で70%を用いて計測を行った．マッピングより麻痺側支配半球において，非麻痺側支配半球よりもMEPが大きくなる傾向が見られた．この傾向はFCR，FDIともに顕著に表れ，またIOカーブにおいても同様の結果が得られた（Fig3C）．

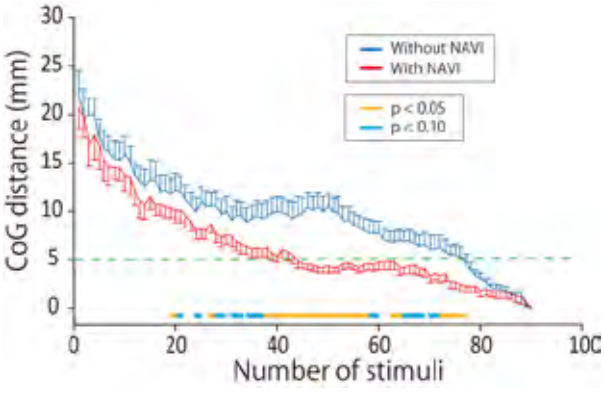


Fig. 2　The relationship between number of stimuli and CoG distance (Average±SE)

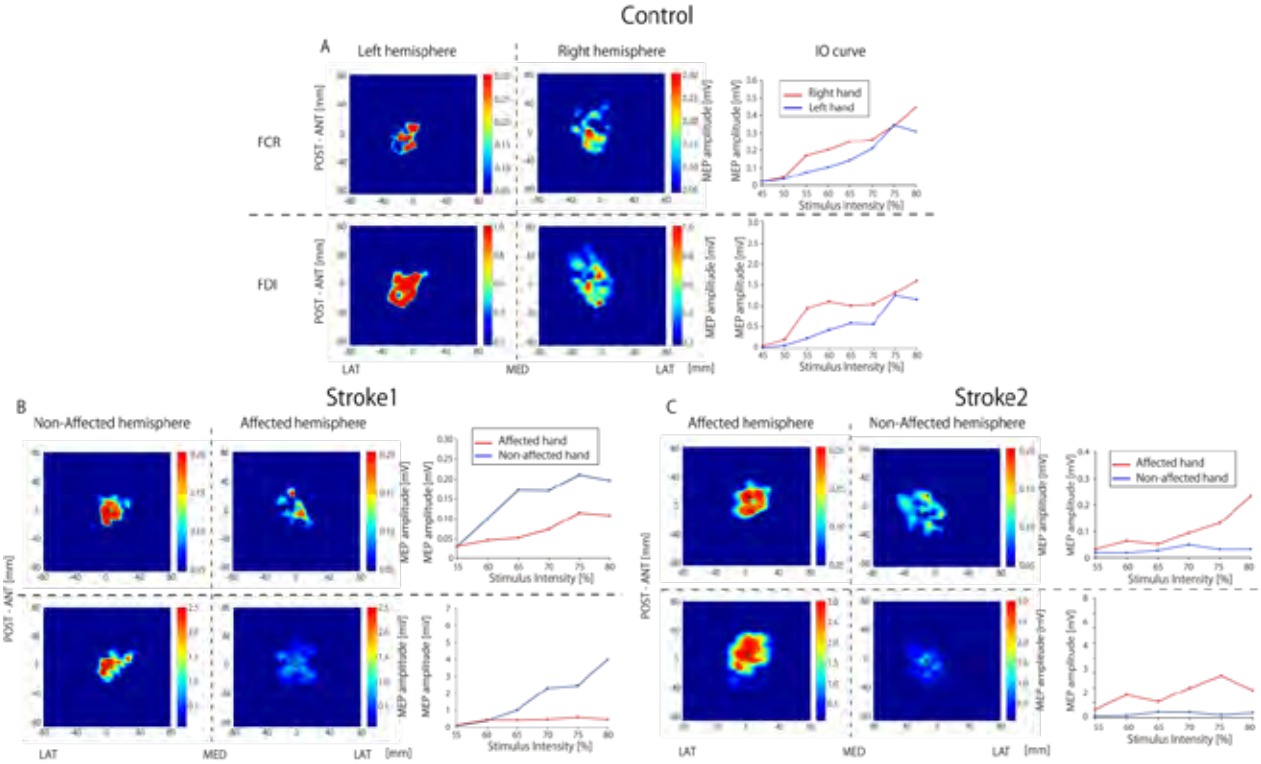


Fig.3　The TMS mappings and Io curves of control and two strokes. Left side of mapping shows left hemisphere (right hand) and right side shows right one (left hand). In IO curve, the red line shows dominant hand (control) or affected hand (stroke). FCR was shown on top in each subject and FDI was shown on bottom.

4.　考察

4.1 実験 1：ナビゲーションシステム精度検証

本研究の結果から, With NAVI において, CoG の x 座標, y 座標及び Area のいずれも高い再現性が得られたが, Without NAVI の Area においては見られなかったことが確認された．また，CoG の x 座標においては With NAVI において有意に試行間の差が小さいという結果となった．これは，CoG と Area のフィードバックにより TMS マッピングの個人差をリアルタイムで捉え，構成に必要な刺激位置を的確に判断することができたからだと考えられる．全データセットから算出した CoG と各刺激ごとに算出した CoG 間の距離を求めたグラフにおいて, 40 回~60 回で With NAVI が有意に小さい差となった．収束地点が両手法とも 0 であることを考えると，With NAVI においてより早く CoG が安定したことが示唆される，よって，本研究の結果より開発したシステムにより TMS を高精度かつ少ない刺激回数で計測が可能となったと考えられる．

4.2 実験 2：TMS マッピングを用いた患者実験

今回対象とした脳卒中患者 2 症例は，一方は運動障害優位（Stroke 1），他方は感覚障害優位（Stroke 2）の特徴を持つ症例であった．Stroke1 は運動障害を反映して健側支配半球において MEP が空間的に小さくなり，また IO カーブにおいて麻痺側支配半球において MEP が低い結果となった．Stroke2 においては逆に麻痺側支配半球において MEP が空間的に大きくなり，IO カーブも麻痺側で高値を示した．この結果は感覚障害による運動出力の過剰さを反映しているものと考えられる．このように，M1 への刺激によって得られる MEP の空間的な広がりを評価することで，脳卒中後の運動感覚障害の特性を評価できる可能性がある．本実験は一人の被検者データを取得するまで準備時間を含めて 1 時間以内で全ての計測を終えることができたことから，開発したナビゲーションシステムが TMS を用いた患者実験に対して有用であることを示すことができた．

5.　結論

本研究では，効率よくマップを取得するためのナビゲーションシステムを開発し，特に CoG と Area のリアルタイムフィードバックに関してその有効性を検証した．結果として，本研究で開発したナビゲーションシステムは従来よりもさらに少ない刺激回数かつ高い再現性を示した. また，患者実験においてこのナビゲーションシステムを使用し，実際の計測を 1 時間以内に収めることができたことも，このシステムの有用性を示している．患者実験において，脳卒中患者間でまったく異なる神経機能を持つ傾向を示すことができた．今後，より多くの脳卒中患者や様々な疾患を TMS マッピングを用いて計測していくことは，障害後の残存神経機能のさらなる理解につながるだろう．

参考文献

(1) Awiszus F., TMS and threshold hunting, Suppl Clin Neurophisiol, Vol. 56, pp. 13-23, 2003.
(2) T. Kitamura, et al., The precise adjustment of coil location for transcranial magnetic stimulation during dynamic motion, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, pp. 3578-3581, 2013.
(3) M. van de Ruit, et al., TMS brain mapping in less than two minutes, Brain Stimul, Vol. 8, pp. 231-239, 2015.
(4) V. Sankarasubramanian, et al., Reproducibility of transcranial magnetic stimulation metrics in the study of proximal upper limb muscles, J Electromyogr Kinesiol, Vol. 25, pp.754-764, 2015.

注意障害における探索行動分析のためのセンサフュージョンシステム

Sensor Fusion System in Patients with Aprosexia for Exploratory Behavior Analysis

○　殿村　隆太（首都大）大保　武慶（工芸大）松田 雅弘（城西大）

久保田 直行（首都大）万治淳史(埼玉みさと総合リハ病院)

Ryuta TONOMURA, Tokyo Metropolitan University

Takenori OBO, Tokyo Polytechnic University,

Tadamitsu MATSUDA, Chiba Josai International University

Naoyuki KUBOTA, Tokyo Metropolitan University

Atsushi MANJI, Saitama misato rehabilitation Hospital

Abstract: This paper proposes a novel system for patients with Aprosexia that makes it difficult to relocate the human's attention. Therefore, we focus on an exploratory behavior until recognizing target and moving to action when subject do task. First, we develope a total system using Smart Device and 3D image sensor to analyze exploratory behavior. Next, we propose diagnosis support system based on Trail Making Test (TMT) for patients with Aprosexia with 3D image sensor to extract the patient’s behavioral features. Finally, we found how subjects approaches a target hidden in a blind area.

Key Words: Aprosexia, Exploratory Behaivor, Sensor Fusion System, Smart Device

1. はじめに

1.1. 注意障害に対する従来の検査方法と問題点

近年，交通事故や脳血管障害などが原因で脳に大きな損傷を負いながらも，現代医療の進歩により，一命を取り留めるケースが急増している．頭部外傷には脳損傷自体は軽症であっても，知能の低下，記憶障害，注意障害，遂行障害などの高次脳機能障害を呈する症例がある事が知られている．その中でも注意障害を研究対象とする．注意障害は主に右半球の前頭前野や視床，脳幹網様体などのネットワークが病巣とされている[1]．注意障害は単独で発症するより，他の遂行障害や半側空間無視，失語症などに合併して存在する事が多い．またリハビリテーションにおいても，周りに気が取られ，やるべき課題に集中できないため，この障害の改善は他の症状の改善にも繋がる．注意は 4 つの種類があり，それぞれの障害では以下のような症状に対応している(Fig.1)．①持続性注意：一定時間，あるものに対し反応を続ける能力．障害されると注意が向けられず，同じ課題をこなせないためミスが増える．②選択的注意：多くの刺激から重要なものを選び出すように集中する能力．障害されると色々なものに反応し注意がそれ，関係ない事に引き込まれる．③転換的注意：現在反応しているものから別のものに乗り換えていく能力．障害されると何かを行っていると，他の事ができない．④配分的注意：複数の事柄に同時に注意を配分する能力．障害されると同時に二つの事を処理できない．またこれらの注意の要素に対して，Fig.2 に示すように症状を判断する検査がある[2]．しかし，これらの検査で使われる器具は紙面上での方法で診断やリハビリテーションをしているため，診断には多大な労力と時間が費やされている現状にある．このような社会背景から，セラピスト(言語療法士，理学療法士，作業療法士)が容易にデータの収集，分析が行え，リハビリテーションに応用できるシステムが求められている．

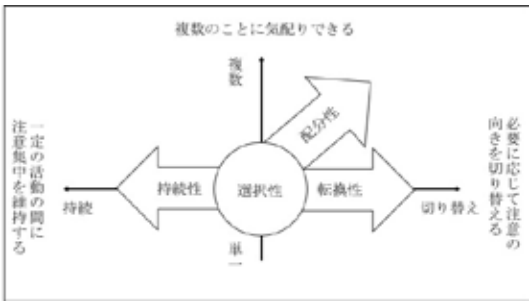


Fig.1 注意に関する要素

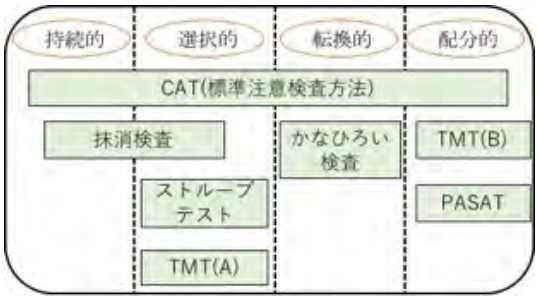


Fig.2 注意障害に対する現在の検査

1.2. Trail Making Test と研究目的

本研究では Fig.2 に示した検査の中でも，検査時間が短く，普及率が高い Trail Making Test A(以下 TMT)に着目する．これはランダムに配置された 1 から 25 までの数字を順に結んでいくものであり，主に選択的注意の評価に用いられる．この検査は紙と鉛筆で行われているため，評価方法が最終到達時間と，患者自身がどのように課題に取り組んでいるかをセラピストの主観で評価するだけになっている[3]．そのため，診断情報の共有ができず，患者の挙動の様子の表現もしづらい．

これらの問題点に対して，本研究では，従来の TMT 検査をスマートデバイスを用いて再現することにより，従来では計測できなかった生体データを取得し，定量的な評価を支援するシステムを構築した．さらに 3 次元距離センサを用いてセラピストが主観で行ってきた患者の課題取り組みの評価を，姿勢情報等の計測により再現性をもたす．測定したそれぞれのセンサのデータを統合し，TMT 検査で次の目標を探索している行動を抽出し，3 次元描画をすることにより探索行動の動作分析を行うセンサフュージョンシステムを提案する．

2. センサフュージョンシステムに基づくリハビリテーション支援システム

2.1. 全体システムの構成

本研究のシステムはスマートデバイスで再現された TMT 検査を行う間，3 次元距離センサで常に姿勢情報を計測する．実験後に計測したデータから解析用のツールを使用し線分分析を行い，それに基づき探索行動分析を行う．これらの分析から，患者の特徴抽出や最終的な症状判断支援に繋げる(Fig.3).

2.2. TMT 評価支援アプリケーション

既存の検査である TMT 検査を再現したアプリケーション（以下，アプリ）のインターフェースとして，本研究ではスマートデバイスを用いる．スマートデバイスには既存のリハビリテーションの再現に必要な画像の表示や，鉛筆の代わりとなる電子ペンがある．そこで，TMT 検査用紙が A4 サイズの紙であるため開発にはそれと同等の画面サイズの iPad pro 12.9inch，鉛筆の代わりに Apple Pencil 用いた．Table.1，Table.2 にそれぞれの性能を示す[4].

作成したアプリを Fig.4 に示す．TMT アプリの評価には 1~25 の番号が，定位置かつそれぞれに対して等距離に配置された TMT 検査を再現する．番号間の距離を一定にする事により，特定の方向への目標発見の不得意さの評価を行う．特に注意障害の中でも，方向性注意障害（半側空間無視）を併発している場合，無視されている場合や，右方向に注意の方向が固定されてしまうと，発見時間に偏りが生じる．このアプリでは，線分の軌跡の座標，到達時間，筆圧を測定している．

また，TMT 評価支援アプリでは計測したデータを元に，線の揺れ，筆圧の可視化，線分分析，ペンの移動の最高速度を表示する(Fig.5)．線分分析とは次の対象を探索している間のペンを止めている段階(以下 Phase 1)，目標を発見してからそこに向かって移動している段階(以下 Phase 2)の二つの段階に分けて分析を行う．特に Phase 1 は次の目標を探索するため，視線や頭部を動かして画面全体に注意を払うため，注意障害患者は特徴が現れるのではないかと考えた．Fig.5 のように速度が上がり始める山の始まりの点を Phase 1 と Phase 2 の分岐点と定義し，分析を行う．得られた軌跡の点群データから分岐点を以下のように定式化する．

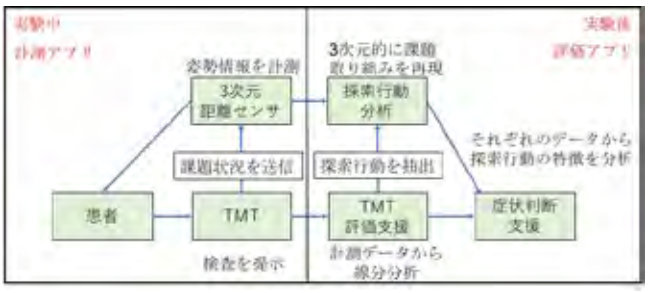


Fig.3 全体システム

Table.1 iPad pro12.9inch のスペック

サイズ	縦： 305.7mm 幅： 220.6mm 厚： 6.9mm
重さ	713g
画質	2,732 x 2048ピクセル解像度264 ppi
画面	耐指紋性撥油コーティング
稼働時間	最大10時間
CPU	Apple A6X（1.4GHz） デュアルコア
メモリ	4GB

Table.2 Apple pencil のスペック

サイズ	長さ： 175.7.7mm 直径： 8.9mm
重さ	20.7g
接続	・Bluetooth ・Lightningコネクタ
レポートレート	240Hz
取得できるデータ	・筆圧 ・角度 ・傾き

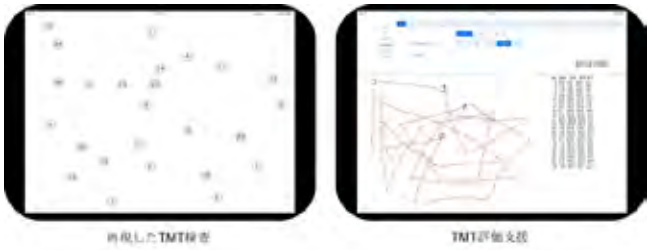


Fig.4 作成したアプリ

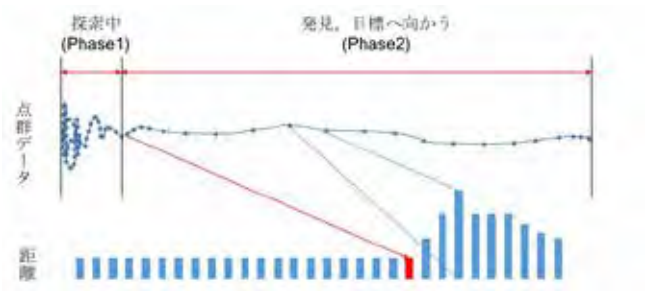


Fig.5 線分分析

A_nはn番目の目標に向かっている時の点群である．

$$A_n = \{1,2,3 \ldots, L(n)\} \qquad (1)$$

i から i+1 のユークリッド距離の移動平均($g(i)$)においての i から山登り探索で j を求める．

$$d_i = \beta(g(j) - g(i)) \qquad (2)$$

w_iは$L(n)$から i までの step 数の差に応じて重み付ける．

$$w_i = (1 + \alpha \frac{i}{L(n)}) \qquad (3)$$

m_nはn番目の目標に向かっている時の Phase1 と Phase2 の閾値であり，以下のように設定する．

$$m_n = argmax_{\ i \in A_n}(d_i \cdot w_i \cdot s_i) \qquad (4)$$

2. 3. 3 次元距離センサによる姿勢計測・探索行動分析

実験中は，Microsoft 社製の Kinect V2 を使用する．Fig.6 に性能を示す[5]．Fig.7(a)に示すように患者の頭の x,y,z 軸の回転，肩の傾きと体の倒れを非接触で計測し，iPad と TCP/IP 通信を介して課題進行状況を記録する．これは患者の課題へ取り組む際，健常者と比較し，どの程度注意が散漫し体が揺れるかを比較するためである．また，実験の再現性を取るために，Kinect V2 の SDK ツールにある Kinect Studio を使用する．これは Kinect V2 から取得できるデータと映像を記録することができる．また保存したファイルを再生することにより，Kinect V2 から記録したデータを受け取っているように振る舞うことができる．また再生には巻き戻し・コマ送り機能が備わっているため，動作解析が行いやすい．これを活用し，Fig.7(b)に示す，受け取ったデータから人の活動領域を 3 次元的に描画するプログラムを使用し探索行動分析を行う．具体的には 2.2 節で定義した線分を探索している Phase 1 の状態に注目し，3 次元描画する．この時，頭部の揺れ，回転を測定し，特徴を分析する．患者によって症状の度合い，不得意な注意の向け方があるため，それを明らかにすることを目的とする．TMT 検査において各番号の配置位置から過去→未来の状態，現在の位置を考慮した評価を行う．

3. 実験結果

3. 1. 実験条件

本実験ではは Apple pencil を使用した TMT アプリで個々の目標への到達時間の推移，筆圧の変化，線分の評価を行う．そして，注意の 4 つの要素，Kinect V2 を使用し，探索行動の特徴について評価する．

正常な注意機能のある被験者と注意障害のある患者と比較するため，予備実験として，健常者 3 人に対して提案システムを適用した．実験環境は Fig.8 に示す．KinectV2 を患者から 1.5m 離して設置し，実験中は常に，被験者の探索行動分析のために一連の過程を正面から録画している．

色情報の解像度	1920 × 1080
深度情報の解像度	512 × 424
人物領域取得人数	6人
骨格検出人数	6人
取得関節数	25関節/人
深度の取得範囲	0.5～8.0 m
人物の検出範囲	0.5～4.5 m
水平視野角	70°
垂直視野角	60°

Fig.6 Kinect V2 のスペック

Fig.7 Kinect V2 を用いた計測

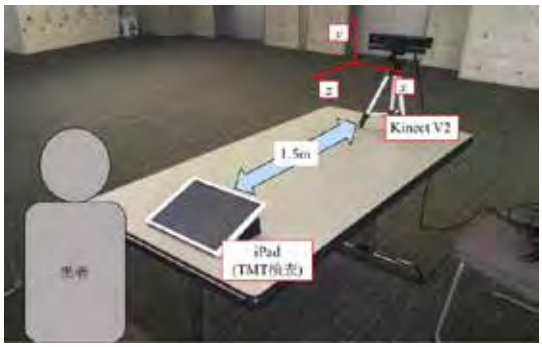


Fig.8 実験環境

3. 2. 実験結果と考察

実験で計測した TMT 検査のデータを TMT 評価支援アプリで分析した結果を分析する．まず，筆圧の分散は 0.05 以下となり，安定した力加減で課題をこなしていることがわかる．特に Phase 1 だと筆圧が高く，Phase 2 になると低くなる傾向が現れた．また，Fig.7(a)に示しているθ_1は±10°の範囲での揺れを確認した．

次に探索行動を抽出する．健常者でも Fig.5 で定義した Phase 1 が顕著に現れ到達時間に差がでた番号は 11→12 と 20→21 である．これらの共通する要素は現在の位置が iPad 上の左上の領域に位置し，目標が右下に向かう方向にあることである．被験者は全員右利きであり，自身の腕により死角が生まれる．現在の位置が左上にあるため，その死角の領域が最大になるため発見時間がかかったと推測される．この時の探索行動を再生，3 次元描画し，分析する．

Fig.9 に示した 3 次元描画で分析したところ，到達時間が遅かった箇所は，右肘をあげ，その下の領域を覗き込むような行動を行った．Fig.10 では 11→12 番，Fig.11 では 20→21 番の探索中，発見・行動に移す際の

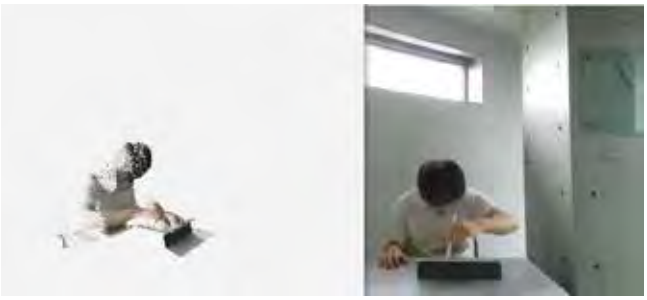


Fig.9 探索行動分析

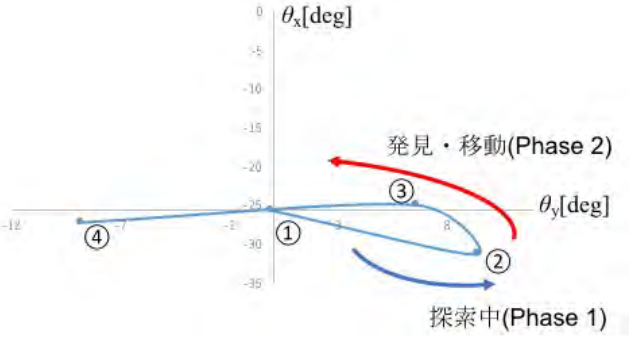


Fig.10 11→12 番の顔の挙動

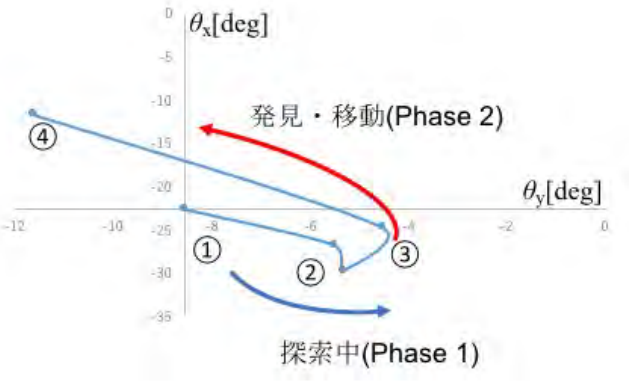


Fig.11 20→21 番の顔の挙動

顔の挙動に対応を表した．Kinect V2 の座標系の関係上 θ_yは左回転が正になる．数値でも明らかなように，①→④の順番に顔の向きが動く．Phase 1 の探索中の行動は，左俯き方向に顔を持ってきて，右下の死角領域を確認する．Phase 2 では，ペンをその目標位置まで持っていく．この時，右方向に顔が回転することから，ペン，または発見した目標を視線で追い，顔をそちらの方向に向けることが確認できる．

4. まとめ

本研究では探索行動の動作分析を行うセンサフュージョンシステムを提案した．実験として健常者に提案システムを適用したところ，到達時間と探索中の Phase 1 の挙動に着目することにより，探索行動の特徴を分析することができた．

今後，注意障害患者，または高次脳機能障害患者に適用し，探索行動の分析を行う．探索行動を分析することにより，それぞれ，患者自身の不得意な注意の向け方，方向性を明らかにし，最終的には症状判断の支援を行うことを目標とする．

参考文献

[1] 鹿島晴雄　他，注意障害と前頭葉損傷，1995
[2] 和田　義明，リハビリスタッフ・支援者のためのやさしくわかる高次脳機能障害，秀和システム，2012.
[3] 高岡徹　尾崎浩子，高次脳機能障害の検査と解釈 Trail Making Test／PP246-250
[4] Apple, iPad の仕様, https://www.apple.com/jp/ipad-air/specs/(2017)
[5] 中村薫，KINECT for Windows SDK プログラミング

半側空間無視の注意誘導を促す３D-VR 型可動スリットの動的環境への適応

Development of the VR-based movable slit system for street-crossing training in stroke patients with unilateral spatial neglect

○ 齋地健太（早大）　安田和弘（早大）　岩本晃（早大）

室井大佑（亀田リハビリテーション病院）　岩田浩康（早大）

Kenta SAICHI, Waseda University
Kazuhiro YASUDA, Waseda University
Akira IWAMOTO, Waseda University
Daisuke MUROI, Kameda Medical Center
Hiroyasu IWATA, Waseda University

Abstract: Unilateral spatial neglect (USN) is the failure to report, respond, or orient to novel or meaningful stimuli that are presented on the side opposite to a brain lesion. In the previous study, we introduced a 3D movable slit USN rehabilitation system for near and far space neglect, and found that the system improved the line cancelation task in far space. However, it is necessary to adapt the rehabilitation system in complex real environment. Thus, we developed the 3D VR-based movable slit system for street-crossing training, because street-crossing task involve complex emvironment, perception of moving object, and motor intention. Here, we proposed the overview of the developed system and training protocol for the system were presented.

Key Words: Stroke, Unilateral Spatial Neglect, Attention, Virtual Reality, Cognitive Rehabilitation

1. はじめに

半側空間無視（Unilateral Spatial Neglect : USN）は，大脳半球病巣と反対側の刺激を発見・報告すること，反応すること，向くことの障害であると定義されており[1]，脳卒中患者の約 50%に発症すると報告されている[2][3][4]. この USN は，食事中に無視側の食器の食べ物を見落とすことや横断歩道通行時に無視側を注意できないことなど，日常生活動作（Activities of Daily Living : ADL）に大きな支障をきたす[5]．また，USN はリハビリ効率を悪化させるため，ADL 改善率が低下し入院期間延長の要因にもなっている[6].

USN は，非無視側の刺激の有無によって影響を受けることが過去の研究から知られている[7][8]．Mark らは，線分抹消課題において無視側の刺激を消去することで無視症状が改善することを示した[7]．この知見に基づき我々は，平面画像にて非無視側の刺激をブラックアウトしつつ，無視側へ全体映像をスライディングさせることで注意を無視側へ促す注意誘導システムを開発し，探索課題において即時的な改善効果を示した[9][10]．さらに遠位・近位空間無視に対して，統合的に治療可能な 3D-VR 型可動スリットシステムを開発し，USN 患者に介入を行った結果，遠位空間の探索課題において即時的な改善効果を認めた（Fig.1）[11][12].

近年，ADL での症状改善を目指した治療法として，多様なリハビリ環境を構築することができる VR（Virtual Reality）技術を用いた治療・評価システムが開発されている[16]．Katz らは，横断歩道通行課題を行う VR システムを開発し，実際の通行における評価で有効性を認めた[17]．また Navarro らは，横断歩道通行課題を行う VR システムを開発し，USN 症状評価試験の点数と VR システムの点数に相関があることを認めた[18]．これらは，VR 空間における訓練が ADL 場面での無視改善に有効であることを示している．これまで我々は，USN 患者 1 名に 3D-VR 型可動スリットシステムにて 6 週間の介入を行った結果，ADL における問題を評価する Catherine Bergego Scale（CBS）[13][14][15]

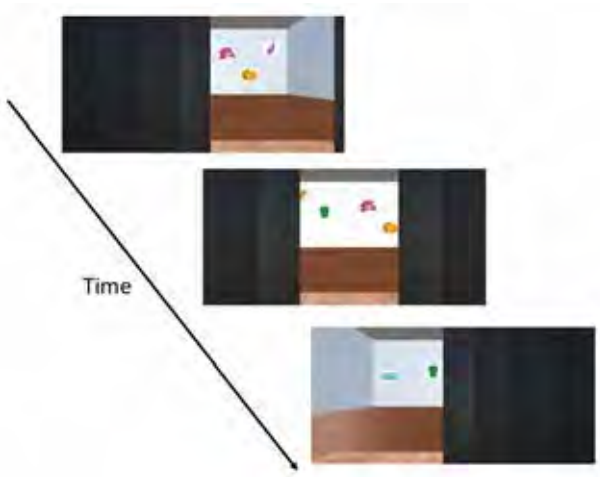


Fig. 1 Movable slit in virtual reality environment[12]

での変化が得られなかった（未発表データ）．これは，開発した VR 空間における刺激が静的刺激のみであり，ADL 場面で経験する視覚入力とは情報処理過程が完全に一致しないことが原因であると推察した．そこで，本研究では ADL における無視改善を目指した治療システムの開発を目的として，横断歩道通行場面を再現した没入型 VR 空間に 3D-VR 型可動スリットを実装し，動的刺激を含む複雑性の高い環境にて注意を誘導する USN 治療支援システムを開発したので報告する．

2. 横断歩道通行場面における注意誘導システム

2.1. システム設計

本システムは，ADL 場面で想定される動的刺激を含む「複雑性の高い環境」を構築し，さらにその刺激認知に基づいて「運動出力」を行うことができるシステムを設計した．その中で USN 患者の注意を無視側に誘導するために，

「3D-VR 型可動スリット[11][12]」を適応した．

システムの要求機能を以下に示す．

a) 動的刺激を含む複雑な環境の呈示

実際の ADL 場面では横断歩道通行における車や通行人のような動的刺激を含む複雑な環境を認知する必要がある．そこで VR 空間において走行・停止を繰り返す車を複数台設定し，複雑な環境を呈示する．

b) 無視側への注意誘導

USN 患者は先述した通り，非無視側の刺激に影響を受け，無視側に注意が向かない．そこで 3D-VR 可動スリットにより VR 空間における非無視側の視覚刺激を徐々にブラックアウトしていくことで，非無視側からの注意の「解放」と無視側への注意の「移動」を促す[11][12]．

c) 刺激認知に基づく運動出力

実際の ADL 場面では横断歩道通行における歩行のように，刺激の認知に基づいて運動を行う必要がある．そこで VR 空間において歩行に相当する視点の移動をジョイスティックの入力により操作する．但し，ジョイスティックは後遺症である運動麻痺の影響を除外するため非無視側の手で操作を行う．

2.2. システム構成

本システムはヘッドマウントディスプレイ（HMD）（Oculus Rift CV1, Oculus VR,Inc.），ジョイスティック（30JHK-ZT-30R3G, 栄通信工業），PC から構成される（Fig.2）．VR 環境はソフトウェア（Unity, Unity Technologies）を用いて独自開発された．本システムではトラッキングセンサー（Oculus Rift CV1, Oculus VR,Inc.）によって HMD の位置情報を取得しているため，VR 空間内の視点には首の回旋動作を反映している．開発した VR 空間には前方に横断歩道が設置されており，そこを一定の間隔で車両が走行・停止を繰り返す．システム内では非無視側から無視側の順に車両の停止を確認し，かつジョイスティックをそれぞれ後方，前方に入力することで横断できる仕組みになっている．課題中，無視側への注意を誘導するため 3D-VR 型可動スリット[11][12]を導入した．

2.3. 使用方法

本システムを用いたトレーニングは Fig.3 に示すフローチャートに従い，開発した VR 空間内で行う（Fig.4）．USN 患者に使用する際のトレーニング開始から終了までを以下で説明する．

(a)状況確認（Fig.4(a)）

VR 空間前方に横断歩道があり，車両が往来している状況を把握できているかを確認する．この課題では横断が目的であることを伝える．

(b)非無視側への注意（Fig.4(b)）

非無視側（図中では右）の車両の状況に注意を向けるように指示し，車両の停止が確認できたらジョイスティックを後方に倒すように指示する．

(c)可動スリットによる誘導（Fig.4(c)）

非無視側の車両の停止を確認して正常にスティック入力を行うと，3D-VR 型可動スリットが非無視側から無視側に向かって移動を開始する．

(d)無視側への注意（Fig.4(d)）

無視側の車両の状況に注意を向けるように指示し，車両の停止が確認できたらジョイスティックを前方に倒すように指示する．この時，3D-VR 型可動スリットによって無視側の停止線まで誘導を行うが，車両が停止したにも関わらず車両に注意が向かずにスティック入力が正常に行われなかった場合は，可動スリットを非無視側から無視側へ繰り返し移動させて注意を誘導する．横断を終えるまで前方へ進み続けることを指示する．

(e)運動出力（Fig.4(e)）

無視側の車両の停止を確認して正常にスティック入力を行うと，前方へのスティック入力によって視点が前方へ移動していく．

(f)結果表示（Fig.4(f)）

横断歩道を通行し終えると Fig.3 に示すステージ毎の通過時間が表示される．

Fig2. System Overview

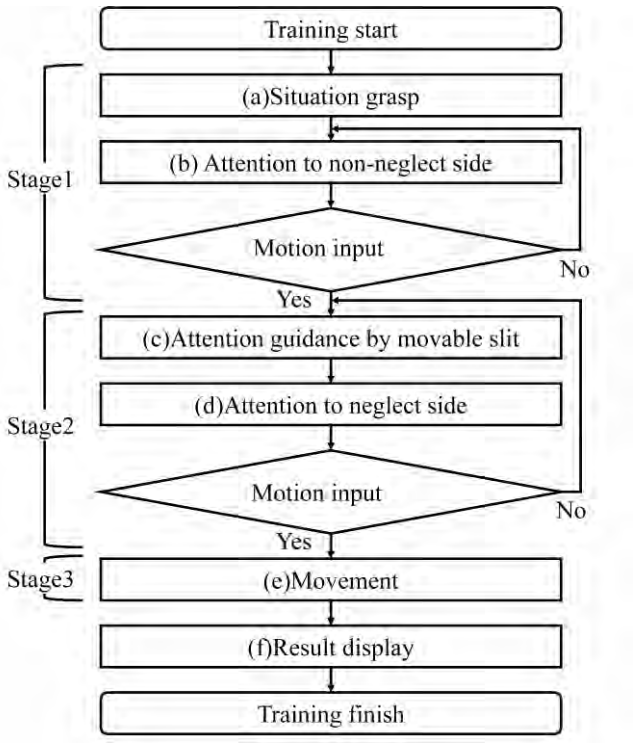


Fig3. Training flow of VR-based movable slit system for ADL

Fig4. VR-based movable slit system for street-crossing training

2.4. 課題評価手法

本システムでは横断歩道通行課題の達成時間によって，患者能力を評価する．評価指標として Fig.3 に示すステージ毎の達成時間を用いる．ステージ区分の定義とそのステージ達成時間から解釈できる患者能力について以下で説明する．

・ステージ 1 達成時間
　トレーニング開始から非無視側車両の停止を確認し，ジョイスティックの後方入力を行うまでに経過した時間と定義する．これは非無視側への注意能力を示す．

・ステージ 2 達成時間
　可動スリットによる誘導開始から無視側車両の停止を確認し，ジョイスティックの前方入力を行うまでに経過した時間と定義する．無視側を含んだ注意能力を示す．但し，3D-VR 型可動スリットを用いた注意誘導を行っている場合においては，その効果を含む．

・ステージ 3 達成時間
　無視側車両の停止を確認し，ジョイスティックの前方入力によって横断歩道を通行し終えるまでに経過した時間と定義する．空間認知から運動出力に反映させる能力を示す．

これらの指標を用いることで USN 患者の横断歩道通行課題における無視改善を評価することができる．また USN による注意能力の低下と，その他の原因による注意能力の低下を区別して記述することができる．これにより USN 患者の ADL 改善における阻害要因を定量的に評価して病態を明確にすることで，リハビリにおける有効な治療戦略の策定に貢献できる．

3. 考察

本研究では，横断歩道通行場面を再現した没入型 VR 空間に 3D-VR 型可動スリットを実装し，動的刺激を含む複雑性の高い環境にて注意を誘導する USN 治療支援システムを開発した．本システムの特徴として a) 動的刺激を含む複雑な環境の呈示，b) 無視側への注意誘導，c) 刺激認知に基づく運動出力に着目している．これらは USN 患者に対する VR 技術を用いた先行研究に対して，複雑な環境での運動出力を伴う ADL 課題において無視側の刺激に対する注意誘導を行える点で優れており，これは臨床的にも重要な観点である．また本システムにおいて実装した 3D-VR 型可動スリットは，あらゆる没入型 VR 空間に適応可能であり，多様な VR 空間を設定することで様々な ADL 場面における USN 治療を行うことができる．これにより従来の机上でのリハビリでは困難であった ADL 場面における無視改善を支援できることから，USN 患者の入院期間の短縮や QOL（Quality Of Life）向上に繋がると考えられる．

我々はこれまでの臨床試験から静的空間における 3D-VR 型可動スリットの有効性を示しているが，本システムのような動的刺激を含む複雑性の高い VR 環境への適応や運動出力を伴う課題への適応はなされておらず，そのような課題における 3D-VR 型可動スリットの有効性は明らかになっていない．そのため今後は，USN 患者を対象とした臨床試験を行い，本システムにおける 3D-VR 型可動スリットの有効性及び ADL 改善への効果を検証する必要がある．

4. まとめ

本研究ではUSN患者のADLにおける無視改善を目的として，これまで我々が提案した3D-VR可動スリットを動的刺激を含む複雑性の高い横断歩道通行場面に適応したシステムを開発した．本システムは，複雑性の高いADL課題において無視側への注意誘導を行うことができる点で優れており，ADLにおける無視改善の有効な手法であると考えられる．今後は本システムによるUSN患者を対象とした臨床試験を行い，システムの有効性及びADL改善への効果を示す必要がある．

謝辞

本研究の一部は早稲田大学理工学研究所奨励研究費（研究番号16C-13）により実施されました．ここに謝意を表します．

参考文献

(1) K.M. Heliman, E. Valenstein, Neglect and related disorders, Semin Neurol, Vol. 20(04), pp. 463-470, 2000.
(2) A. Bowen, K. McKenna, R.C. Tallis, Reasons for variability in the reported rate of occurrence of unilateral spatial neglect after stroke, Stroke, Vol. 30, No. 6, pp. 1196–1202, 1999.
(3) P. Appelros, G.M. Karlsson, A. Seiger, I. Nydevik, Neglect and anosognosia after first-ever stroke: incidence and relationship to disability, J Rehabil Med, Vol. 34, No. 5, pp. 215–220, 2002.
(4) T.C. Nijboer, B.J. Kollen, G. Kwakkel, Time course of visuospatial neglect early after stroke: a longitudinal cohort study, Cortex, Vol. 49, No. 8, pp. 2021–2027, 2013.
(5) K. Li, P.A. Malhotra, Spatial neglect, Pract Neurol Vol. 15, No. 5, pp. 333–339, 2015.
(6) R. Gillen, H. Tennen, T. McKee, Unilateral spatial neglect: relation to rehabilitation outcomes in patients with right hemisphere stroke, Arch Phys Med Rehabil, Vol. 86, No. 4, pp.763-767, 2005
(7) V.W. Mark, C.A. Kooistra, K.M. Heilman, Hemispatial neglect affected by non-neglected stimuli, Neurology. Vol. 38, No.8, pp. 1207–1207, 1988.
(8) A. Berti, A. Maravita, F. Frassinetti, C. Umilta, Unilateral neglect can be affected by stimuli in the neglected field, Cortex. Vol. 31, No.2, pp. 331– 343, 1995.
(9) 竹内貴哉，安田和弘，姫野好美，中村幸浩，黒木洋美，岩田浩康，半側空間無視治療のための注意の解放と移動を促す視覚誘導システムの開発と臨床評価，第31回ライフサポート学会大会（LIFE2015），2F1-03, 2015.
(10) 竹内貴哉，安田和弘，姫野好美，黒木洋美，岩田浩康，注意の解放と移動を促すUSN治療支援システムの開発―注意誘導スリットによる即時的効果の検証―，ライフサポート学会誌，Vol. 28，No. 3，2016.
(11) 安田和弘，室井大佑，大平雅弘，岩田浩康，半側空間無視の近位・遠位空間無視を統合的に治療可能な没入型VR治療システムの開発，第32回ライフサポート学会大会（LIFE2016），3A2-A06，2016.
(12) K. Yasuda, D. Muroi, M. Ohira, H. Iwata, Validation of an immersive virtual reality system for training near and far space neglect in individuals with stroke: a pilot study, Top Stroke Rehabil, in press, 2017.
(13) C. Bergego, P. Azouvi, C. Samuel, F. Marchal, A. Louis-Dreyfus, C. Jokic, L. Morin, C. Renard, P. Pradat-Diehl, G. Deloche, Validation d'une echelle d'evaluation fonctionnelle de l'hemineglígence dans la vie quotidienne:l'echelle CB, Annales de Readaptation et de Medecine Physique, Vol. 38, No.4 pp.183-189, 1995.
(14) P. Azouvi, F. Marchal, C. Samuel, L. Morin, C. Renard, A. Louis-Dreyfus, C. Jokic, L. Wiart, P. Pradat-Diehl, G. Deloche, C. Bergego, Functional consequences and awareness of unilateral neglect: Study of an evaluation scale, Neuropsychol Rehabil, Vol. 6, No.2, pp. 133-150, 1996.
(15) P. Azouvi, S. Olivier, G. de Montety, C. Samuel, A. Louis-Dreyfus, L. Tesio, Behavioral assessment of unilateral neglect: study of the psychometric properties of the Catherine Bergego Scale, Arch Phys Med Rehabil, Vol. 84, No.1, pp.51-57, 2003.
(16) T. Ogourtsova, W.S. Silva, P. Archambault, A. Lamontagne, Virtual reality treatment and assessments for post-stroke unilateral spatial neglect: a systematic literature review, Neuropsychol Rehabil, Vol. 27, No. 3, pp. 1-46, 2015.
(17) N. Katz, H. Ring, Y. Naveh, R. Kizony, U. Feintuch, P.L. Weiss, Interactive virtual environment training for safe street crossing of right hemisphere stroke patients with Unilateral Spatial Neglect, Disability and Rehabilitation, Vol. 27, No.20, pp. 1235-1243, 2005.
(18) M.D. Navarro, R. Llorens, E. Noe, J. Ferri, M. Alcaniz, Validation of a low-cost virtual reality system for training street-crossing. A comparative study in healthy, neglected and non-neglected stroke individuals, Neuropsychol Rehabil, Vol. 23, No.4, pp. 597-618, 2013.

没入型 VR による下肢運動錯覚が
ミラーニューロンシステムに与える影響

Influence of lower limb motor illusion on mirror neuron systems by immersive virtual reality

○平井大智（早大）福嶋勇太（早大）安田和弘（早大）大橋洋輝（慈恵会医科大）岩田浩康（早大）

Daichi HIRAI, Waseda University
Yuta FUKUSHIMA, Waseda University
Kazuhiro YASUDA, Waseda University
Hiroki OHASHI, The Jikei University School of Medicine
Hiroyasu IWATA, Waseda University

Abstract: Neuroplasticity is indispensable for restoring sensorimotor function in patients with stroke and paralysis. Neuroplasticity processes require brain activation by feedback from the outside world. We aimed to develop a system for increasing neuroplasticity by activating mirror neurons while reducing hemisphere suppression. We developed a rehabilitation device that is applicable to patients with no movements via the use of a virtual reality-driven movement optical illusion. We used the device for seven healthy subjects and found significantly more mirror neuron activation with the device than without the device.
Key Words: Stroke, Mirror Neuron, Mirror Neuron System, Virtual Reality, Lower limb

1. はじめに

脳卒中におけるリハビリ手法として鏡療法（Mirror therapy: MT）がしばしば用いられる．この MT はミラーニューロンシステム（Mirror Neuron System: MNS）に基づいたリハビリと位置づけられ，安価で重度麻痺に応用できることからもその臨床的価値が大きいとされている [1], [2]．一方で，MT では半球間抑制による損傷脳に対する抑制，および下肢への適用には患側下肢を隠し，両足の間に鏡を置くなど大掛かりとなり MT を用いたリハビリ自体が困難であるといった問題が挙げられる．

MNS に関しては近年議論が進んでおり，運動観察等による視覚刺激と運動感覚とが密接に結びついていることも科学的に証明されている [3]．その中では視覚情報のフィードバックにより MNS が賦活化し，脳の運動領域が賦活するという知見も得られており [4]，麻痺側の動きを観察・模倣することによるニューロリハビリが多く研究されてきている．その中でも視覚刺激により運動錯覚を惹起させる研究は近年のバーチャルリアリティ（Virtual Reality: VR）の普及により行われ，幻肢痛治療などの方法として研究が進められている [5]．一方で健側の動きをセンシングして患側に反転する方法は，半球間抑制の影響により患側大脳皮質の賦活を抑制してしまうため，発症初期におけるニューロリハビリとしては効率的ではない．

金子らによれば，VR の中でもヘッドマウントディスプレイ（Head Mounted Display: HMD）を用いた視覚刺激は，被験者が無意識下で筋収縮を発現するほど運動出力系に強く影響することが明らかになっているが [6]，そのメカニズムは明らかでない．HMD を用いた視覚刺激は没入感が高いことから，従来のビデオ映像を手の上に覆い被せて行う方法よりも MNS への働きかけが大きいことが予測されるが，HMD を用いた視覚刺激による運動錯覚が MNS に与える影響を述べた報告は我々の知る限りでは無い．

そこで本研究では，没入型 HMD を用いた 3D-VR を用いて，簡易的で且つ半球間抑制の低減を考慮したリハビリシステムの構築を行った．本稿では視覚刺激による運動錯覚が MNS に与える影響について注目し，健常者による試験によって検証・評価を行った．

2. 提案装置による MNS への影響検証

2.1 システム構成

本装置は HMD（Oculus Rift, Oculus VR, Inc.），コントローラ，カメラから構成される（Fig. 1）．VR 映像では患者の視線と一人称アバターの視線が一致するようカメラ配置する．患者がコントローラのスイッチを押し，コントローラからの信号により患者の麻痺側に応じた部位のアバターの足関節が背屈動作する （Fig. 2）．本システムは安静座位が可能な急性期における脳卒中患者でも適用が可能となっている．本試験は健常成人男性 7 名（22.8±0.7 歳）を対象とし，早稲田大学倫理審査委員会の承認の下実施した（承認番号 2016-240）．また，対象者には本研究の目的・方法・リスクの説明を行い，書面による同意を得た．

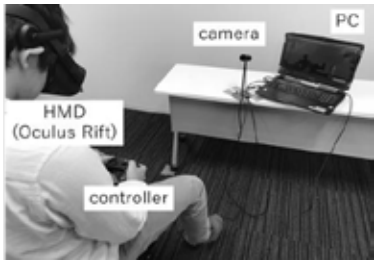


Fig. 1 VR Therapy System

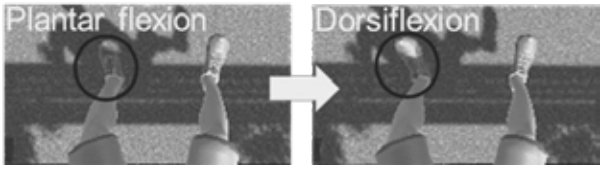


Fig. 2 Dorsiflexion of ankle joint in virtual reality

2.2 介入方法

被験者は座位で維持，VR による運動観察の有無による

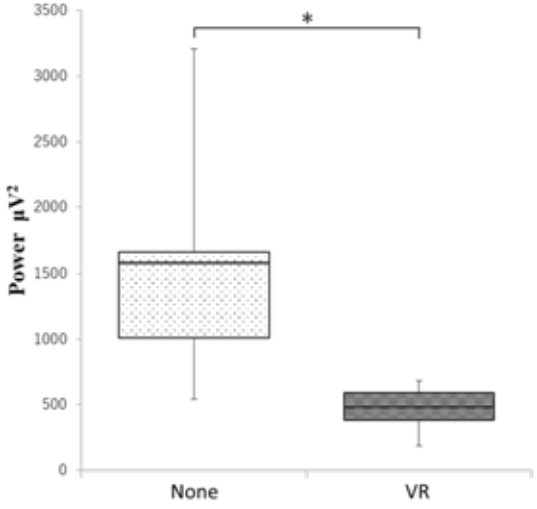
２条件で試験を行った．VR の映像は被験者の持つコントローラのスイッチの入力情報に基づいて動作し，各条件において 80 秒間，被験者の意思によりコントローラのスイッチ動作を行わせた．試験中は，脳波に関わるアーチファクトを最小限にするため，まばたきや眼球動作，体動を極力控えるよう指示した．また，試験中は HMD を装着した状態で試験を行い，VR による介入がない（提示映像はブラックアウト）場合も開眼状態でいるよう指示をおこなった．さらに，評価のバイアスを避け，客観的な評価を行うために，条件は各被験者間においてその順番をランダマイズ化して行った．条件間に 3 分のインターバルを設けた．

2.3 評価・解析

MNS の評価は μ 波(mu-rhythm)抑制を評価することにより間接的に評価可能であることが近年の研究結果から明らかとなっている[7,8]．μ 波とは，感覚運動領域上（国際 20-10 法における C3，C4 ）で認められる 10~13Hz 付近の α 帯域成分で，実際の運動や運動イメージなどにより減衰することが知られている[9]．μ 波の測定には日本光電社製脳波計 EEG-9100 ニューロファックス μ を用いた．計測部位は，国際 10-20 法に基づき，両耳朶を基準電極(A1, A2)とし C3, C4 の 2 部位とした．ニュートラル電極は鼻根部に電極を配置した．また，電極の配置の際は接触インピーダンスが 10kΩ 以下になるようにした．高域遮断フィルタは 30Hz に設定し，サンプリング周波数は 1000Hz で計測を行った．計測時間は 80sec とし，開始の合図による脳波への影響を考慮し，始めの 10sec 間のデータは除外し，さらに，まばたきや眼球運動，体動などのアーチファクトも除外し，各条件 60sec のデータを抽出し，解析を行った． データの解析は MATLAB によって FFT 処理をし，10~13Hz 帯の μ 波のパワー値を求めた．2 条件において 60sec 分の抽出データにおける 10~13Hz 帯の μ 波のパワー値の平均値を求め，Wilcoxon の符号付き順位和検定により統計処理を行った．統計学的有意水準は 5%未満とした．

3. 評価・解析

VR による介入条件では μ 波が有意に低減する結果が得られた（p<0．05）（Fig．3）．



Fig．3　Power spectrum of mu-rhythms

4. 考察

本研究では μ 波を神経生理学的指標として，3D-VR を用いた一人称運動観察による視覚刺激が MNS に与える影響について検証を行った．その結果,中心溝付近の C3，C4 における μ 波の有意な減弱が確認できた．μ 波の減弱は MNS の賦活と相関があることから，3D-VR を用いた視覚刺激において MNS を賦活させることが可能であることが示唆された．3D-VR による介入は金子ら [6] によれば，運動出力系に大きな影響を与えるとしているため，近年行われているビデオ映像を重ね合わせて行うものよりも皮質脊髄路への影響が大きいものと考えられる．つまり，3D-VR の高い没入感は MNS に強い働きかけを起こし，それが逆モデルとして運動領域を活性化させることにより皮質脊髄路の興奮性へも大きく影響を与えたのでは無いかと考えられる．今回の結果では 3D-VR による視覚刺激により MNS が有意に賦活する結果が得られたが，それが皮質脊髄路の興奮性に大きく影響していることに関連するとすれば，従来手法との比較により 3D-VR がニューロリハビリテーションの分野で大きな価値を見出す可能性がある．また，本開発機器は健側の動きをセンシングせず適用でき，半球間抑制の影響を従来手法より低減できるため，脳卒中の術後直後の患者に対して早期ニューロリハビリテーション手法として応用が可能であると考えられる．

5. まとめ

脳卒中患者における半球間抑制の問題を考慮し，MNS に基づいた 3D-VR リハビリシステムを開発した．本システムによる介入により，μ 波の有意な低減がみられ，MNS が有意に賦活するという結果が得られた．本結果から開発したシステムが，MNS に基づいたリハビリシステムとして応用できる可能性があることが示唆された．

参考文献

(1) 遠野ゆり，ミラーニューロンをめぐる研究動向の検証 - 神経細胞水準からみる「他者」の色合いの解明に向けて- ，法政大学キャリアデザイン学会，2015.
(2) 武市理史，脳卒中患者の麻痺側足関節背屈に対する Mirror Therapyの効果 －Single Case Design による検討－，第47回日本理学療法学術大会，Vol.39，No.2，2011
(3) Giacomo Rizzolatti，Laila Craighero，THE MIRROR-NEURON SYSTEM，Neurosci，Vol. 27，pp. 169-192，2004.
(4) Denis Ertelt，Action observation as a tool for neurorehabilitation to moderate motor deficits and aphasia following stroke，Neural Regen Res，2012.
(5) M.Osumi, A.Ichinose, Restoring movement representation and alleviating phantom limb pain through short-term neurorehabilitation with a virtual reality system, European Journal of Pain, Vol21, pp. 140-147,2016
(6) 金子文成，ヘッドマウントディスプレイを用いた自己運動錯覚様視覚刺激の持続的付与が皮質脊髄路および一次運動野内の興奮性に及ぼす影響 – 背景条件依存的な変化の差異と臨床応用への示唆- ，日本理学療法士協会，2015.
(7) A.Olsson, Learning fears by observing others: The neural systems of social fear transmission, SCAN, Vol. 2, pp. 3-11, 2007.
(8) L.M.Oberman, The human mirror neuron system: A link between action observation and social skills, SCAN, Vol. 2, 2007.
(9) 兒玉隆之，振動刺激による運動錯覚の脳内神経活動および機能的連関，理学療法学，第41巻第2号43~51頁，2014.

脳卒中後歩行・バランス障害に対する経頭蓋直流電気刺激の応用

Transcranial direct current stimulation for gait and balance disability after stroke

○ 万治淳史（埼玉みさと総合リハビリテーション病院）網本和（首都大学東京）
松田雅弘（城西国際大学）和田義明（玉川病院）稲葉彰（関東中央病院）

Atsushi Manji, Saitama Misato Sogo Rehabilitation hospital. Kazu Amimoto, Tokyo Metropolitan University.
Tadamitsu Matsuda, Josai International University. Yoshiaki Wada, Tamagawa Hospital. Akira Inaba, Kanto Chuo Hospital

Abstract: Transcranial direct current stimulation (tDCS) is used in a variety of disorders including upper limb paralysis, hemispatial neglect, aphasia, and apraxia, and its effectiveness has been demonstrated. Although gait ability is important for daily living, there were few reports of the use of tDCS to improve balance and gait ability. It previously reported that the supplementary motor area (SMA) potentially plays an important role in balance recovery after stroke. We aimed to investigate the effect of combined therapy Body weight supported treadmill training (BWSTT) and tDCS on gait function recovery of stroke patients.
Two BWSTT periods of 1 weeks each, with real tDCS (anode: front of Cz, cathode: inion, 1mA, 20minutes) on SMA and sham stimulation were randomized in a double-blind cross-over design. We measured time required of 10m walk test (10MWT) and timed up and go test (TUG) at the before and after each periods.
We found the real tDCS with BWSTT improved gait speed (10MWT) and applicative walking ability (TUG) significantly compared with BWSTT + sham stimulation period ($p<0.05$).
Our findings demonstrated the feasibility and efficacy of tDCS in the gait training after stroke. It is possible that the facilitative effects of tDCS on SMA resulted in improvement of postural control during BWSTT. The results indicated implications for the use of tDCS in balance and gait training rehabilitation after stroke.

Key words: stroke, transcranial direct current stimulation, body weight supported treadmill training

１．はじめに

近年､脳卒中(CVA)後の運動麻痺の回復に対し、経頭蓋直流電気刺激（Transcranial direct current stimulation：tDCS（図1)）などの非侵襲的脳刺激（Noninvasive brain stimulation: NIBS）の有効性が報告されている1)。対象となる障害は上肢運動麻痺、半側空間無視、失語、失行など多岐に渡り、その有効性について、報告されている。一方で、日常生活動作の再獲得に際してはバランス能力や歩行能力が重要となる がこれらを対象とした tDCS の適用を試みた報告は非常に少ない。

tDCS を用いた介入研究でバランスや歩行を治療目標としたものについては､パーキンソン病2）や小児麻痺3)を対象にしたものが見られる。これらの研究においては一次運動野（Primary Motor Area: M1）の下肢領域に対して tDCS を実施し、下肢運動機能や歩行能力改善に与える効果について検証している。

tDCS の刺激対象となると考えられている脳皮質とバランスや歩行との関連を見た際、M1 が下肢の随意的な運動の発現を担うのに対して、運動関連領野である運動前野（Premotor area：PMA）や補足運動野（Supplementary motor area ： SMA）が歩行運動の計画や調節を担っている。中でも SMA は歩行中のバランス保持において重要となる先行性随伴性姿勢調節（Anticipatory postural adjustments: APA’s）や歩行能力の回復に重要な役割を担っている4)。

図１：tDCS

我々は CVA 後片麻痺患者の歩行・バランス障害の改善のため、SMA に対する tDCS の適用の有効性について検証を行っている。

2. 研究①　補足運動野に対する tDCS がバランスに与える影響（健常者研究）

SMA に対する tDCS がバランスに与える影響に関する報告は少ない。研究①では健常者を対象とし、SMA への tDCS の適用について検証を行った。Kirimoto らは健常者を対象者とし、補足運動野に対する陰極刺激を行い、上肢挙上動作時の先行する下肢筋活動（APAs）に影響を及ぼすことを報告した。我々は脳卒中後患者への SMA-tDCS の適用に先立ち、陽極刺激による SMA の賦活がバランス能力に与える効果について検証を行った。

図２：電極貼付位置

対象は健常成人８名（男４名、女４名、平均25歳）であった。tDCS は陽極を SMA、陰極を外後頭隆起に貼付し、刺激強度 1mA、刺激時間 20 分間で実施した。評価は刺激前後で重心動揺計上、立位での上肢挙上動作、片脚立位保持動作を実施した。結果、刺激前後で上肢挙上動作中～後の重心移動総軌跡長の短縮、片脚立位保持中の重心移動総軌跡長の短縮が見られた。SMA に対する tDCS 陽極刺激により、SMA の持つ姿勢調整機能の促通が図られ、重心動揺の減少に寄与したと考えられる。

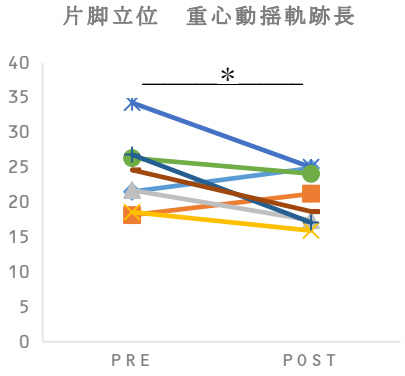


図３：SMA–tDCS による重心動揺変化

3. 研究②　脳卒中後患者に対する SMA-tDCS×BWSTT 併用療法の効果の検証

3.1　研究背景

tDCS の適用については他療法との併用療法が効果的であるとの報告があり [2]、CVA 後患者に対する tDCS の適用についても、tDCS の利点として挙げられる拘束性の少なさを活かして、他療法との併用療法についての報告が見られる。具体的には上肢運動麻痺に対する M1 上肢領域に対する刺激と CI 療法やロボティックトレーニングとの併用 [5]、半側空間無視に対する下頭頂回（Inferior parietal gyrus:IPG）に対する刺激とプリズムアダプテーションの併用 [6]、失語に対する下前頭回（Inferior parietal gyrus: IPG）に対する刺激とスピーチセラピーの併用 [7] などが挙げられる。

CVA 後歩行障害に対するトレーニング手法については部分免荷トレッドミルトレーニング（Body weight supported treadmill training: BWSTT）に関する報告がなされている。効果としては歩行速度の改善や歩行時姿勢の非対称性の改善などが挙げられている [8]。

我々は CVA 後歩行障害の改善に有効とされている BWSTT と姿勢調節に重要とされる SMA への tDCS を組み合わせることによって BWSTT による歩行の改善効果の促進が図れるのではないかと考えた。そこで本研究の目的は CVA 後片麻痺患者に対する BWSTT と tDCS の併用療法が歩行能力の改善に与える効果について、明らかにすることとした。

3.2　方法　tDCS×BWSTT

tDCS は、電極貼付位置は陽極を脳波測定時に使用する国際 10 - 20 法における Cz から頭部前後径の 15%（約４cm）前方を中心に貼付した。陰極貼付位置は外後頭隆起とした。刺激強度は 1.0mA とし、BWSTT 実施中の 20 分間刺激を行った。本刺激・偽刺激の設定はパスワード入力によって行い、対象者・介入実施者は刺激の種類はわからないようにした。

BWSTT について、実施頻度および時間は１日１回 20 分、実施期間は１週間とした。対象者はトレッドミル上で免荷機器によって、体重の 20%を免荷した状態で歩行を行った。歩行速度は対象者のトレッドミル上での最大歩行速度の 80～90%とした。トレッドミル上での最大歩行速度は歩行継続困難、本人内観、足のひきずりなどから決定した（図 4）。

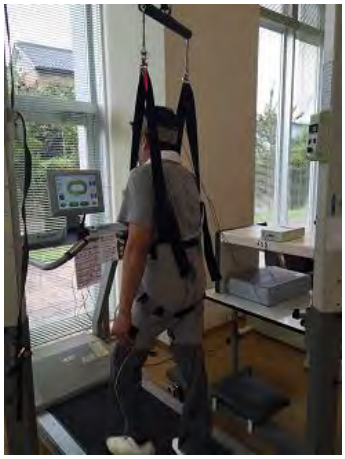


図４：tDCS・BWSTT 併用療法

3.3　シングルケースデザインによる検討

対象は CVA 後片麻痺患者２名（症例 X（中等度症例）：50 代男性　脳梗塞　BRSⅣ　足部装具歩行修正自立レベル．　症例 Y（十症例）：60 代男性　脳出血　BRSⅢ　杖＋金属支柱付き短下肢装具歩行見守りレベル）であった。各症例に対し、BWSTT＋ｔDCS（Real/Sham）の併用療法を実施。BAB デザインにて効果を検証した。

２症例共に Sham 刺激期間に比べ、Real 刺激期間において、10m歩行速度、Timed up and go test の所要時間短縮効果が大きかった。（図 5）

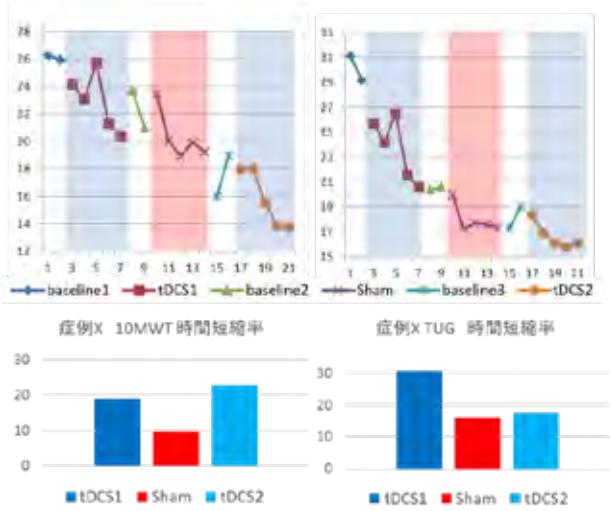


図 5：tDCS・BWSTT 併用療法の効果

3.4　ランダムクロスオーバーデザインによる検討

研究デザインには二重盲検ランダム化クロスオーバー比較試験を採用した。対象は回復期リハビリテーション病院入院中の CVA 後片麻痺患者 30 名（45-79 歳，男 21 名・女 9 名）であった。取り込み基準は①初発テント上病変、②歩行障害、③見守り～軽度介助で 20ｍ程度歩行が可能、④BWSTT が可能である者とした。除外基準は①運動療法を制限する整形外科的・内科的既往、②重度の認知症・高次脳機能障害を有する者、③頭部への金属の埋め込み、心臓ペースメーカー植え込みがある者とした。

研究のプロトコルは、取り込まれた対象をランダムに 2 群（A群・B群）に割り付け、2 期間の介入期間と各介入期間と各介入期間の前・後の評価期間を設定した。2 期間の介入期間には tDCS(本刺激)を実施する期間と BWSTT と偽刺激を実施する期間を設けた。一方の群（A群）には前半の期間で tDCS（本刺激）と BWSTT を実施、後半の期間で偽刺激と BWSTT を実施した。もう一方の群には BWSTT と併用する刺激の種類（本刺激・偽刺激）の順番を入れ替えて介入を行った(図 6)。

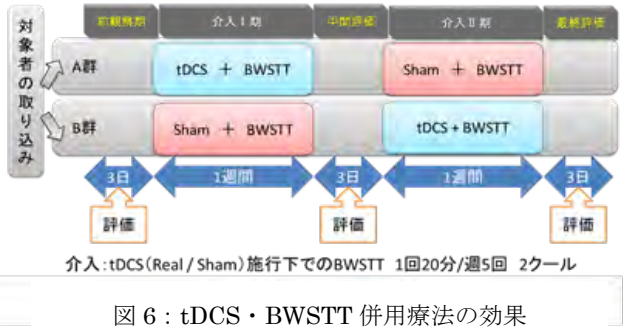


図 6：tDCS・BWSTT 併用療法の効果

主要評価項目として 10ｍ歩行(10MWT)、Timed up and go test(TUG)を実施し、各検査の所要時間を計測した。副次評価項目として、Fugl-meyer assessment 下肢項目(FM-L/E)、Performance oriented mobility assessment (POMA), Trunk impairment scale(TIS), Functional independence measure(FIM) の測定を行った。

結果、主要評価項目の 10MWT 所要時間、TUG 所要時間について、反復測定分散分析の結果、時期による主効果および時期と群による交互作用が見られ、単純主効果検定の結果、A・B 両群共、tDCS 本刺激実施後に他の時期との有意な差が見られた($p<0.05$)。

副次評価項目：下肢・体幹機能・バランス能力・日常生活動作自立度について、反復測定分散分析の結果、時期による主効果が見られた($p<0.05$)。群による主効果、交互作用は見られなかった。

		Pre test	Post test 1	Post test 2		
10mWT	A	17.2 ± 7.5	14.0 ± 5.7	13.2 ± 5.5	Main effect	p<0.05
	B	17.4 ± 5.7	16.3 ± 5.1	14.4 ± 4.0	Interaction effect	p<0.05
TUG	A	21.6 ± 12.8	17.0 ± 8.6	17.0 ± 9.4	Main effect	p<0.05
	B	21.5 ± 7.1	20.1 ± 6.1	17.9 ± 5.2	Interaction effect	p<0.05
FM L/E	A	22.3 ± 6.1	22.9 ± 5.5	23.1 ± 5.5	Main effect	p<0.05
	B	21.4 ± 4.8	21.7 ± 4.6	21.9 ± 4.6	Interaction effect	n.s.
TCT	A	81.9 ± 13.1	86.1 ± 10.0	87.0 ± 9.5	Main effect	p<0.05
	B	81.2 ± 13.8	83.7 ± 11.8	86.1 ± 10.0	Interaction effect	n.s.
POMA	A	21.7 ± 4.0	22.5 ± 3.5	22.9 ± 2.7	Main effect	p<0.05
	B	19.6 ± 3.4	19.8 ± 3.3	20.4 ± 2.8	Interaction effect	n.s.

*:Simple main effect analysis: Bonferroni post hoc test $p<0.05$

表 1：主要・副次評価項目結果

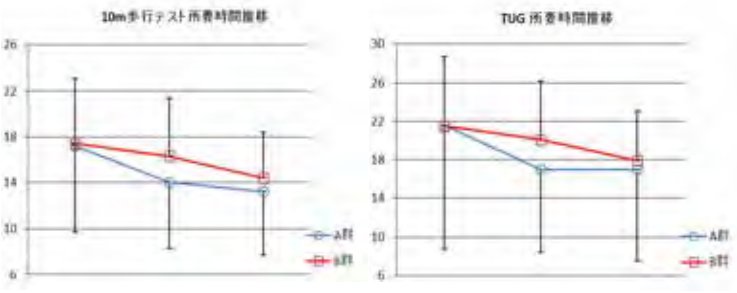


図 7：10m歩行テスト・TUG 所要時間　結果

4. 考察

研究①の結果から、SMA への tDCS は APAs（先行性の姿勢調節筋活動）に影響を与え、バランス課題におけるパフォーマンスに影響を与えることが示唆された。

研究②の結果から、CVA 後片麻痺患者に対する SMA への陽極ｔDCS が BWSTT による歩行能力改善効果の促進に寄与する可能性が示唆された。SMA による姿勢調節能について、上肢挙上動作に際し、先行的な筋活動を惹き起こすことによって、動作に伴う体幹の重心の動揺を抑え、安定した動作遂

行が可能になる[9]。歩行においては、立脚初期での前方への動揺に先行する股関節伸展方向への活動や遊脚に先立つ対側への重心移動などを行っている。パーキンソン病患者ではこのような体幹部での反応が欠如し、歩行中の体幹部での運動の減少が特徴として挙げられ、バランス能力の低下、転倒リスクの増大が問題として挙げられる[10]。CVA患者でも麻痺側立脚初期での体幹の前傾方向への動揺や麻痺側脚振出時に対側への重心移動、体幹での立ち直りが不十分となり、代償として、対側への体幹の側屈を行うことでバランスとして脆弱な状態が作り出されている[11]。

BWSTT はこのようなバランス的な負荷を軽減することで立位・歩行の遂行を助ける効果が期待されるが、健常人の歩行に比べ、体幹部の動揺は残存し、効率的なパターンでのステップの実現が阻害されていると考えられる。このような状態は BWSTT による歩行能力改善の効果を抑制する因子であると考えられる（図 8）。

CVA 後片麻痺者におけるバランス応答には SMA の活動が重要であり、リハビリテーションによるバランス能力の改善にも SMA が関与することが報告されている[12]。本研究で用いた SMA に対する anodal tDCS が SMA の活動を高め、ステップに伴う体幹の動揺の軽減や移動するベルトに合わせた重心移動といったバランス反応の促通が行われ、BWSTT による歩行改善効果を高めた可能性や、バランス能力の再学習・再獲得に寄与した可能性が考えられた。

先行研究では M1 に刺激を行い、歩行能力の向上が見られている[13]。機序として、下肢の随意性の向上が考えられる。tDCS の機器的な特性（刺激が広範囲に渡って入力される）から両電極間に存在する M1 への刺激が入力され、歩行中の下肢機能の促通に寄与し、トレーニング効果の改善の助けとなった可能性も考えられる。今後、電極位置を変えての比較対照研究や歩行中の体幹の動揺に関する検討や動作解析や重心動揺分析といった運動学・運動力学的分析を用いた立位・歩行バランスに与える効果に関する検証が必要である。

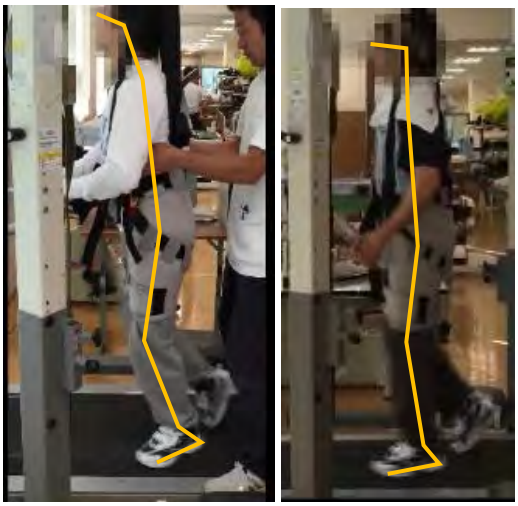


図 8：SMA-tDCS 実施による姿勢変化

副次評価項目である下肢機能・体幹機能・バランス能力・日常生活動作に関する検討でｔＤＣＳ本刺激を付与したことによる有意な改善効果の増大は見られなかった。介入期間が短かったことや主要評価項目で用いた所要時間を変数とした場合に比べ、感度が低かったことが原因として考えられる。

5. 今後の課題

本研究で用いている tDCS は刺激範囲が広く、深達度に関して様々な報告がなされており、SMA 刺激に関しては未報告である。tDCS 実施中の刺激範囲・深達度に関するシミュレーションや実施中～後の脳活動変化に関する検証が必要である。

CVA 後片麻痺者の麻痺やバランス、歩行能力の改善には様々なパターンが見られ、tDCS 実施による影響や効果の検証に際しても、これらの複雑なパターンに関する分析が必要であると考える。

倫理的配慮：本報告に関連する研究について、埼玉みさと総合リハビリテーション病院倫理委員会、首都大学東京の倫理委員会の承認を得て実施しており、対象者には研究内容の説明と同意を得た。tDCS の実施については臨床神経生理学会のガイドラインに準じて、取り込み・除外基準の設定と刺激条件の設定を行った。

参考文献

1) Jodie Marquez et al. Transcranial direct current stimulation (tDCS): Does it have merit in stroke rehabilitation? A systematic review. Int J Stroke. 2015
2) Kaski D et al. Combining physical training with transcranial direct current stimulation to improve gait in Parkinson's disease: a pilot randomized controlled study. Clin Rehabil. 2014.
3) Grecco LA et al. Effect of a single session of transcranial direct-current stimulation on balance and spatiotemporal gait variables in children with cerebral palsy: A randomized sham-controlled study. Braz J Phys Ther. 2014.
4) Takakusaki K. Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. J Mov Disord. 2017.
5) Simonetti D et al. Review on the Effects of tDCS Coupled with Robotic Therapy in Post Stroke Upper Limb Rehabilitation. Front Hum Neurosci. 2017.
6) Làdavas E et al. a-tDCS on the ipsilesional parietal cortex boosts the effects of prism adaptation treatment in neglect. Restor Neurol Neurosci. 2015
7) Galletta EE et al. Use of tDCS in Aphasia Rehabilitation: A Systematic Review of the Behavioral Interventions Implemented With Noninvasive Brain Stimulation for Language Recovery. Am J Speech Lang Pathol. 2016
8) Takeuchi N et al. Rehabilitation with poststroke motor recovery: a review with a focus on neural plasticity. Stroke Res Treat. 2013
9) Varghese JP et al. Cortical control of anticipatory postural adjustments prior to stepping. Neuroscience. 2016
10) Jacobs JV et al. The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in participants with and without Parkinson's disease. Neuroscience. 2009.
11) Oyake K et al. Validity of gait asymmetry estimation by using an accelerometer in individuals with hemiparetic stroke. J Phys Ther Sci. 2017
12) Fujimoto H et al. Cortical changes underlying balance recovery in patients with hemiplegic stroke. Neuroimage. 2014
13) Tahtis V et al. The effect of single session bi-cephalic transcranial direct current stimulation on gait performance in sub-acute stroke: A pilot study. Restor Neurol Neurosci. 2014

触覚・視覚フィードバックを組み込んだ手の感覚機能訓練システムに関する研究

Research of Hand Sensory Rehabilitation System Incorporated Visual and Tactile Feedback

○武田桂祐（芝工大），萩原悠太（芝工大），李虎奎（芝工大），斉藤之男（芝工大），
山本紳一郎（芝工大），米田隆志（芝工大）

Keisuke TAKEDA, Shibaura Institute of Technology
Yuta HAGIWARA, Shibaura Institute of Technology
Hokyoo LEE, Shibaura Institute of Technology
Yukio SAITO, Shibaura Institute of Technology
Shinichiro YAMAMOTO, Shibaura Institute of Technology
Takashi KOMEDA, Shibaura Institute of Technology

Abstract: In this study, we are developing a rehabilitation device and its system for restoring motor function and sensory function for paralyzed patients. This system can encourage to recovery sensory function by the way which the gear applies the mechanical stimulus to the palm when the user grasping the columnar rubber tube installed in the device. Furthermore, it can also encourage to recovery the motor function by measuring the grasping force and displaying it at the same time as the target value on the GUI. In this paper, we report on results of target value tracking experiment and sensory point measurement experiment by this system to healthy subjects and proposal of new design plan for equipment based on these experimental results.
Key Words: Paralysis patients, Hand Rehabilitation, Tactile sensory, Visual feedback

1.　序論

健常者の把持動作は，感覚機能と運動機能を協調させることで，適切な把持動作を可能にしている．脳卒中などにより手に麻痺などの後遺症を持った場合，物を持つなど把持動作が困難になることが多い．これまでの手の訓練は，運動機能に重点が置かれていた．例えば，ロボットハンドによりアシストすることで手の開閉機能は訓練されるが，手の感覚機能に関しては改善に至っていない．掌には触圧覚に関する機械受容器としてマイスナー小体とパチニ小体が存在し，これらが刺激を感じるそれぞれの刺激周波数は 3~40[Hz]，40~500[Hz]である[1]．手の感覚障害において患者の障害の程度に合わせた閾値（刺激を感じることのできる最小の値）付近で振動刺激を一定時間与えることにより脳細胞の活性化が促され，一層の感覚障害の改善が期待されている[2]．

現在，神経学的検査として，モノフィラメントを使用して受容器の閾値を検査する方法，音叉を使用して刺激周波数を調べる手法およびディスク・クリミネータを使用した二点識別法がある．

本研究では手の感覚を改善させる手の感覚機能訓練装置，手の感覚の程度を測定し回復の評価を行う手の感覚点分布計測装置を開発した．これらの装置により，感覚特性および装置の有効性を検証した．

2.　手の感覚機能訓練システム

2.1　システム構成

本研究で考案した手の感覚機能訓練システム（以下，HSRS : Hand Sensory Rehabilitation System と記す）の構成を図 1 に示す．HRDS の構成は，手に連続的に機械的触覚刺激を与え，同時に使用者の把持機能を評価する感覚機能訓練装置，装置を制御するコンピュータ，装置から得られたデータを表示させる外部モニタで構成される．把持訓練と機械的触覚刺激により，大脳皮質にフィードバックすることで訓練の相乗効果を狙う．

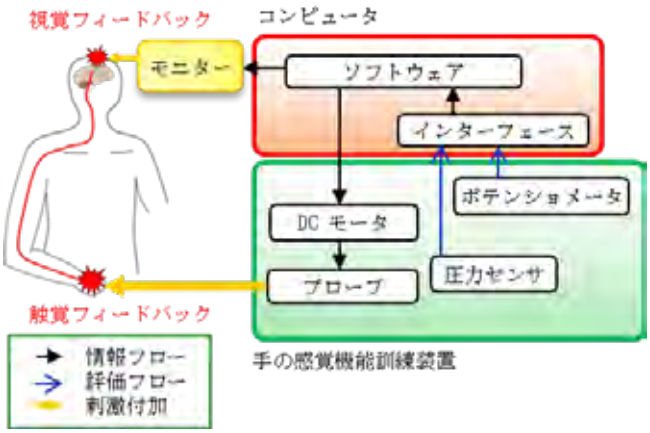


図 1　HSRS のシステム構成

2.2　感覚機能訓練装置

本装置には中に歯車を組み込んだプローブが設置されており，DC モータにより歯車を回転させる．被験者が，そのプローブを把持することにより掌に機械的接触圧刺激を連続的に与える．刺激付与用プローブ内には，数 15 の歯車が設置されており，歯車による刺激は最大振幅 3mm，最大接触力は 160[N]，周波数は 30[Hz]から 200[Hz]まで変更可能である．手の感覚機能訓練装置の概略を図 2 に示す．

チューブ内には油が充填されており把持時のチューブ内内圧を圧力センサで検出し，対象者の把持力を計測することが可能である．掌への連続刺激時のプローブの回転数，および回転角度をポテンショメータより検出し，刺激の回数，刺激の強度の指標とする．油を用いることでプローブの刺激を掌に伝えやすい上に，微小な把持力を検知しやすいという利点があげられる．手の感覚機能訓練を使用した様子を図 3 に示す．

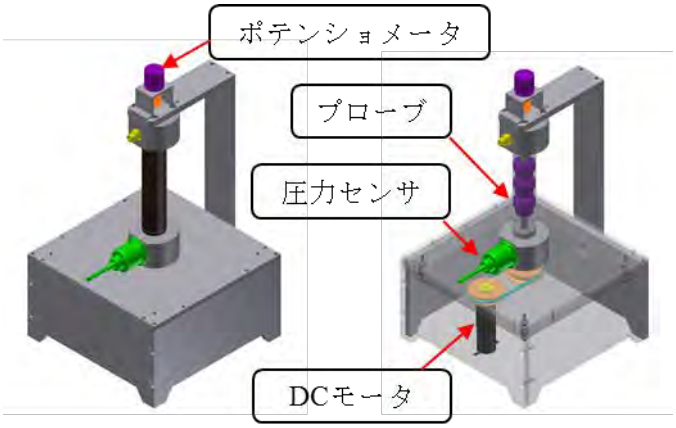


図 2　手の感覚機能訓練装置の概略図

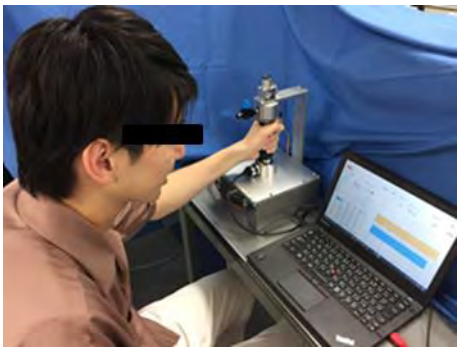


図 3　手の感覚機能訓練装置を使用した様子

2.3　ソフトウェア

感覚機能訓練装置により検出されたデータを処理，各装置にフィードバック，DC モータを制御し，外部モニタにデータを出力する．本ソフトウェアは Visual C++によって作成された．図 4 に HSRS で使用する GUI を示す．このアプリケーションは橙色で表された目標値が変化し，被験者は青色で表される把持力を橙色に合わせるように把持力を発揮する．

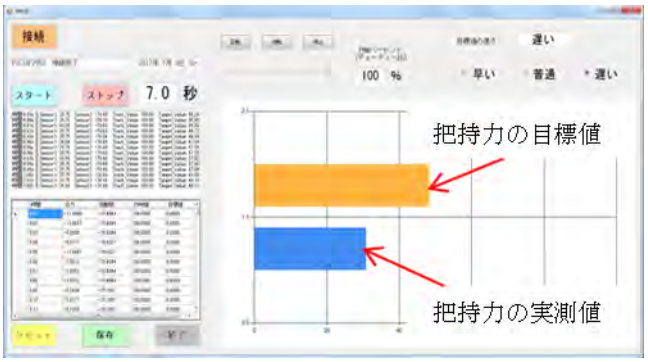


図 4　HSRS で使用する GUI

3.　手の感覚点分布計測装置

3.1　装置の概要

本装置は，掌にかかる圧力を板バネのひずみを利用して検出することで手の感覚の回復度合を定量的に評価することを可能とする．図 5 に手の感覚点分布計測装置，図 6 に手の感覚点分布計測装置を用いた実験の様子を示す．

本装置は人に使用することから安全面を考慮する必要がある．そこで Z 軸のモータをひずみゲージの圧力値を用いてプローブが手に当たってから 3[mm]の深さに達した際に下降を安全のため停止させる．また，装置に使用するモータは位置決めが容易なステッピングモータを用いた．そのため，計測値の精度および安全性の向上につながっている．

本装置は，被験者自身がスイッチを操作し，プローブが接触したと感じた点を計測する．その点をひずみゲージにより計測し，マイコンにより自動制御され，一回の計測が終了すると次の計測位置へ自動的に移動するプログラムとなっている．

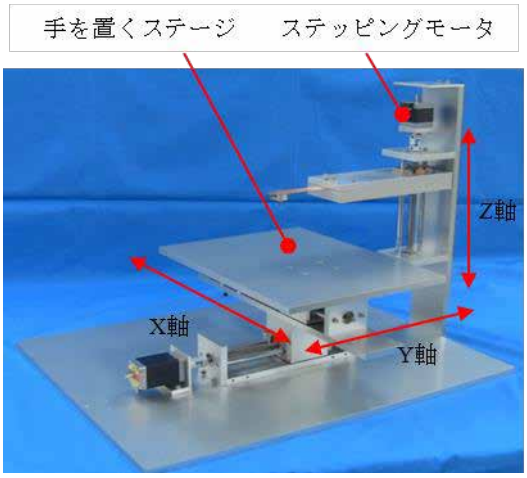


図 5　手の感覚点分布計測装置

図 6　手の感覚点分布計測装置を用いた様子

4.　手の感覚点分布計測実験

4.1　実験目的および方法

本実験は，手の感覚を定量的に評価することが可能であるかを検証すること，および麻痺患者の手の感覚を評価するために，健常者の手の感覚の測定を行い感覚の指標作成を目的とする．手の感覚点分布計測位置は図 7 に示す．

被験者は神経系，筋骨格系に異常がなく，既往歴のない若年健常者 26 名（年齢 22.9 歳±SD1.9）とした．また表 1 に示すように，被験者を利き手，性別，スポーツ経験の有無で分類した．計測箇所は片手につき 4 箇所で 1 箇所につき 100 点を計測する．さらに計測の際，対象者は視覚による影響を無くすため閉眼で行い，開始や終了の合図は研究担当者が口頭により指示をした．

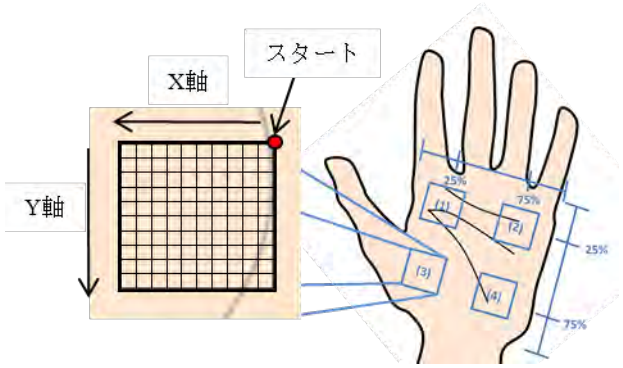


図 7　計測位置

表 1　被験者の内訳

1	手を使用したスポーツ経験有	11 人
2	手を使用したスポーツ経験無	9 人
3	スポーツ経験無	6 人
1	男性	17 人
2	女性	9 人
1	右利き	24 人
2	左利き	2 人

4.2　実験結果および考察

本実験に参加した被験者全員が手の感覚点分布計測実験を遂行することが可能だった．実験結果の一部として指先付近と手首付近の比較を図 8 に示し，男女間の比較のグラフを図 9 に示す．

すべての被験者において手首付近の感覚よりも指先付近の感覚の方が良いことが確認され統計的有意差があった．下條らは，モノを把持するときに指先付近に把持圧力が集中すること[3]，受容器が密集していることが考えられる[1]．したがって，この装置を用いて手の感覚を計測可能であることが確認できた．さらに我々はこれを受容器の違いとして検討中である．本研究の結果から，感覚の回復度合いを評価する際には把持の際に使用される指先付近を評価の対象にするのが良いと考えられる．また，感覚機能は利き手の方が非利き手よりも優れていることや男女間においては女性の方が優れている傾向にあった．これは，一般的な結果と一致している[2]．また，スポーツ経験の無い人の方が優れてる傾向にあった．これらはいずれも統計的な有意差はなかった．

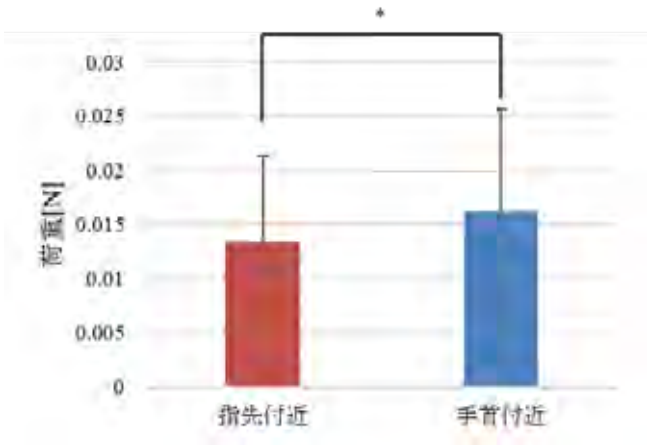


図 8　感覚点分布の比較

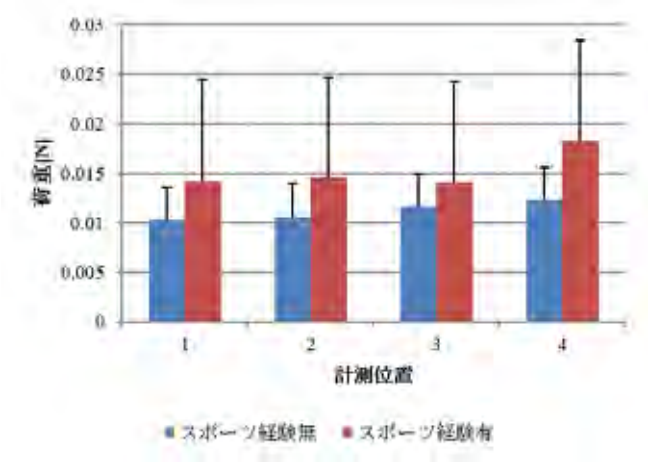


図 9　運動経験による比較

5.　目標値追従実験

5.1　実験目的および方法

本実験では，開発した手の感覚機能訓練システムを健常者が使用した場合どのような特性を示すかを調査し，麻痺患者に訓練を行う際の評価指標とすることを目的とする．

被験者は手の感覚点分布計測実験に協力していただいた 26 名を対象に開眼座位，両手で実験を行った．また，麻痺患者のような感覚障害を模擬するため，被験者に図 10 に示すような二種類の手袋をして実験を行った．実験方法としては，図 4 に示すように把持力に対する目標値を PC モニタ上に表示し，被験者には実測値を目標値に合わせるように把持力を調整してもらう．本実験では，モニタに表示される目標値を 4[sec]のインターバル後，目標設定値まで 5[sec]かけて徐々に増加させていき，その後 5[sec]の間同じ設定値を維持し，その後 5[sec]かけて徐々に減少するように設定した．被験者にはこの一連の動作を 1 セット行ってもらった．以上の動作を，十分な練習後，被験者に 3 回繰り返してもらった．触圧覚刺激はマイスナー小体とパチニ小体の両方で感じる 40[Hz]の振動刺激を掌に与え，目標把持力を 80[N]に設定した．

図 10　本実験で使用する手袋

5.2　評価方法

本実験の評価項目として，図 11 に示す 6 項目を選定した．1 は「把持力の目標値に対して定常状態までの時間（s）」，2 は「目標値に対するオーバーシュートの大きさ（N）」，3 は「減衰後の把持の安定性（N）」，4 は「「3」の平均値（N）」，5 は「把持力 0 から立ち上げていく際の残差の大きさ（N）」，6 は「把持力の最大値から下がっていく際の残差の大きさ（N）」となっている．

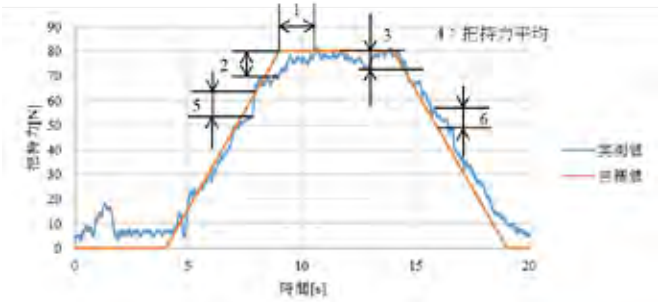


図 11　本実験の評価項目

5.3　実験結果および考察

本実験の結果を図 12 から図 14 に示す．図 12 は手袋の装着の有無の比較，図 13 は運動経験による比較，図 14 は感覚機能による比較を示している．

まず，利き手と非利き手で特徴的な差はなかった．したがって，表示する結果のグラフは利き手のみとする．

本実験の結果として，手袋の装着の有無で特徴的な差はなかった．今回は健常者に手袋を装着してもらったため，表在感覚は鈍らせることができたが，運動覚，位置覚を含む深部感覚には影響を与えていない．そのため本実験では，特徴的な差を見ることができなかったと考える．したがって，今後は装置使用後の深部感覚も含め評価をしていく必要がある．また，運動経験で分類した場合，特徴的な差はなく，男女間では特徴的な差があった．さらに，4 章の感覚点分布計測実験において感度が良かった人とそうでなかった人を比較した場合，図 14 のような傾向が見られた．No.1 の場合は，感度の良い人は感度の悪い人より差が大きかったが，その他の項目は比較的，感度の悪い人の方が目標値との差が大きくなる傾向にあった．特に，No.6 の最大値では統計的に有意差が見られた．これは，手の機能として，把持の際に手を開く動作であり健常者でも不安定な動作に成りがちである．以上のことから，感覚機能が優れている人は把持能力も優れていることが示唆された．

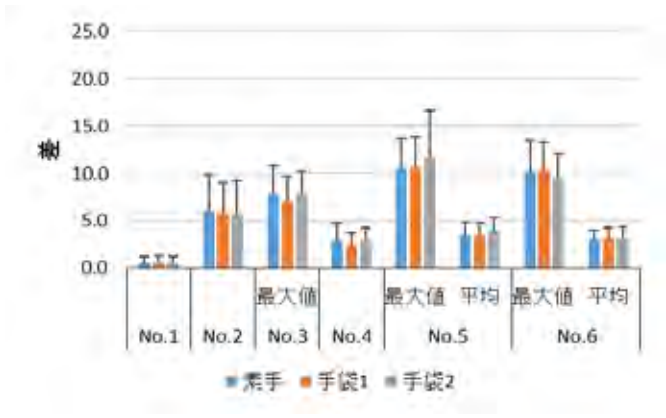


図 12　手袋の装着の有無の比較

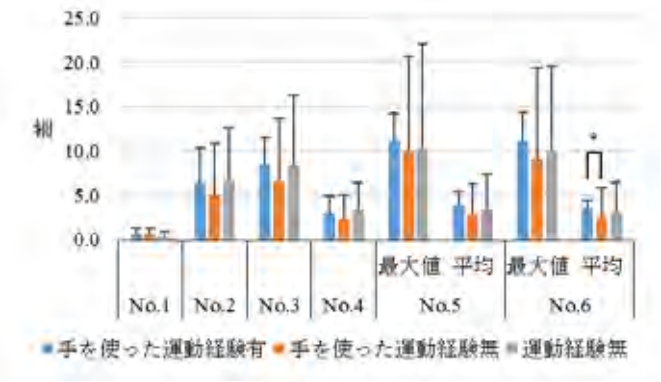


図 13　運動経験による比較（*：$p < 0.05$）

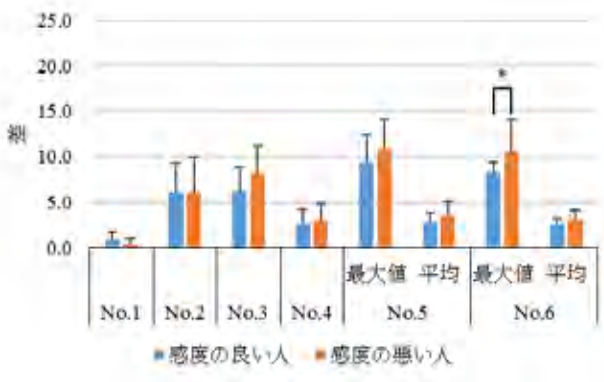


図 14　感覚機能による比較（*：$p < 0.05$）

6.　結論

本稿では，開発した装置の有用性を評価するために健常者を対象に二つの実験を行った．感覚点計測分布実験では，被験者を手の計測位置や運動経歴により分け，比較することによって装置の有用性を確認できた．目標値追従実験では，手袋の装着の有無や運動経験による比較では特徴を見ることができなかったが，男女間での比較および感覚機能による比較では特徴を見ることができた．したがって，感覚機能に優れた人は運動機能にも優れていることが示唆された．

今後はこの実験結果をもとに，装置の改良および考案をし，麻痺患者への効果を検証していく予定である．

参考文献

[1]Eric R. Kandel et.al，『PRINCIPLES OF NEURAL SCIENCE』，pp.431-437，（2000）．

[2]辻尾昇三，『手指接触覚障害の検査・訓練装置の開発とその臨床応用』，日本機械学会九州支部講演論文集，pp.253-254，(2003).

[3]下条誠他，『把持力の計測』，可視化情報 Vol.17 No.65，p.10，（1997）．

視覚障害者の聴覚空間認知訓練システム

Wide-Range Auditory Orientation Training System (WR-AOTS)
for the People with Visual Impairment.

関 喜一
Yoshikazu SEKI

国立研究開発法人 産業技術総合研究所
National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)

要旨

視覚障害教育・リハビリテーションにおいて、音情報を利用して周囲の状況を認知する技能（聴覚空間認知）を獲得する教育・訓練はとても重要である。筆者は、仮想空間の中でこの技能の訓練を行うシステムを開発し、2013 年 4 月より視覚障害関係者への提供を開始し、その後継続的にアップデートを行っている。本発表では、訓練システムの開発の経緯から実用後の経過までを概説する。

1. はじめに

傷病等により失明した視覚障害児・者にとって，光ではなく音によって周囲の状況を認知する技能（この技能を以後“聴覚空間認知（auditory orientation）”と呼ぶ）を獲得することは歩行・生活能力を獲得する上で不可欠である．視覚障害者にとって必要な聴覚空間認知には，自動車のように音を発している物体を知覚する“音源定位（sound localization）”のみならず，壁や柱のように音を発していない物体を反射音などにより知覚する“障害物知覚（obstacle perception）[1]”と呼ばれる技能も含まれる．

現在視覚障害教育・リハビリテーションの現場における聴覚空間認知の訓練の現状は，本物の生活環境・歩行環境において実際に被訓練者が歩行し，ひたすら周囲の音情報を聞き取って周囲の状況を認知する聴取経験を積み重ねて行くことに依存しているのが現状である[2]．しかし，訓練を開始したばかりの“初心者”の視覚障害者には，実際に自動車が往来する実環境での訓練は危険を伴う場合があり，また様々な音響が混在する実環境から，聴覚空間認知に必要な音の手がかりを選択的に聴取することは困難を極める場合がある．さらに，実環境の訓練では，実際に訓練を実施する地域に存在する実在の状況に訓練内容が限定されてしまう．訓練の安全性を向上させ，また訓練の効率化・多様性を確保し，さらには社会復帰までの短期間化を計るためには，実環境でやみくもに聴取経験を蓄積する訓練を行うだけではなく，安全かつ体系的な聴覚空間認知訓練を行うことが効果的である．

このような背景を踏まえ，筆者は，2003 年より，頭部伝達関数を応用して，視覚障害者の訓練環境の音を 3 次元的に再現する聴覚空間認知訓練システム（Auditory Orientation Training System, AOTS）の開発を開始し，10 年間の研究期間を経て，2013 年に実用化した．システムソフトウェアはア視覚障害関係者に無償で提供している．その後も、システムソフトウェアのアップデートを継続的に公開している．本稿では，この聴覚空間認知訓練システムの開発と実用化の経緯を概説する．

2. 聴覚空間認知訓練システムの原理

訓練システムの原理は次の通りである（図１）．

視覚障害者の訓練を実施する指導員は，最初に訓練内容についてカリキュラムを考案し，その中で使用する訓練環境を設計する．例えば，“自動車が道路の上を通過する音を聞いて，道路が敷設されている位置と方向を認識する技能を訓練生に習得させる”というカリキュラムを実施する場合は，“道路の上を自動車が走行している環境”を訓練環境として設計する．

次に，指導員によって設計された訓練環境を，訓練システムは頭部伝達関数を応用した 3 次元音響技術により立体音響的に再現して訓練生に提示する．提示の際，音情報は，初心者にも聞き取りやすく理解しやすいように強調して提示する．これにより訓練生は，実際に自分が訓練環境の中にいるかのような感覚で，周囲の音情報を実環境よりも明確に聴取でき，聴覚空間認知のメカニズムを分かりやすく学習できる．

さらに頭部位置方向計測技術によって，実環境で訓練生が頭部を回転または移動した場合，その位置方向変化を検出して 3 次元音響システムに伝え，これに合わせて音像位置を変化させる．これにより，あたかも訓練環境中で自分の頭部が同様の動きをしたかのような音の変化を体験することができる．

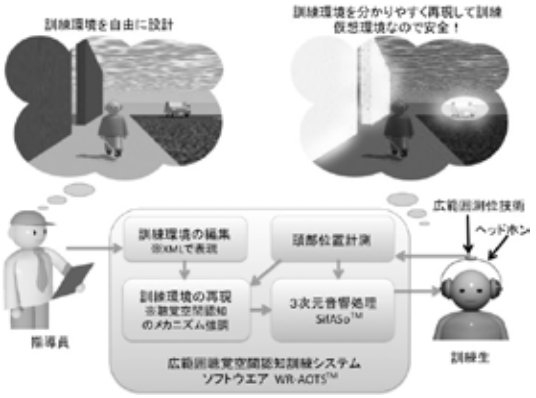


図 1　聴覚空間認知訓練システムの構成

3.　最初の聴覚空間認知訓練システム

最初の聴覚空間認知訓練システムの開発は，2003 年から開始し，2005 年に完成した[3]（図 2）．この研究開発は，厚生労働科研費の補助を受け，国立障害者リハビリテーションセンター学院視覚障害学科と共同で行った．以下に詳細を説明する．

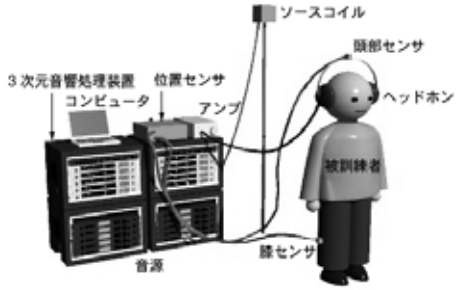


図 2　最初の訓練システムの構成

3 次元音響を実現するためには，頭部伝達関数と原音信号をリアルタイムで畳込積分できる高速の演算が必要となるため，2000 年代前半では専用のデジタル信号処理用集積回路（以下 DSP）を用いた音響エフェクタを用いることが一般的であった．最初の訓練システムでも，専用 DSP を実装した市販の 3 次元音響エフェクタ（Roland 社 RSS-10）を 10 台並列で作動させて，10 音源分の 3 次元音響を実現した．

頭部位置方向計測技術については，市販の磁気位置方向センサ（Polhemus 社 3SPACE Fastrak）を導入した．この磁気位置方向センサは，ソースコイルから磁場を発生させ，位置方向検出対象物にセンサコイルを設置すると，センサコイルが磁場を検出してその位置と方向を高精度で計測する原理のものであった．価格は 100 万円を超えるものであるが，位置 1 mm，方向 1 deg の精度で計測が可能であり，研究用として一般的に使用される機種であった．位置方向検出範囲は，ソースコイルからの磁場が届く約 1 m 以内の範囲に限られているため，訓練生は実際に実環境で歩行することはできなかった．そのため，訓練環境内で移動するためには，実際に歩行するのではなく，その場で“足踏み”することで歩行の代用とした．足踏み検出のために，訓練生の頭部に加えて，膝にもセンサコイルを装着した．膝センサが膝の上下の動きを検出すると訓練生が足踏みをしているものと判断し，上下動の速さや大きさに応じて歩行速度も変化するものとした．

訓練カリキュラムについては，訓練環境の構成要素として，(1)音源，(2)壁，(3)道，および(4)目印（ランドマーク）の 4 つの要素を配置する方法を考案した．(1)“音源”は，点音源であり，自動車や店など訓練環境中で音を発する物体を表現するための要素である．これにより“音源”は，音源定位の訓練に使用することができる．またその他に，訓練環境内の東西南北に相当する 4 方向から環境音を発することができるものとし，訓練環境が本物の屋外の実環境のように音に包まれた印象を作り出すことができるものとした．(2)“壁”は，それ自身は音を発しないが，前述の音源から発せされた音を反射及び遮音するものとした．これにより“壁”は，障害物知覚の訓練に使用することができる．(3)“道”と(4)“目印”は，音響的な機能を持たない要素であるが，指導員が訓練環境を設計する際に“町並み”をイメージする手助けとなるように要素として加えた．以上 4 つの要素を用いて，国立障害者リハビリテーションセンター学院視覚障害学科の指導員に，歩行訓練で習得すべき代表的な訓練環境の作成を依頼した．訓練システムには，指導員が訓練環境を自由に編集することが出来る編集用インタフェースを実装し，指導員はこれを使用して訓練環境を編集した．

開発した訓練システムの有効性を評価するために，国立障害者リハビリテーションセンターにおいて検証実験を行った[4]．その結果，安全な仮想空間内で訓練環境を構築して訓練を行った場合のストレス軽減効果が，危険を伴う実環境中での訓練効果と遜色がないことが分かった．また，音を手がかりにする歩行訓練においては仮想環境訓練のほうが従来の実環境訓練より有効であることも示された．

しかし，視覚障害リハビリテーションの現場への導入のためには幾つかの課題が残されていた．

最初の課題は価格である．3 次元音響を再現するための専用 DPS を実装したエフェクタは当時 1 台約 30 万円の高価なもので，最初の訓練システムではこれを 10 音源分の 10 台使用していた

ため，これだけで約 300 万円となってしまった．さらに頭部位置方向計測のために使用した磁気センサも 100 万円を超えており，その他に原音を録音するレコーダや制御用コンピュータなどを合わせると，約 500 万円の価格となってしまった．視覚障害リハビリテーションなど“福祉”の現場は，“医療”の現場とは異なり，高価なシステムを導入する経済力は持っていない．現場導入のためにはコストダウンが必須の課題であった．

また，システム本体も大型で持運びすることは出来ない．視覚障害者のリハビリテーションには，訓練生が訓練施設で訓練を受ける“通所・入所型訓練”の他に，指導員が訓練生の自宅に訪問して訓練を実施する“訪問型訓練”も盛んに行われている．本体が持運びできなければ，訪問型訓練に対応できない．小型化も急務であった．

さらに，前述の通り最初の訓練システムで使用している磁気位置方向センサは，計測範囲が約 1 m しかなく実際に歩行することができないため，その場で足踏みを行って歩行の代用とする不自然な方式を採用している．この場合，訓練生は，歩行することによって生じるはずの加速度フィードバックを体感できないことになる．計測範囲の制限をなくすることにより，実際に訓練生が歩行動作を行えるようにすることが望ましい．

以上の問題を解決し，訓練システムを実用化するために，新たな取り組みを行うこととした．

4.　広範囲聴覚空間認知訓練システム

実用版の訓練システムの開発を 2006 年より開始した．この研究開発は，東北大学電気通信研究所共同プロジェクト研究及び財団法人大川情報通信基金研究助成の補助を受け，東北大学電気通信研究所，東北福祉大学など幾つかの研究機関と共同で行った．

頭部伝達関数の処理のために，最初の訓練システムを開発した 2000 年代前半は専用 DSP を使うのが主流であったが，その後，コンピュータ技術の進化に伴い，汎用のパーソナルコンピュータ（以下 PC）の中央処理装置（以下 CPU）でも頭部伝達関数の畳込積分演算がリアルタムで行えるようになった[5]．汎用 PC は視覚障害者の情報アクセシビリティを確保するツールとして既に視覚障害リハビリテーションの現場にも普及していたため，もし汎用 PC を演算装置として利用できれば，現場は新たな機器を購入する必要がない．また，ノート PC を使用すればシステム本体が小型化できるため，持運びの問題も解決する．実用版の訓練システムでは，東北大学電気通信研究所の研究グループが開発した汎用 PC による 3 次元音響ソフトウェア SiFASo (Simulative environment for 3-D Acoustic Software)[6]を導入することとした．SiFASo による再現可能な音源数は CPU の処理速度に依存するが，2006 年当時一般的であった Pentium IV 2 GHz クラスの性能があれば 8 音を同時に再生可能であり，現在主流となっている高速の CPU では，それ以上の複数音源の再生が期待でき，最初の訓練システムと同等の性能を確保できる．

頭部位置方向計測技術については，高価・高精度・狭計測範囲の磁気センサの代わりに，量産品として一般に市販されている GPS や MEMS ジャイロ・加速度センサなどの技術を実用版の訓練システムに導入することとした．これらは数千円～数万円と低価格であり，現場の経済的負担を軽減できる．また計測範囲に制限がないので，最初の訓練システムのように“足踏み”で代用する必要はなく，実環境内で訓練生が実際に歩くことが可能となる．これにより，例えば盲学校のグラウンドなどのように広くて構造物のない敷地を用いて，その中で訓練生を実際に歩かせながら安全な訓練を実施でき，訓練生は，歩行することによって生じる加速度フィードバックを体感しながら訓練を受けることができる．しかしなら，量産されている低価格・広計測範囲のセンサ類は，一般に精度が悪く，ノイズや大きな誤差を含んでいる．訓練システムに導入するためには，精度を向上させる技術を新たに導入する必要がある．検討の末，量産されていて入手が容易な市販のゲームコントローラ（任天堂社 Wii リモートプラス，価格約 4 千円）を使用することとし，精度向上のアルゴリズムを継続的に検討して行くこととした．

以上の結果，実用版の訓練システムは，ノート PC，ヘッドホン，及び位置方向センサのみで構成することができた．小型軽量であるため，訓練生はこれを装着した状態実際に歩くことが可能である．この実用版の訓練システムは，頭部位置方向計測技術として計測範囲に制限のない広範囲測位技術を使用していることから，“広範囲聴覚空間認知訓練システム（Wide-Range AOTS, WR-AOTS）”と命名した．（図 3）

実用版の訓練システムは，まず 2010 年に，一部機能制限のある β 版を公開し，国立障害者リハビリテーションセンター学院視覚障害学科（視覚障害者の訓練を行う指導員の養成課程）において教育用として導入を開始した．続いて 2013 年に，全ての機能を実装した正式版を公開した[7]．以降，システムソフトウェアは視覚障害関係者に無償で提供している．

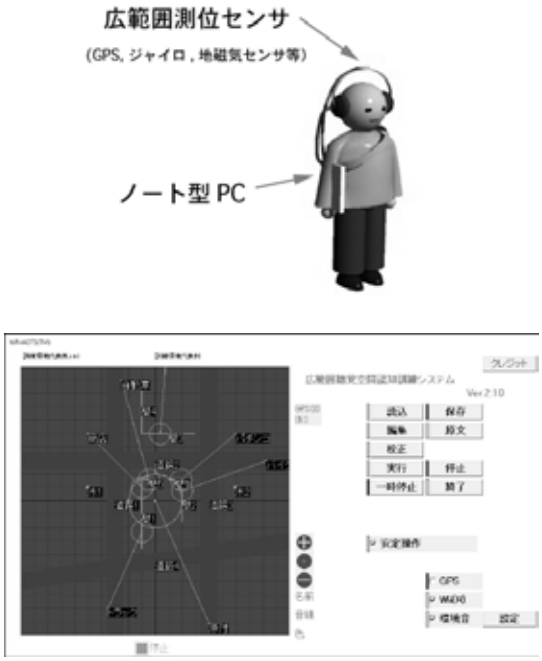


図 3　　実用版の訓練システム
上：訓練システムの構成
下：訓練システムのユーザインタフェース

5.　聴覚空間認知訓練システムの改良

正式版公開後も，継続的に改良を行い，アップデートとして提供している．主な改良点は以下の通り．

- 音源の旋回を可能にした．これにより，自動車がカーブを曲がる様子を再現できるので，自動車の走行音で交差点を発見する訓練が可能となった．（2014 年 4 月）
- 公共の音のルールに基づいた訓練環境データを追加した．“公共空間の音案内，”“異種鳴交式音響信号機，”及び“静音車両接近通報装置”など，公共の音のルールに基づいた訓練環境データを追加した．これにより，歩行訓練の中で覚えなければならない公共の音のルールを学習することができるようになった．（2014 年 7 月）
- 頭部位置方向計測の精度向上を行った．ゲームコントローラ内臓の加速度センサから得られる誤差を含んだ加速度値から，精度よく歩行移動情報を検出するアルゴリズムを導入した．これにより，訓練生の歩行移動を仮想空間に正確に反映できるようになった．（2015 年 8 月）
- 自動車の停止・発進の動作、及び減速・加速によるエンジン音の変化を再現可能とした．これにより、自動車の音を手がかりに、横断歩道が横断可能な状態にあるか否かを判断する訓練が可能になった．（2016 年 5 月）．

6.　おわりに

聴覚空間認知訓練システムは，2013 年 4 月の正式版公開以降，2017 年 7 月現在まで，視覚障害関係者を対象として国内外約 90 件に配布しており，視覚障害者の社会復帰の手助けをしている．今後も改良研究を行い，アップデートを継続的に公開[8]していく予定である．

今後，頭部伝達関数を利用した音響技術の発展に伴い，視覚障害者の教育・リハビリテーションにおける訓練もより高度で確実なものとなるであろう．

謝辞

本報告で紹介した研究開発の一部は，以下の助成を受けた．

- 平成 15 年度厚生労働科学研究費補助金感覚器障害研究事業“3D サウンドを利用した視覚障害者のための聴覚空間認知訓練システム”（課題番号：H15-感覚器-006）
- 東北大学電気通信研究所における平成 19-21 年度共同プロジェクト研究“３Ｄサウンドによる視覚障害者の歩行訓練実現のための基礎研究”
- 2008 年度 財団法人大川情報通信基金研究助成“広範囲 3 次元音響を用いた視覚障害者の聴覚空間認知訓練カリキュラムの開発”
- 東北大学電気通信研究所における平成 22 年度共同プロジェクト研究“音空間バーチャルリアリティを用いたユニバーサル音空間訓練システムの構築”

文献

[1] 関喜一，“聴覚による障害物知覚とその訓練，”日本音響学会誌，60(6)，325-329 (2004).
[2] 芝田裕一編著，視覚障害者の社会適応訓練，（日本ライトハウス，大阪，1990）．
[3] 関喜一，佐藤哲司，“3D サウンドを用いた聴覚空間認知訓練システム（第 2 報），”第 31 回感覚代行シンポジウム予稿集，1-4(2005).
[4] Y. Seki, T. Sato, “A Training system of orientation and mobility for blind people using acoustic virtual reality, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering,” 19(1), 95-104(2011).
[5] 矢入聡，岩谷幸雄，鈴木陽一，“頭部運動感応型ソフトウェア聴覚ディスプレイの開発 ～DSP を用いない高臨場感音空間合成システム～，”日本工業出版 画像ラボ，18(2), 35-39(2007).
[6] 大内誠，岩谷幸雄，鈴木陽一，棟方哲弥，“汎用聴覚ディスプレイ用ソフトウェアエンジンの開発と音空間知覚訓練システムへの応用，”日本音響学会誌，62(3), 224-232(2006).
[7] 産総研プレスリリース：視覚障害者のための聴覚空間認知訓練システムを無償配布
http://www.aist.go.jp/aist_j/press_release/pr2013/pr20130411/pr20130411.html
[8] 聴覚空間認知訓練システム Web サイト
https://staff.aist.go.jp/yoshikazu-seki/AOTS/index-j.html

視覚障害者用横断歩道誘導器の触覚提示システム
ー第２報 横断歩道の上肢による動的知覚ー

Haptic presentation system of the crosswalk guidance system for persons with visual impairment
2nd Report: Dynamic sensing of the crosswalk with upper limb

○ 岩崎雄己（東電大院）　須田真之助（東電大院）　大西謙吾（東電大院）
Yuki IWAZAKI, Shinnosuke SUDA, Kengo OHNISHI, Graduate School of Tokyo Denki University

Abstract: Crosswalk and pedestrian signal are effective for safe road crossing for the sighted persons. However, this system dependent on visual information is a barrier for person with visual impairment, and therefore, customizable alternative methods are required to recondition the restriction. In this study, we developed a portable crosswalk guidance device which can detect crosswalks and signal lights from images acquired from small camera, and mounted on a hand to present information by haptic sensations: vibration and Braille. We combined a crosswalk detection system with a vibration alert system and conducted a field test infront of crosswalks. Comparing the number of successful crosswalk detections between static upper limb posture and actively searching for the crosswalk, we confirmed that the number of successes are improved 40% with dynamic sensing protocal.

Key Words: Persons with visual impairment, Haptic presentation, Template matching, Crosswalk guidance

1. 背景

視覚障害者は，聴覚等の残存感覚により周囲の情報を収集しながら歩行する[1]．しかし，横断歩道をはじめとする交通安全施設は，主に視覚情報に依存するため，視覚障害者は交差点内の情報を十分に得られないまま道路を横断している．道路横断時の情報不足は，交通事故の原因となりえ，実際に視覚障害者の約 71 %が道路横断に危険を感じている[2]．このような環境は視覚障害者の単独外出，社会進出の障壁であるので改修が必要であるが，経済的には個人で携帯できる支援機器が開発され，使用されることで解消できると期待される．

視覚障害者の外出支援機器として画像処理や超音波センサによる横断歩道・障害物検出に関する研究が行われている[3]．しかし，検出情報の提示には音声を用いる場合が多く，環境音の聴取に干渉することから，重度の視覚障害者からは聴覚以外の情報提示法を求める声が強い．また，振動により進行方向を提示するベルト型誘導装置に関する研究が行われている[4]．ベルトに内蔵されている複数の振動モータのうち，目的地方向に該当する振動モータを駆動させることで進行方向を提示しており，音声誘導と比較したところ，移動速度は落ちるもののより正確な経路歩行を可能としている．そこで，本研究では画像処理技術による横断歩道・歩行者信号の検出に加え，手に装着可能な触覚提示により情報提示を行う横断歩道誘導器の開発を進めた．本報告では，画像処理と振動提示による歩行中の横断歩道検出・通知実験において，動的な探索動作を設定した場合の検出率に関するフィールドテストついて述べる．

2. 横断歩道誘導器の構想

本研究では，視覚障害者が道路を安全に横断するために必要な情報を，横断歩道の情報と，歩行者信号灯の赤青情報の 2 点とする．歩行しながら周囲の情報を小型カメラより画像として取得し，ARM プロセッサ型シングルボードコンピュータ Raspberry Pi にて取得画像から歩行者信号灯の情報と横断歩道を検出する．横断歩道検出時は振動通知部より停止指示し，歩行者信号灯の状況等は点字通知部より文字情報として提示する．

横断歩道誘導システムとして，テンプレートマッチング処理を用いた横断歩道検出 [5]に振動モータと駆動回路を組み合わせたプロトタイプを試作した．本システムは，横断歩道を含まない取得フレームで誤検出が発生した場合に備え，横断歩道検出フレーム数 5 枚を振動提示のトリガとし，検出枚数が 5 枚に達したら 0.9 秒間の振動を提示する．この誘導システムが実使用環境下で横断歩道を検出し，振動により使用者に通知されるか調査する必要があることから，横断歩道の検出・通知実験を行うこととした．本システムの使用図を Fig. 1 に示す．

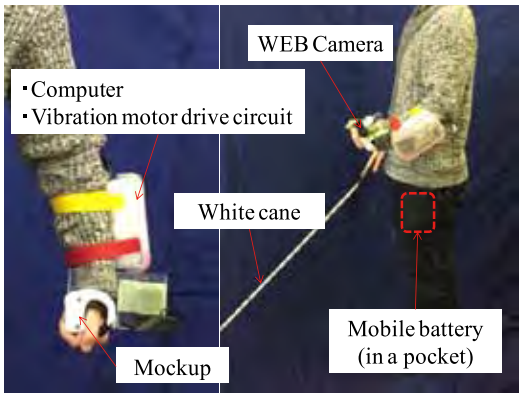


Fig. 1　Crosswalk guidance system

3. 横断歩道検出・通知実験

3.1. 目的・条件

実験は，視覚障害者の歩行方法を模して駅前の歩道で白杖操作しながら誘導ブロック上を歩行する状況にて，誘導システムを装着し，処理結果を記録しながら横断歩道手前約 10 m から横断歩道前まで歩行する．検出後に振動で通知，被験者が振動を知覚しその場で停止したら成功とした．また横断歩道前の点状ブロック上で歩行停止後に検出・通知がされた場合も同様に成功とし，歩行時の環境状況を比

較・考察することで誘導システムの評価を行う．

腕先の姿勢は前腕を地面と平行にした状態から下方に約45°下げた状態を初期姿勢とした．振動モータ駆動のトリガとなる横断歩道検出フレーム数は5枚だが，少数の場合の影響を調査するため，5枚時と3枚時で比較する．さらに動的な探索動作条件を追加し，検出枚数5枚で初期姿勢を維持の条件1，検出枚数3枚で初期姿勢を維持の条件2，検出枚数5枚で歩行中は初期姿勢を維持し，横断歩道前の点状ブロック上で停止した場合は腕先を上下動させ横断歩道を探索する条件3，の3条件を設けそれぞれ比較する．

実験環境として選んだ横断歩道は視覚障害者の利用頻度が高いと考えられる駅付近の誘導ブロックが設置されている7カ所(Fig. 2)で，被験者は視覚障害者の歩行方法を模して，線状ブロックは片足のみ乗せ，点状ブロック上では停止することとした．安全のため前を見ながら約1 m/sの歩行速度で歩行し，地面の反響音を意識するように右手で白杖操作をしながら，誘導ブロックの形状を目視でなく足の裏と白杖操作により判別させた．評価には通知可能であった横断歩道数と保存された検出画像を用いる．

3.2. 結果・考察

本実験は東京電機大学ヒト生命倫理委員会の承認を得て，被験者に実験参加の同意を得て実施した．

被験者は1名(青眼男性，右利き，23歳)とした．横断歩道7カ所の実験結果をTable 1に，成功した横断歩道で振動を知覚した際の被験者の立ち位置をTable 2に示す．Table 1の○は成功，×は失敗，Table 2のWalkingは被験者が横断歩道に向かって歩行中に振動を知覚したこと，Stoppedは横断歩道前の点状ブロック上で歩行停止後に振動を知覚したことをそれぞれ示す．本実験条件では足の裏で誘導ブロックの形状の判別，白杖操作による反響音など振動以外に意識を向けさせたが，提示された振動は全て知覚された．条件毎の成功数に関して，点状ブロック上で腕先を上下動する条件3は，7カ所中6カ所と腕先の姿勢を維持する条件1，2よりも多かった．検出枚数による成功数に関して，3枚時に一カ所増加したのみで，大きな影響は見られなかった．また，横断歩道の検出・通知は被験者が歩行中より停止後の場合が多く，腕先を上下動した場合，検出時の前腕姿勢は初期姿勢より上方に挙げられていた．横断歩道2は全条件で失敗であったが，これは白線の劣化が激しかったことから検出失敗したといえる．

初期姿勢時は，カメラの画角，カメラから地面までの距離から算出した計算値では被験者前方約0.2～3.3 mまでの道路が画像に含まれる．対して腕先を地面と平行になるまで挙げた場合は被験者前方約1.3 m以遠の道路が画像に含まれる．本実験で歩行した横断歩道は最短で約6 mあることから初期姿勢で点状ブロック上で停止時には横断歩道の半分のみが撮影される．横断歩道が写った取得フレーム中，横断歩道全体が写ったフレーム数の割合は，全横断歩道平均で条件1は33.6 %，条件2は46.4 %，条件3は66.7 %であった．実験時，撮影範囲は腕先の姿勢が歩行の揺れ等により変動し計算値通りではなかったものの，腕先を挙げることで横断歩道全体撮影フレーム数は約20～33 %増加した．以上の結果より，本システムでは決まった動作パターンにそって，腕を動かし横断歩道を探索することで情報検出が可能になると考えられる．

4. まとめ

試作した誘導プログラムの機能評価として，実使用環境下にて横断歩道検出・振動通知実験を行った．結果，点状ブロック上で停止した後に腕先を初期姿勢より上方に挙げることで横断歩道の検出成功数が向上した．実験条件では，使用者の横断歩道探索に使用の可能性が確認されたことから今後は歩行者信号灯の検出・通知と組み合わせ，評価を行う．

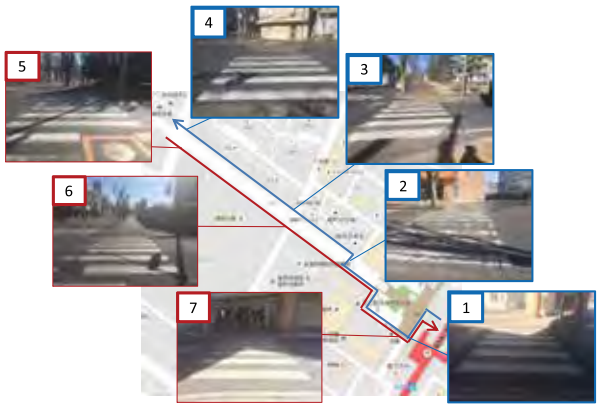


Fig. 2　Experimental route

Table 1　Experimental result

Crosswalk	Condition 1	Condition 2	Condition 3
1	○	○	○
2	×	×	×
3	×	○	○
4	×	×	○
5	○	○	○
6	○	○	○
7	×	×	○
Successes rate	3/7	4/7	6/7

Table 2　Subject's position duaring vibration perception

Crosswalk	Condition 1	Condition 2	Condition 3
1	Stopped	Walking	Stopped
3	—	Stopped	Stopped
4	—	—	Stopped
5	Stopped	Stopped	Stopped
6	Walking	Walking	Walking
7	—	—	Stopped

参考文献

(1) 永松義博，視覚障害者の外出行動における歩行行動特性に関する研究，造園雑誌，Vol. 46，No. 5，pp.77-80，1982.

(2) 高山佳子，大野久奈，視覚障害者の道路環境に関する実態，横浜国立大学教育紀要，Vol. 32，pp.189-192，1992.

(3) 中村和宏，青野嘉幸，他1名，視覚障害者用誘導型歩行支援システム，電子情報通信学会論文誌. D-II，情報・システム，II-情報処理，Vol. J79-D-2，No. 9，pp.1610-1618，1996.

(4) German Flores，Sri Kurniawan，et al，Vibrotactile Guidance for Wayfinding of Blind Walkers，IEEE Transactions on Haptics，Vol. 8，No. 3，pp.306-317，2015.

(5) 浅見拓哉，大西謙吾，画像処理と触覚提示を用いた横断歩道における視覚障害者歩行誘導器の開発，ライフサポート学会フロンティア講演会論文集，Vol. 27，No.1，p. 5，2015.

全盲者のアクセシビリティに配慮した音で作図するタッチスクリーン端末用地図エディタ

Development of Accessible Map Editor Presenting Varied Sound Effects on Touchscreen Devices for Blind Computer Users

○ 松尾政輝（筑波技術大学）　三浦貴大（東京大学 高齢社会総合研究機構）
櫻田仁幸（プログレス・テクノロジーズ株式会社）
坂尻正次（筑波技術大学）　大西淳児（筑波技術大学）　小野束（筑波技術大学）

Masaki MATSUO, Tsukuba University of Technology
Takahiro MIURA, Institute of Gerontology, The University of Tokyo
Yoshitaka SAKURADA, Progress Technologies Inc
Masatsugu SAKAJIRI, Tsukuba University of Technology
Junji ONISHI, Tsukuba University of Technology
Tsukasa ONO, Tsukuba University of Technology

Abstract: 視覚経験のない全盲者にとって，二次元地図情報の内容把握は困難である．また，全盲者が作図する際は専用の機器が必要である．そこで本研究の目的を，視覚障害者が音だけを頼りに作図可能な地図エディタを開発することとする．これまで，本エディタを視覚障害者向けのゲーム開発ツールとして利用した結果，視覚障害者自身が 2 次元地図上を移動して遊ぶアクション RPG を開発できた旨を報告した．本発表では，地図エディタの操作性改良にあたり，タッチスクリーン端末上への実装を行ったので，その結果を述べることとする．
Key Words: 視覚障害, 地図エディタ, タッチスクリーン端末

1. はじめに

駅プラットホームにおける視覚障害者のホーム転落事故を受け，2016 年 8 月に国土交通省は「駅ホームにおける安全性向上のための検討会」を開催しており，ホームドアや点字ブロックの整備，駅員による声かけ等，再発防止対策が検討されている．また，視覚障害者が安全かつ確実に移動できるような移動支援技術が求められている．たとえば，認定 NPO 法人ことばの道案内では「ことナビ」という，音声読み上げに対応した道案内サイトを公開している [1]．また，視覚経験のない全盲の視覚障害者にとっては，地図情報から空間情報や経路情報を想起することが難しいという問題がある．そのため，視覚障害者向け地図情報提示や歩行訓練のための研究が行われている．たとえば，tmacs は，視覚障害者向けの触地図を，WEB 上の地図データを基に自動生成可能なサービスである [2]．しかし，これらの支援技術は，視覚障害者自身がコンテンツを作成／発信することを想定されていない．

視覚障害者が作図を行う際は，表面作図器（レーズライター）を利用するケースが多い．専用の用紙にボールペンで図形を描くことで線が浮き上がり，指先で確認をしながら作図を行うことができる．しかし，専用の器具が必要であることや，描いた図の修正や複製が難しいという問題がある．視覚障害者が利用できる作図システムとしては，「聴覚空間認知訓練システム」上で，XML を用いて歩行訓練用の地図を作成できる機能が内蔵されている [3]．また，ベクトル要素と音情報を基に，視覚障害者が図形を認知／作図できるシステムが研究されている [4]．しかし，これらのシステムの使用にあたっては，プログラムに対する理解や，事前の訓練が必要である．以上の状況から，視覚障害当事者が手軽に地図情報を作図することが難しい状況であった．

一方で我々は，視覚障害者がアクション RPG (Roll playing game) を開発できるよう，ゲーム内地形を作成するための地図エディタを開発してきた．本エディタは，全盲者が音情報を頼りに 2 次元平面地図をグラフィカルに編集することを可能にした地図作成ツールである．本エディタを利用したことで，視覚障害の有無によらず誰でも遊ぶことのできるアクション RPG を全盲者自ら開発することができた [5]．開発したゲームは，リアルタイムに変化する視覚情報を効果音エフェクトによって伝えることにより，晴眼者と視覚障害者が対等な条件で楽しめるよう設計した．

開発した地図エディタやゲーム上で利用した音による空間把握の方法は，当初ゲームなどの仮想空間上の把握を想定して実装した．しかし，ゲーム内の地図も実空間の地図も，俯瞰図としては同様のものであるため，本エディタは現実世界での地図の把握や作成にも応用できると考えた．現に本エディタを全盲/弱視等様々な視覚障害状況のユーザに評価してもらった結果，より現実に近い室内図を作成することもできた [6]．

そこで，本研究では，実空間の地図情報を把握／作成するためのインタフェースを開発することを目的とする．実空間の状況把握に当たり，まずは外出先等さまざまな場面でも地図情報にアクセス可能となるよう，スマートフォン上でのタッチ操作に対応した地図エディタインタフェースを開発することとした．本稿では，まずこれまでに開発したキーボードで操作する地図エディタについて述べる．次に，新たに実装した，スマートフォン上のタッチスクリーンを利用して操作する地図エディタについて述べる．

2. 開発した地図エディタ「Audible Mapper」

2.1 地図エディタの概要

「Audible Mapper」は，全盲の視覚障害者のアクセシビリティに配慮した地図把握/作成ツールである．WindowsXP 以降の DirectX 9.0 以上がインストールされたコンピュータ上で動作する．画面上のカーソル位置を効果音によって伝達することで，視覚障害者も専用のプログラム命令を覚えること無く，キーボード操作で 2 次元フィールドをグラフィカルに作図／編集することが可能である．なお，ソフトウェアの開発は全盲者がスクリーンリーダ環境下で行ったため，開発プログラム言語には Hot Soup Processor（HSP）を利用している [7]．

本地図エディタを使い，全盲者がゲーム用地図を作図している状況を図 1 で説明する．まず，地図の四方を壁で囲う（図 1 左図）．この時，囲いの一部を削除し，入り口を作成する．次に，描

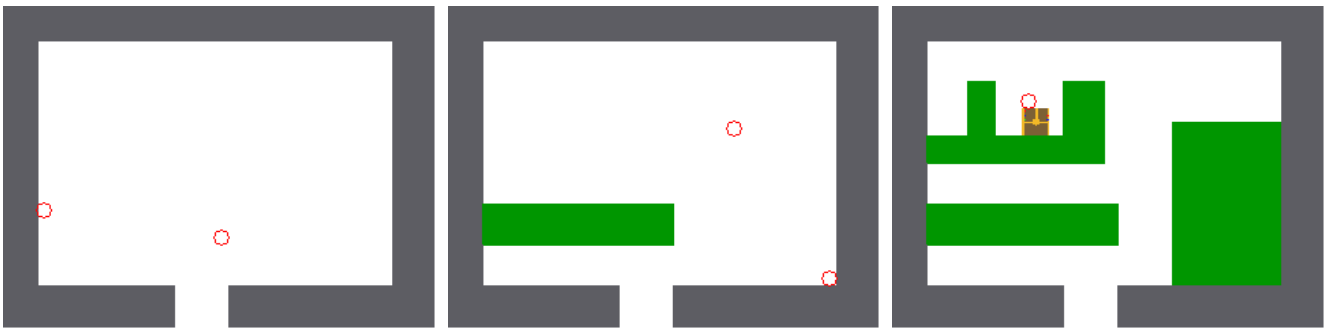


Fig.1　*Audible Mapper* の作図の様子．赤丸は編集カーソルを表す．地図の周囲を壁で囲い（左図），仕切りを配置し（中図），宝箱を配置する（右図）．

きたい地図をイメージし，仕切り（壁や障害物等）を配置する（図 1 中央図）．最後に宝箱等のオブジェクトを配置する（図 1 右図）ことで，地図を作成できる．

2.2　操作方法

本地図エディタでは，キーボード上のキーを使用して閲覧/編集の操作を行う．方向キーを使ってカーソル位置を移動させ，英数字キーによってオブジェクトを自由に配置することができる．

またカーソル移動の際は範囲選択も可能である．範囲選択の開始地点で Shift キーを押しながらカーソルを動かし，キーを離すと四角形の領域で範囲選択ができる．この領域に対してオブジェクトの追加／変更／削除操作を一括で行える．描画できる地図の大きさや配置できるオブジェクトの種類は，ユーザが任意に変更することができる．ゲーム開発に当たっては，草地やコンクリートなどの地形タイルのほか，宝箱や扉等のオブジェクトを用意した．

キーボードを使用して操作できる一方で，晴眼者の利用を想定し，マウス操作での描画にも対応している．マウスポインタを使用してカーソル位置を移動させ，左クリックによりオブジェクトを配置できる．また，ドラッグ操作による四角形での範囲選択も可能である．

2.3　音による確認方法

カーソルを動かすと，その位置に配置したオブジェクトの種類に応じて異なる効果音が再生される．また，カーソル位置が把握できるよう，カーソルの画面上の位置に応じて提示音を変化させている．カーソルの左右方向の位置情報提示には，音圧の左右差を用いており，音像定位により画面の横方向の座標を把握できる．カーソルの上下方向の位置情報提示には音圧変化を用いており，画面の縦方向の座標を把握可能である．提示音を頼りにカーソル位置を移動させ，地図全体をたどることで，全体像を効果音のみで把握することが可能である．なお，カーソル位置が変化した際の音圧変化は，Hafter ら，Yost らの報告を参考にして左右の音圧差を 2 dB 以上 [8, 9]，Miller らの報告を参考に上下方向は 1 dB 以上 [10] とした．さらに，カーソルを動かした際画面中央の座標が把握できるよう，縦方向または横方向の中央にカーソルが当たった時，専用の効果音で知らせるようにした．

3.　タッチスクリーン用地図エディタ

3.1　新しい地図エディタの概要

新たに開発した地図作成インタフェースは，視覚障害者がスマートフォン上のタッチスクリーンを利用して地図情報の把握／作成を行えるものである．iPhone 上で動作し，iOS に標準搭載されているスクリーンリーダ「VoiceOver」とともに利用できる．ソフトウェアの開発には，Xcode 8.3 上で Swift Version 3 を利用している．

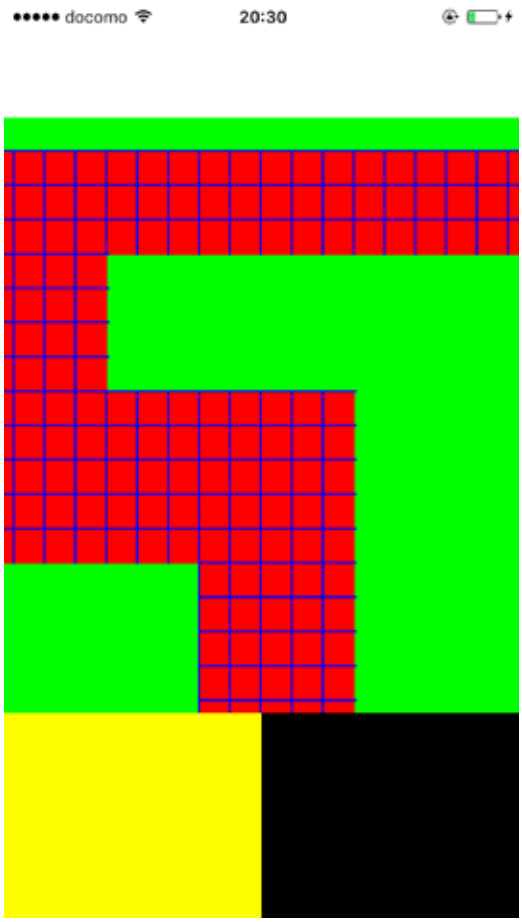


Fig.2　スマートフォンに実装した地図エディタインタフェース．緑色のエリアは地図表示領域であり，赤色が通路を示している．黄色／黒色のエリアは配置オブジェクトの選択領域である．

これまでの地図エディタ同様，地図の形状を異なる効果音で，カーソル位置を音圧変化と音圧左右差によって伝達する．また，特定のジェスチャ操作によって地図情報を編集できるようにした．

3.2　閲覧と編集の操作

本インタフェースでは，地図表示領域をタッチすることで指の下のタイルの種類を異なる効果音によって通知する．地図閲覧時は，地図の表示領域を 1 本指でタッチしながら，表示領域の全体を辿ることで，地図の全体像を把握することができる．通路や壁など，オブジェクトの種類によって異なる効果音が再生されるように設計した．タッチ位置が地図の表示領域から外れた際も，効果音で知らせるようにした．

地図編集の際は，2 本の指でタッチ操作を行う．まず 1 本目の

指で，地図表示領域の編集したい箇所をタッチする．次に，2本目の指で，画面下部のオブジェクト選択領域にある配置したいオブジェクトにタッチする．2本の指で画面をタッチしたまま2本目の指を動かすことで，指の軌跡上にオブジェクトを配置することができる．なお編集中は，オブジェクトの配置・削除の状況を知らせる効果音が再生されるようにし，編集状況を音で確認できるようにしている．

図2において，緑色のエリアが地図の表示領域であり，赤色は通路を示している．また，画面下部はオブジェクト選択領域で，黄色は通路，黒は壁をそれぞれ表している．

3.3 タッチスクリーン端末への実装結果

新しく実装した地図エディタを，キーボード操作の従来の地図エディタの使用に熟練した全盲者が利用した結果，地図情報の把握が容易になったと感じた．これは，従来はキーボード上の方向キーを使用してカーソルを移動させることで，カーソル位置を相対的に伝達してきたのに対し，新しいエディタでは，実際に画面上を触りながら操作するため絶対座標を把握できるようになり，より直感的に操作できるようになったからであると考えられる．

一方で，スマートフォン上に実装したことにより，画面サイズの問題から広い描画領域が確保できない点や，オブジェクト配置中の手振れによる誤差が生じる等の問題が明らかになった．今後は，より広い描画領域を確保できるよう，表示領域をスクロールできる機能や，手振れ補正機能について検討していく．

4. おわりに

視覚障害者が，音情報を頼りに，キーボード操作で2次元平面地図を作図できる地図エディタを開発した．そして，開発した地図エディタを実空間の地図作成に利用するため，タッチスクリーン端末上でも利用できるよう，新たなインタフェースを開発した．この結果，画面上の絶対座標を指先で確認しながら作図を行えるようになり，より直感的な操作が可能となった．さらに，スマートフォン上に実装できたことで，今後視覚障害者が外出先等でも地図情報を把握・作成できるインタフェースとして利用できる可能性が出てきた．

今後の課題は，タッチスクリーンを利用した地図作成インタフェースについて，さまざまな状況のユーザに利用してもらいながら，操作性を改善していくことである．また，現実に存在するより複雑な地形を音で表現できるよう，音情報の表現方法の改善を検討している．さらに，本地図表示インタフェースは，視覚障害者向けの移動支援ナビアプリケーションの経路案内に利用することも検討している．

5. 謝辞

本研究は JSPS 科研費（26285210, 15K04540, 15K01015, 15K16394）及び筑波技術大学競争的教育研究プロジェクト事業の助成を受けています．

参考文献

(1) 認定 NPO 法人　ことばの道案内「ことナビ」, http://www.kotonavi.jp/
(2) tmacs next generation, http://tmacs.info/creator/ (cited: 2016/06/28)
(3) 関 喜一, ”視覚障害者の音による空間認知の訓練技術 –リハビリテーション現場での実用化に向けて–,” シンセシオロジー, 6(2), pp: 66–74, 2013.
(4) 大西 淳児, 小宮 厚一, 小野 束, “音とベクトルによる図形学習のための形状認識方法について ,” 筑波技術大学テクノレポート, 18(2), pp:29-34, 2011.
(5) 松尾 政輝, 坂尻 正次, 三浦 貴大, 大西 淳児, 小野 束, ”視覚障害者のアクセシビリティに配慮したアクション RPG: 全盲者向け開発環境とゲーム本体の開発,” 日本バーチャルリアリティ学会誌, 21(2), 2016.
(6) 松尾政輝 , 三浦貴大 , 坂尻正次 , 大西淳児 , 小野束, “全盲者のアクセシビリティに配慮した音だけで作図する地図エディタの評価,” 第 32 回ライフサポート学会大会, 2016.9
(7) HSPTV!, http://hsp.tv/
(8) E. R. Hafter, R. H. Dye, J. M Nuetzel, H. Aronow, “Difference thresholds for interaural intensity,” J. Acoust. Soc. Am., 61, pp:829-834, 1977.
(9) W. A. Yost, R. H. Dye, “Discrimination of interaural differences of level as a function of frequency,” J. Acoust. Soc. Am., 83, pp:1846-1851, 1988.
(10) G. Miller, “Sensitivity to changes in the intensity of white noise and its relation to masking and loudness,” J. Acoust. Soc. Am., 19, pp:609-619, 1947.

2次元触覚ディスプレイを用いた盲ろう者の歌唱支援のための触覚フィードバックによる音声ピッチ制御

Voice pitch control by tactile feedback using two dimensional tactile display to assist singing of deafblind users

○坂尻 正次[1]　三浦 貴大[2]　三好 茂樹[1]　大西 淳児[1]　小野 束[1]　伊福部 達[2]

[1]筑波技術大学　[2]東京大学高齢社会総合研究機構

Masatsugu Sakajiri[1], Takahiro Miura[2], Shigeki Miyoshi[1], Junji Onishi[1], and Tsukasa Ono[1], Tohru Ifukube[2]
[1]Tsukuba University of Technology, [2]Institute of Gerontology, the University of Tokyo

1. はじめに

タクタイルエイドは，音声情報を触覚刺激に変換して呈示するデバイスで，聴覚障害者が読唇などと併用して用いている(1). 特に，視覚情報を利用することのできない全盲・全聾の盲ろう者にとっては，触覚デバイスは唯一の手段である．音声ピッチ周波数は，アクセントやイントネーションの変化を認識する際の重要な情報であり，音高を認識する他に，歌唱の際の音高の調節にも重要な情報となる．我々は，これまで盲ろう者・聴覚障害者の歌唱支援を目的として，触覚フィードバックによる音声ピッチ制御システムを開発してきた(2)．本システムを用いて盲ろう被験者による歌唱訓練を実施した結果，盲ろう被験者は本システムを用いることにより成人健聴者あるいは健聴幼児と同程度の正確さをもって歌唱が可能であることが示された(2)．また，中途障害の盲ろう者・聴覚障害者は聴力損失により，それまで構築していた音声ピッチと固有感覚フィードバックの対応関係が消失してしまうために音声ピッチの調節ができなくなってしまうが，システムを用いた訓練をおこなうことにより，この失われた音声ピッチと固有感覚との対応関係を再び構築することができ，かつ，本システムを用いることによりリアルタイムで自身の音声ピッチを確認しながら歌唱することが可能となることが示された(3)．

従来の歌唱支援システムの触覚ディスプレイは図1に示すものであった．16 行×4 列の触知ピンが 22mm×10mm の領域に配置されている．この触覚ディスプレイは，歌唱支援システム専用に 2008 年に開発されたが，現在，製作した企業が存在していないため修理や追加の生産ができない状態である．このように別の触覚ディスプレイの利用を検討する必要がある状況となっている．そのために図2に示した市販の点図ディスプレイ（ドットビュー2：KGS 社）を歌唱支援システムの触覚ディスプレイとして用いるための開発をおこなっているので，その内容を報告することとする．

2. 音声ピッチ制御システムの概要

従来は，図1に示した振動呈示型の触覚ディスプレイを用いていた．この触覚ディスプレイは右人差し指1本で目標音程と自分が発声した際の音程を知覚することができる．触覚ディスプレイの左側2列は目標音階を触覚呈示するために，右側2列は盲ろう者・聴覚障害者自身の音声ピッチ周波数に対応した音階を触覚呈示するためにある．目標音階側，盲ろう者側ともに同一行の2列分が同時に振動する．行方向には刺激ピンが 16 行あるが，これは音声ピッチ周波数に対応している．ピン番号1が最も低いピッチ周波数に，ピン番号 16 が最も高い周波数に対応している．音階は 12 平均律である．1つの刺激ピンが半音に対応している．

図2に本開発で用いた触覚ディスプレイを示した．図2のディスプレイは，点図を呈示するための点図ディスプレ

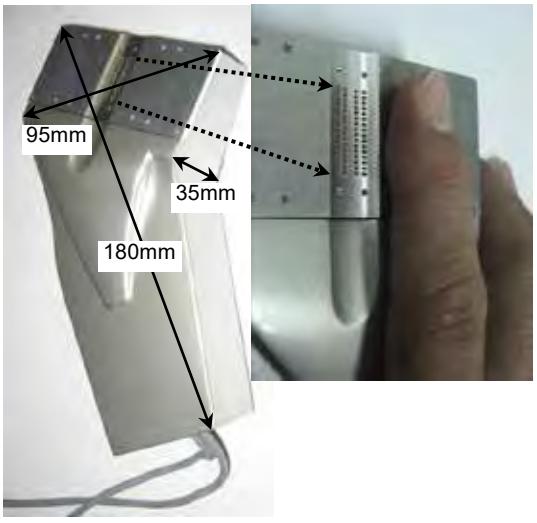


図1　従来の触覚ディスプレイ

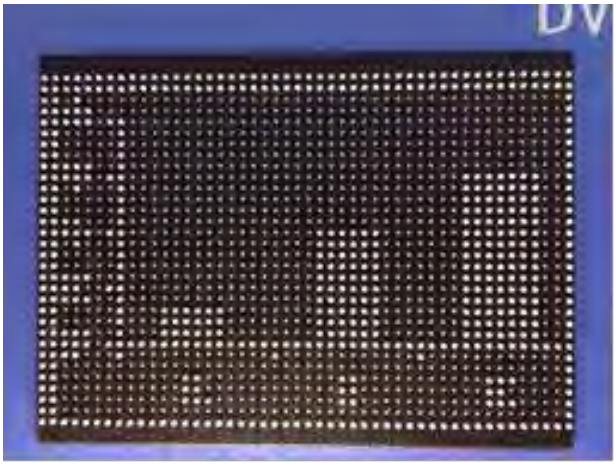


図2　本研究で用いた触覚ディスプレイ

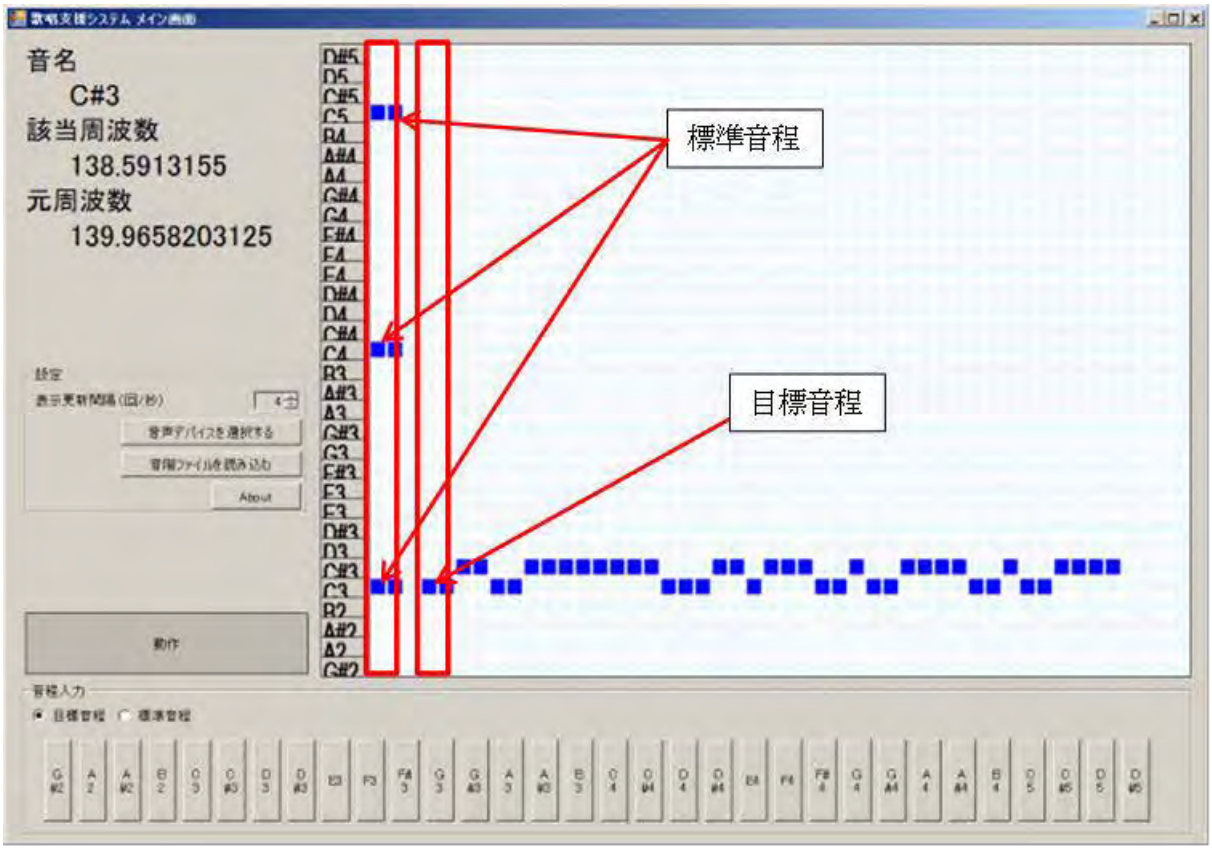


図 3　新規触覚ディスプレイ対応後の歌唱支援システムの実行画面の例

イとして視覚障害教育の現場等で用いられている．図 2 では，Excel で作成した棒グラフを表示している．図 2 の表示のように PC の画面を表示することもできるが，各ピンごとに ON/OFF を切り替えることができる．本システムでは各ピンの ON/OFF を制御している．なお，本研究で用いた触覚ディスプレイは，もともと点図表示用なので，図 1 のディスプレイのような振動刺激(200Hz)は発生しない．図 2 のディスプレイは，32×48=1,536 ドットの触知ピンが 2.4mm ピッチで配置されている．解像度は図 1 のディスプレイの方が高いが，表示ドット数は図 2 のディスプレイの方が大きいので，横軸を時間として発声時の音高の変化の軌跡をディスプレイ上に呈示できるなど，図 2 のディスプレイを用いた場合にはこれまでにない新たな触覚呈示方式を採用できる利点がある．

触覚ディスプレイへの呈示方法は次のようになる．触覚ディスプレイの触知ピンの配列は 32 行 42 列なので，横方向を x，縦方向を y と定義し，左下を座標(1,1)とすると右上の座標は(48,32)となる．縦方向の 1 ドットは半音に対応させる．音階はデフォルトでは図 3 示したように設定する．

基準音程は左から 1, 2 列目に表示する．do(C3), do(C4), do(C5)の行の部分を凸とする．目標音程は, 4,5 列目とする．図 3 では do(C3)の部分が目標音階に設定されている．

マイク入力された音声から計算したユーザーの音程は 6 列目以降にスクロールさせながら表示する．デフォルトでは 1 秒間に 4 列スクロールさせる．1 秒間に 1 列から，1 秒間に 10 列までの値を設定できるようにする．音声が入力されていない部分は何も表示されないことになる．図 3 は，目標音程を do(C3)に設定して歌唱した例である．

謝辞

本研究の一部は，科学研究費補助金(C)15K01015，(B)26280070, (C) 15K04540 の援助を受けておこなわれた．

参考文献

(1) 伊福部達, "音の福祉工学," コロナ社, 1997.

(2) Sakajiri M., Miyoshi S., Nakamura K., Fukushima S., Ifukube T., "Voice Pitch Control Using Tactile Feedback for the Deafblind or the Hearing Impaired persons to assist their singing," 2010 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, pp.1483-1487, 2010.

(3) Sakajiri M, Miyoshi S, Onishi J, Ono T, Ifukube T. Tactile pitch feedback system for deafblind or hearing impaired persons -Singing accuracy of hearing persons under conditions of added noise-. Proceedings of the 2014 IEEE Symposium Series on Computational Intelligence in Robotic Rehabilitation and Assistive Technologies. pp.31-35, 2014.

Minskey: 全盲者のためのスマートフォン向け小型ソフトウェアキーボードの試作

Minskey: Miniature software keyboard on a smartphone for blind smartphone users

三浦 貴大 [1,2], 坂尻 正次 [3], 大西 淳児 [3], 松尾 政輝 [3], 小野 束 [3]
1) 東京大学 高齢社会総合研究機構，2) 国立研究開発法人 産業技術総合研究所，3) 筑波技術大学 保健科学部

Takahiro Miura[1,2], Masatsugu Sakajiri[3], Junji Onishi[3], Masaki Matsuo[3], Tsukasa Ono[3]
1) IOG, Univ. Tokyo, 2) Nat'l. Inst. Adv. Indust. Sci. Tech. (AIST), 3) Tsukuba Univ. Tech.

Abstract : Regardless of the improvements of accessibility functions on touchscreen computers, visually impaired users face some problems when they use touchscreen interfaces including smartphones and tablets. The reason includes the accessibility features mainly focused on the improvements of usability on applications for the sighted that are inaccessible for the visually impaired. It is necessary for screen reader users to be provided a strategy for improving accessibility as well as usability of touchscreen-based applications. Notably, our previous study indicated that blind users of screen reader on smartphones could efficiently input smaller buttons than sighted users could. Thus, in this report, our objective is to implement the blind-oriented miniature software keyboard on a smartphone for blind users and then clarify the accessible and efficient button conditions for their manipulation. This report stated the result of the preliminary evaluation of a prototype of the keyboard and discussed the insight to the future work.

Key Words: *Touchscreen interfaces; Smartphones; Visually impaired people; Accessibility*

1. はじめに

晴眼者のみならず視覚障害者においても，スマートフォン・タブレット端末の普及が進んでいる [1,2]．しかし，これらタッチスクリーン機器は，ハードウェアスイッチが少なく触覚フィードバックがないなど，アクセシビリティ面で様々な問題を抱えている．このため，肢体不自由者や視覚障害者を想定したアクセシビリティ機能が導入されており，彼らへの普及も進んでいる．代表的なアクセシビリティ機能は，iOS の VoiceOver，Android の TalkBack が挙げられる [3,4]．これら機能の起動時には，ユーザがスクリーン上のアイコンに触れると，そのアイコンの内容が読み上げられる．このアイコンの選択には，このアイコン上で二回素早くタップ (ダブルタップ) するか，アイコンに指を当てたまま他指で画面上の別地点をタップ (スプリットタップ) すれば良い．

このような入力方法について，様々な既往研究が存在している．ジェスチャに関する既往研究として，Kane らはタッチスクリーン端末での使いやすいジェスチャなどについて報告している [6]．Miura らは，全盲者が用いるスクリーンリーダ下での操作において，スプリットタップよりもダブルタップの方がよく使われる旨を報告した [2]．また，ボタンサイズや場所に対する操作時間などを調査し，タッチスクリーン端末の中央部にボタンがある際が最も操作時間が短く出来る旨を報告した [5]．また，キーボードのようなボタンが多くある条件においても，視覚障害者が使いやすいボタン配置条件やボタンサイズについて調査を実施した [7,8]．この結果，1 次元的なボタン配置は全盲者の高速操作に，2 次元的なボタン配置は弱視者の精密操作に向くことが示された [7] 他，ボタン配置領域がスクリーン領域の 50%程度で 10 px 以上の幅・高さであれば，これ以上のサイズのものと入力速度・正答率に有意差がないことが示された [8]．ここで報告したボタンサイズは，晴眼者や高齢者に求められるサイズ [9] より小さいものである．

しかし，これらの研究では，押下すべきボタンは一つまでで良い条件であった．このため，複数のボタンを連続して押下するような実際のキーボード操作においては，別途調査する必要があると言える．このような条件における課題が明らかになることで，全盲者が効率よく入力できるソフトウェアキーボードの開発・創出ができるものと考えられる．

そこで本研究の最終目標を，スマートフォンやタブレットなどのタッチスクリーン端末において，全盲者が効率よく入力できるソフトウェアキーボードの開発と設定する．本報告では，作成したアプリケーション Minskey の概要と評価結果について述べる．

2. 試作アプリケーション概要

試作アプリケーションの概観を，図 1 に示す．このアプリケーションは，1) パラメータ設定画面，2) 入力キーボード本体の 2 つからなっている．本アプリケーションは Xcode 8.3 上で開発され，Apple iPhone 7 (OS: iOS 10 以降) に実装された．iPhone 7 を用いたのは，Apple が提供したフレームワーク（Taptic Engine）で触覚フィードバックを制御可能であるためである．本アプリケーション上の各ボタンは，VoiceOver を利用していなくても，VoiceOver と同様の挙動が出来るよう開発されている．つまり，利用者が指を置いたボタンに書かれた文字が音声読み上げされ，最後に指が置かれたボタンとは異なる位置でダブルタップなどの操作を行うと，文字が入力されるような形を取っている．VoiceOver を利用しない状況下でもこのような挙動を取れるようにしたのは，VoiceOver 下では取得できないユーザのアプリケーション操作時の指の動きを取得できるようにするためである．入力用のキーボードは QWERTY キーボードとした．

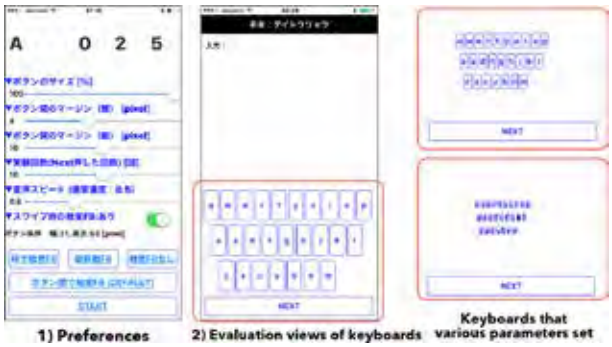


図 1: 試作アプリケーションの概観

設定可能なパラメータは，キーボードの画面中のサイズ，ボタン間の間隔，触覚フィードバックを返す場所やその有無の他，音声のスピードなどである．これらのパラメータに従って，図 1 の中図および右図の例のような形で，キーボードの画面中のサイズ，ボタンのサイズなどを設定可能である（中図のものは，画面の横方向 100%にキーボードを埋め横幅 31 px のボタンを持つものである．その他，右上・右下図のものは，それぞれ画面の横方向 65%にキーボードを埋め横幅 20 px のもの，画面の横方向 40%にキーボードを埋め横幅 10 px のものである．）．

また，用いた触覚フィードバックは，スマートフォン本体が振動して指先に振動刺激を提示できるものを採用した．この振動刺激を返す場所を 3 種類設定し，キーボードの外枠部分，QWERTY キーボードの列の間部分，各ボタンの間隔部分で触覚フィードバックの有無を設定できるようにした．

具体的なキーボードでの入力操作の流れについて述べる．まず入力すべき文字列が音声で読み上げられる．その後の操作は，VoiceOver や TalkBack における入力方法とほぼ同様である．まず，利用者は指を動かして，入力したいキーの位置を探す．この時，音声でキーの内容が読み上げられると共に，触覚フィードバックが返される．次に，所望のキーが発見できたあとで，ダブルタップすることでキー入力がなされる．通常は，スプリットタップなどでも入力が可能であるが，この試作機ではダブルタップでの入力性能を測るため，予備評価実験の際はダブルタップ入力のみを試験的に実装した．キー入力が行われた後は，ユーザにキー探索および入力を繰り返してもらう流れである．一通り入力すべき文字列の入力が終わった後，図中最下部の [NEXT] ボタンを押してもらう形式を取った．

なお，この一連の入力操作の際のログは CSV 形式で出力された．具体的に出力されたパラメータは，各種キーボードの設定パラメータの他，ユーザがなぞった位置の座標の他，ダブルタップされた位置や入力されたキーの他，触覚フィードバックの有無などである．

3. 評価実験の流れ

3.1 実験参加者

実験には 4 名の視覚障害者（平均年齢: 21.5±1.1 歳）が参加した．全員が全盲であり，タッチスクリーン端末を 1 年以上使用した経験があった．また，参加者全員がタッチスクリーン端末におけるスクリーンリーダの使用経験があった．3 名が左手で端末を把持して右手で入力する一方，1 名は右手で把持・左手で入力を行う者であった．また，3 名は QWERTY キーボードを普段からあまり使っておらず，1 名のみが慣れていると報告した．普段の入力方法については，テンキー上でダイレクトタッチ入力する者が 1 名，テンキー上でスプリットタップする者が 2 名，QWERTY キーボード上でフリックおよびダブルタップ入力する者が 1 名であった．

3.2 実験方法

まず，音声で入力すべき文字列が，手本として実験参加者に提示される．このとき，図 1 中図上部の「手本：○○」の箇所をなぞると，この文字列を再確認可能である．この文字列をタッチスクリーン下部のキーボードでローマ字入力してもらう．なお，手本として選定した文字列は，現代日本語書き言葉均衡コーパスより，日本語で 4~8 文字程度の文字列を選定した [10]．この入力が終了したあとで，[NEXT] ボタンを押してもらうと，次に入力すべき文字列が提示された．この試行を 1 条件につき 10 回繰り返してもらった．この際の条件は，ボタンの横幅・触覚フィードバックの組合せの 12 通りとした．ボタンの横幅は 10, 20, 30 px の 3 種類で，ボタンの縦横比が一定になるようにした．また，触覚フィードバックについては，キーボードの枠のみ，キーボード枠とボタン行間，キーボード枠と各ボタン間の 3 パタン設けた他，フィードバックなしのものを設けた．したがって，参加者は 360 試行（10×3×12）の入力を行ってもらった．

3.3 評価項目

評価に当たっては，入力あたりの経過時間，ボタン押しの際の指先の軌跡，ダブルタップの位置，エラー率などを実験アプリケーション上で取得した．また，実験終了後のインタビューで次の 12 項目について質問を行なった．

▼これまでの操作状況 (6 項目)： (1) 端末を持つ／操作する手，(2) タッチスクリーン端末の使用経験 (年数)，(3) 音声読み上げ機能の使用経験 (年数)，(4) 普段使用している端末，(5) 普段使用しているソフトウェアキーボード，(6) 普段使用しているジェスチャ

▼本実験での使用状況 (6 項目)： (7) 触覚フィードバックの効果，(8) 押しやすいボタン形状，(9) ボタンの探索方法，(10) ボタンサイズや触覚フィードバックによる主観的負担の変化，(11) ボタンサイズや触覚フィードバックの入力への慣れの効果，(12) 自由回答．

3.4 結果と考察の概要

本稿では，インタビュー結果を基にした予備分析の結果について述べ，得られたコメントについて考察を行う．

3.5 触覚フィードバックの入力効率への寄与

本検討において，ほぼ全員が触覚フィードバックはボタン位置の認識には寄与しないと回答した．しかし，キーボードのサイズが図 1 の右下図のようなケースの場合，枠外に

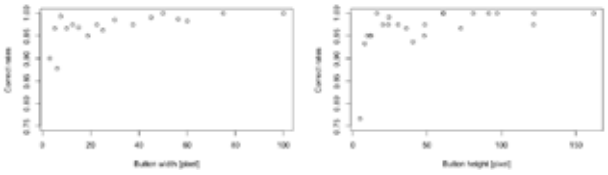


図 2: ボタンの幅・高さに対する正答率 [8]

指がある際に振動提示されると，キーボードの位置を把握しやすかったと回答する者が半数いた．ただし，触覚フィードバックの振動が強いと感じる者においては，逆にボタンやキーボード位置を探すのを妨げたと報告した．特に，ボタンの横幅が 10 px のときに，ボタン間で振動刺激を与えると，かえって音声に集中できずに混乱するケースがあったとの報告があった．以上から，キーボードの大まかな位置を把握する上で触覚フィードバックは役に立つ可能性があるが，細かにフィードバックをすると逆に混乱してしまうことが示唆された．ただし，以前我々が実施したアンケートにおいて，熟練した者ほど触覚フィードバックがなくてもタッチスクリーン端末を使いこなせると報告していた．本実験の参加者は，全員が 1 年以上のタッチスクリーン端末への経験がある全盲者であったために，触覚フィードバックがない状況に慣れていた者と言え，タッチスクリーン端末をあまり使っていない者においては別途検討する必要がある．

3.6　ボタンサイズの入力しやすさ

ボタンサイズごとに入力しやすさについては，幅 10 px のボタンサイズの場合では入力が難しいが，20 px, 30 px であれば問題なく入力できたと全員が報告した．特に，主観的な負担感については，幅が大きくなるに連れて小さくなったとの回答であった．また，幅 20 px, 30 px のボタンでは入力を繰り返すことで慣れが生じた一方で，幅 10 px では慣れが発生しなかったと回答された．

これらの内観報告は，単一ボタン押し実験の際の結果と一致する（図 2 参照 [8]）．こちらの検討においては，連続的にボタン入力せず単一のボタンを入力するのみであり，ボタンの幅・高さが 10 px 以下になると正答率が急に低下するという結果であった．本稿での実験結果においても，少なくとも内観報告上，類似の問題が発生したものと考えられる．詳しい所要時間については分析中であるが，ボタンサイズが小さくなるに連れて，入力時間が長くなったという傾向が得られている．

なお，ボタンサイズが幅 10 px の場合と，20, 30 px の場合とでは，実験参加者のなぞり方の戦略に違いが発生した．ボタンサイズが小さくなると，指先をゆっくり動かすようになった他，指の腹の位置を調整するような動きをするようになった．大きくなると，指先をスピーディに動かす一方で，指の腹の位置の調整をすることはなかった．

3.7　その他のコメント

今回の検討においては，キーの決定方法はダブルタップに限っていた．しかし，ダブルタップの場合は，二回のタップの位置のずれを気にする参加者が多かった．彼らは，スプリットタップであれば，幅 10 px のようにボタンサイズが小さくても入力できる可能性を報告していた．特に，普段からスプリットタップで入力する者においては，この入力方法を使う理由が細かな動きがしやすいためであると述べていた．このため，スプリットタップでキー入力することで，ダブルタップでは難しかった入力が容易にできる可能性があると示唆された．現在，この入力方法を実装した試作アプリケーションを開発の上で，評価実験を企画している段階である．

4.　まとめと今後の展望

本研究では，全盲者がスクリーンリーダ下で効率よく入力可能なキーボードアプリケーションを試作し，予備的な評価を行った．本アプリケーションは，スクリーンリーダ下での操作を模擬しながらも，ボタンサイズや触覚フィードバックの有無などの調整が可能であるものである．また，通常のスクリーンリーダ下では取得できない指先の動作をログとして残すことが出来る．

予備検討の結果から，触覚フィードバックはキーボード枠の場所を提示する際は有用である可能性が示唆された．また，慣れが生じるボタンサイズの小ささには限界があることや，ダブルタップではなくスプリットタップの方が小型キーボードの操作に向く可能性があると分かった．今後は，本検討で得られた各種ログの詳細な分析を行うとともに，スプリットタップの際のキー入力結果についても検討する．

謝辞　本研究は、JSPS 科学技術研究費 (26285210, 15K04540, 15K01015, 15K16394) の助成の基で行われた．

参考文献

[1] 渡辺 哲也, 山口 俊光, 南谷 和範, ”視覚障害者の携帯・スマートフォン等利用状況調査 2013,” 電子情報通信学会技術研究報告 福祉情報工学, 113(481):25-30, 2014.

[2] T. Miura et al., ”Usage Situation Changes of Touchscreen Computers in Japanese Visually Impaired People: Questionnaire Surveys in 2011-2013,” LNCS, 8547: 360-368, 2014.

[3] Apple - Accessibility - iOS - Voiceover, http://www.apple.com/accessibility/ios/voiceover/

[4] Google TalkBack, https://play.google.com/store/apps/details?id=com.google.android.marvin.talkback

[5] Miura, T., Sakajiri, M., Eljailani, M., Matsuzaka, H., Onishi, J., Ono, T., ”Accessible Single Button Characteristics of Touchscreen Interfaces under Screen Readers in People with Visual Impairments,” LNCS, 8547:369-376, (2014).

[6] Kane, SK, Wobbrock, JO, Ladner, RE, ”Usable gestures for blind people: understanding preference and performance,” In Proc. CHI 2011, ACM, 413–422,(2011)

[7] T. Miura, T. Ohashi, M. Sakajiri, J. Onishi, T. Ono, ”Accessible button arrangements of touchscreens for visually impaired users,” Journal on Technology and Persons with Disabilities, 4:55-68 2016.

[8] T. Ohashi, T. Miura, M. Sakajiri, J. Onishi, T. Ono, ”Can visually impaired smartphone users correctly manipulate tiny screen keyboards under a screen reader condition?,” LNCS, 9759:157-164, 2016.

[9] iOS Human Interface Guidelines https://developer.apple.com/ios/human-interface-guidelines/

[10] 現代日本語書き言葉均衡コーパス (BCCWJ), http://pj.ninjal.ac.jp/corpus_center/bccwj/

子供向け地域アセスメント支援ツールによるアクセシビリティマップの多世代共同作成支援

Intergenerational Collaborative Creation of an Accessibility Map Using a Smartphone Application for Children to Register Local Conditions

三浦 貴大[1], 藪 謙一郎[1], 荻野 亮吾[1], 檜山 敦[2], 廣瀬 通孝[3], 伊福部 達[1]
1. 東京大学 高齢社会総合研究機構，2. 東京大学 先端科学技術研究センター，3. 東京大学 大学院 情報理工学系研究科

Takahiro Miura[1], Ken-ichiro Yabu[1], Ryogo Ogino[1], Atsushi Hiyama[2], Michitaka Hirose[3], Tohru Ifukube[1]
1. Institute of Gerontology, The University of Tokyo, 2. Research Center for Advanced Science and Technology, The University of Tokyo, 3. Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo.

Abstract : Since real-world accessibility conditions have continually improved progressively in developed countries in recent years, children, as well as seniors and people with disabilities can select multiple migration pathways to their destination. However, though the accessibility information of downtowns and sightseeing places is frequently updated, the most recent information on accessibility conditions in the area including suburb is difficult for them to obtain quickly because of infrequent updates of this information and local disclosure. It is true that volunteer groups engaged in accessibility assessment in the local area and distributed summarized accessibility maps, but some of them faced difficulty in maintaining accessibility information because of the shortage of members. Also, parent group continuously check local safety conditions for their children, but they also suffered from the same problem. If the collaborative work on accessibility assessments can be conducted smoothly by children and adults, this work enables them not only to maintain safety information in local area efficiently but also learn the conditions in their living sphere. In this study, we demonstrate to develop a collaborative assessment application for children and discuss a scheme to collect and summarize real-world conditions by them and their guardians. Particularly, we carried out a collaborative assessment event for children as series of integrated study courses for an elementary school in cooperation with teachers and guardians at an elementary school and its parent-teacher association. The results indicated that our application effectively facilitated children checking and learning accessibility conditions in their school area.

Key Words: *Real-world accessibility; children; volunteers; seniors; smartphones; integrated study*

1. はじめに

日本国内では急激な少子高齢化への対策の他，2016 年 4 月からの障害者差別解消法の施行に伴った合理的配慮の明示的な社会実装が求められている．特に，障害者支援という側面では，障害概念における個人モデルから社会モデルへの変遷に伴って，日本国内でもこの動きに対応した制度変更が実施されてきた [1]．特に，国際連合の障害者権利条約における合理的配慮が日本国内で義務化された．このため，建築などのハードウェア的側面のみならず，サービスなどのソフトウェア的側面での改善も求められている．

以上の状況下において，身体に不自由のある者の移動障壁の軽減のために，交通計画の見直しの他，市街地や建物内のバリアフリー化がさらに進められている．しかし，このようなバリアフリー状況に関する情報は，局所的・断片的で時に入手しにくい．このような情報取得の困難は、外出の躊躇を引き起こし社会参加や娯楽の制限などにも繋がる．

また，アクセシビリティ状況を発信するボランティア団体も存在する．例えば，多目的トイレの取り組み，認定 NPO 法人ことばの道案内による「ことナビ」，株式会社ミライロが提供する「BMaps」が好例である [3–5]．しかし，継続的なアセスメントには労力を要するため情報更新が滞りがちになるという問題には，いずれの取り組みにおいても直面せざるを得ない．このような問題を軽減できれば，障害者の外出機会や娯楽の制限が緩和され，社会参加の促進や QOL の向上に繋がると考えられる．このため，当事者やボランティアがこのような情報を容易に共有可能な枠組みの構築と，当事者自身が気軽に発信できるシステムが求められる．既に OpenStreetMap を利用した実験的検討はあるものの [2]，継続的な運用を行う上では様々なユーザグループでの評価を基にした検討が必要である．

そこで我々は，実地でのアクセシビリティ状況を共有するためのシステム *ReAcTS*（Real-world Accessibility Transaction System）の開発を行い，各所での評価を実施してきた．これまで，大学構内におけるバリアフリー状況のアセスメント支援と，クラウドソーシングによる手書き情報の電子化，およびそれらのスキームの比較を行うなどした [6–8]．また，視覚障害者を想定した街中の音響支援機器の状況共有なども実施してきた [9]．しかし，ボランティアグループやその目的ごとに収集すべき情報は異なるため，様々なグループでの評価を行い比較考察を行う必要がある．

このため本研究の最終目的を，モバイル機器によるアクセシビリティ状況共有アプリケーションの開発・改良と，ボランティア支援の効率化スキームの提案とする．特に本稿では，総合学習を行う子供に地域アセスメントやアクセシビリティマップを作ってもらう際のツール開発および評価を目的とする．アセスメント時には，彼らと地域住民による多世代での共同調査を企画したので，その際の結果について述べる．

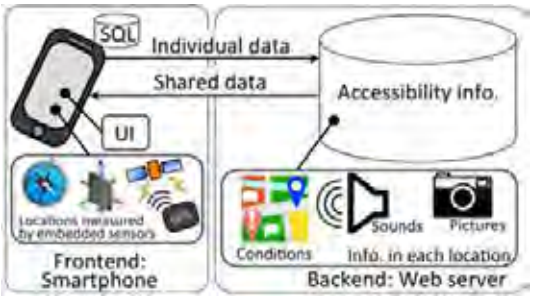


図 1: バリアフリー情報の共有システムの概要

図 2: 子供を対象としたバリアフリー情報の共有インタフェース（スマートフォン）

2.　開発したバリアフリー情報共有システムと子供向け共同作業インタフェース

図 1 に我々が開発した情報共有システム *ReAcTS* (Real-world Accessibility Transaction System) の概要を示す．本システムは，iPhone アプリケーションと情報共有ウェブサーバの 2 つから構成される．iPhone アプリケーションは個々人での情報入力を主な機能とする一方で，ウェブサーバは各人から集められた情報の閲覧・編集機能を主に担当する．

子供が多人数で使うためのモバイルアプリケーションのインタフェースを図 2 に示す．本インタフェースは，これまでに開発したシステムと同様に，1) 地図ビュー，2) 詳細入力ビューの 2 つの画面を有していおり (図 2)， Xcode 6.3.2 以降 (OS: Mac OS X 10.10.4 以降) を開発環境として Objective-C で記述されている．本インタフェースの設計に当たっては，高齢者などが利用しやすいよう，ユーザ中心設計 (UCD) の思想 [10] の基で， iOS ヒューマンインタフェースガイドラインなどの指針 [11,12] に基づいた．

1) 地図ビューは基本となる画面として構成され，情報入力された地点と，各地点における大まかな状況を確認できるように作られている．地点ごとの状況をユーザが簡易的に把握できるよう，これらの状況はマーカとして表示されている．ユーザは，この画面を通じて新規情報入力や入力済みの情報の編集を行う．

情報入力・編集の際には，地図ビューから 2) 詳細入力ビューに画面が切り替わる．詳細入力ビューでは，ユーザは

図 3: バリアフリー情報の整理インタフェース（ウェブ）

その場の状況の概要（マーカとして表示されるもの），写真，詳細テキストを入力できる．マーカは 4 種類であり，◯: 良好，!: 要注意，×: 危険，?: 備考とした．入力結果は，GPS 座標に紐付けられた現在地に，その場の状況を示すマーカとして割り付けられる． このマーカ情報はスマートフォン内では SQLite データベースとして管理され，JSON や XML など他のフォーマットにも変換できる．

また，図 3 に共有された結果を閲覧・整理ビューを示す．情報共有ウェブシステム中に共有された情報を確認するための画面である．情報共有ウェブシステム (OS: Ubuntu Linux 14.04) は，PHP 5.5.9 および JavaScirpt で記述されており，MySQL をデータベースとして持つ．本システム上に配置された情報閲覧ビューは，共有された情報を Google Maps 上にマーカとして表示する機能を有している．

3.　システム評価方法

開発したシステムの評価にあたって，小学校の総合学習の授業時間に，スマートフォン講習会および地域アセスメント会を実施した．この会は，千葉県内にある小学校の教諭や PTA，地域ボランティアとの共同で計画・実施した．

3.1　参加者

74 名の小学 3 年生（男性：40 名，女性：34 名，年齢：8–9 歳）の他，4 名の教員（男性：1 名，女性 3 名）が参加した．この他，16 名の身体障害のない地域ボランティア（PTA と学区に住む高齢者，男性：7 名，女性：9 名）が支援者として参加した．小学生・教員・PTA のほとんどがスマートフォンの操作経験があり，ほとんどの高齢ボランティアも，我々が開催したスマートフォン教室への参加をしていた．全員がこの小学校の学区ないしはその付近に住んでいる者であった．

3.1.1　評価実験の流れ

評価実験は，2 回に渡る講義・演習形式で開催され，「総合学習」として小学生に開講された．まず初回に，小学生向けスマートフォン講習会を実施した．このとき，まずは全参加者に Apple iPhone 5s を配布し，スマートフォンで利用するジェスチャ操作について学習させた．さらにマップ，カメラアプリの使用を行い，テキスト入力の練習をさせた．さらに，我々の開発したアプリケーションの使い方を学習してもらった．

次に，第 2 回目の演習として，本アプリケーションを用いたアセスメント会を実施した．この際，小学生を 20 グルー

図 4: 参加者によって撮影された写真の例

図 5: 参加者によって集められた地域情報

プに分割し，状況の簡易評価（アイコン選択）・テキスト入力の他，写真撮影を行ってもらった（集められた写真の例は図 4 参照）．この際，教員・地域ボランティアが，小学生の見守りを行う形を取った．アセスメントの際の所用時間は約 2～3 時間である．実地アセスメントの終了後，地域ボランティアが中心となって，小学生グループごとに集めた情報を図 3 のインタフェースを用いて整理した．

結果の分析にあたっては，集められた情報の数を集計した他，情報収集時の行動について取りまとめた．さらに，過去に同地点で高齢者によってアセスメントされた際の結果と比較した．

3.2　結果と考察

本稿では，収集された情報とアセスメント中の参加者の行動について述べる．

3.2.1　収集された情報

小学生グループによって集められた情報の例を図 5 に示す．合計で 169 件の情報が共有された．このうち，27 件が通過しやすい/安全（○），45 件が要注意（！），95 件が通過しにくい/危険（×），4 件が備考（？）として報告された．また地点ごとの個々人の評価は，合計で 593 件であり，140 件が [○]，208 件が [！]，255 件が [×]，18 件が [？] との内訳であった．これらの結果から，参加した小学生は，主として危険な場所や注意が必要な場所を発見・記録する傾向にあったといえる．なお，同様の傾向は若年ボランティア，高齢者，バリアフリー専門員においても同様であった [7,8]．

青いマーカ（○）として登録されている情報には，安全である道やこども 110 番として登録されている場所が含まれていた．なお，我々が過去に高齢者において行った地域アセスメントにおいては，子供が遊ぶのに安全な公園や広場などが共有されていた [8] が，小学生はこのような場所の情報は登録していなかった．この原因は，アセスメント場所の説明は室内で行われた他，大人による見守りがあったためと思われる．この結果として，小学生は普段よりも真面目な行動を取り，普段立ち寄る遊び場などには行かなかったと考えられる．

表 1: 小学生グループにおける記録項目の数ごとの相関行列

	[○]	[!]	[×]	[?]
Total # of inputs	0.686	0.688	0.705	0.539
[○]		0.240	0.078	0.078
[!]			0.467	0.258
[×]				0.511

一方で，黄色・赤色のマーカ（危険・要注意）として登録された情報には，狭く見通しの悪い道，交通量の多い道，歩道にガードレールのない場所，路面状態の悪い道，工事中の場所が含まれていた．これらの情報においても，高齢者群との入力の違いが見受けられた．高齢者群においては，過去に交通事故が報告された場所など，事前知識に基づいた情報の登録もなされていた．ただし，小学生の方が積極的に歩き回ったり，地域環境の様々な状況に興味を示したため，高齢者群よりも登録していた地点数が多い点に違いがあった．

3.2.2　アセスメント中の参加者の行動

表 1 に小学生グループごとの各マーカの登録数ごとの相関係数行列を示す．これらの結果は，入力総数が多いグループほど，[○]（安全）と思しき情報を多く投稿している事を示唆している．つまり，それほど登録した情報の数が少なかったグループほど，安全な場所に関する情報を登録せず，危険・要注意な場所のみを登録する傾向があった．したがって，活発に情報を登録していたグループほど，危険な場所・安全な場所によらず，様々な地域状況を記録する傾向があったと言える．図 6 の上図は，これら活発なグループにより記録された情報の一覧であり，活発でないグループにより共有されたものがの下の 2 つの図である．活発でないグループに付き添った保護者は，彼らをアセスメントに集中させるのに苦労した旨を報告している．ただし，保護者が叱った所，真面目に情報収集するようになったこともあった．このため，小学生グループのモラルを安定させるにあたって，保護者の管理・監督などの必要性が示唆された．

アセスメント中において，小学生らは交互に一人ひとりスマートフォンを用いて写真の撮影を行い，スライダーを動かして場所ごとの評価を行った．流れについて述べる．まず彼らは，情報共有するに望ましい場所を見つけ，写真を撮影する．次に，安全かどうかをスライダーを動かして一人ひとり交互に評価し，場所ごとの状況を議論しあった．こども 110 番の場所を見つけた場合は，写真を撮影した子供がこども 110 番の登録用ボタンを押した．最後に，操作を行った子供が，次に主たる操作を行う子供にスマートフォンを手渡した．スマートフォンを持っていない子供は，主として記録すべき場所，特に要注意・危険な場所を探すのに集中していた．これら一連の流れは概してスムーズに行わ

図 6: 小学生グループに収集された地域情報の例．上左・上右図は 10 地点以上の情報が共有された例である一方で，下左・下右図は 10 地点に満たない情報が共有された例である．

れた．教師らによる事前指示の他，時に保護者らによる見守りの基であったためだと考えられる．

しかし，一方で地域アセスメントに積極的な子供とそうでない子供で行動に差があった．積極的でない子供は，アセスメントには興味を示さず時に非協力的であった一方で，スマートフォンでゲームをしたがるなどの傾向があった．一部の子供は保護者の叱責の後でもこの行動を改めなかった．幾つかの CSCL（コンピュータによる協調学習）に関する研究例によると，ゲーミフィケーション要素を利用することで，効果的に子供の興味を引くことが可能であると述べている [15–17]．例えば，Geocaching においては情報ごとに発見の難易度を設定することで，参加者の関心を引き立てるなどの方法を取っている．また，オンライン学習サイトなどでは，学習量に応じたポイントを付与し，累積量を可視化することで，本人の継続動機を高めるなどの工夫がある．本研究においても，このような要素を加えることで，彼らの地域への興味を高めることが出来る可能性がある．

3.2.3　教員らによるフィードバック

ご協力いただいた教員によると，本システムによって地図の判読が難しい小学生でも，地図上の場所に紐付いた情報登録が容易であると報告された．本研究の実施前は，紙ベースの地図とデジタルカメラを渡してアセスメントを実施していたが，現在地の地図上への対応関係が分からなくなる児童が多く，結果として彼らがやる気をなくしてしまうケースがあった．また教員らは，本システムによって，彼らが地域アセスメントに集中できる点と，あとで自身らが収集した情報を確認できるようになり，地域の状況や交通状況，バリアフリー状況などの学習に効果的に行える点を指摘していた．

謝辞　本研究は、JSPS 科学技術研究費 (15K16394) の助成の基で行われた．

参考文献

[1] 野口 武悟, ”「合理的配慮」の基盤としての情報のアクセシビリティ：障害のある人にもない人にも情報を届けるために,” 情報管理, 58(4):259-270, 2015.

[2] H. Holone and G. Misund, “People helping computers helping people: Navigation for people with mobility problems by sharing accessibility annotations,” in Computers Helping People with Special Needs, pp. 1093–1100, Springer, 2008.

[3] 多目的トイレマップ, http://wc.m47.jp/

[4] 認定 NPO 法人 ことばの道案内「ことナビ」, http://www.kotonavi.jp/

[5] Bmaps（ビーマップ）- バリアフリー情報共有アプリ, https://bmaps.world/

[6] T. Miura, K. Yabu, M. Sakajiri, M. Ueda, A. Hiyama, M. Hirose, T. Ifukube, ”Evaluation of crowdsourced accessibility information sharing,” J. Tech. PwD, 3:232-245, 2015.

[7] 三浦 貴大, 藪 謙一郎, 坂尻 正次, 上田 麻理, 檜山 敦, 廣瀬 通孝, 伊福部 達, ”身体障害者のためのバリアフリー情報の共有: 実地アセスメントとクラウドソーシングによる入力情報の比較,” 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 21(2):283-294, 2016.

[8] 三浦 貴大, 藪 謙一郎, 荻野 亮吾, 堤 可奈子, 檜山 敦, 廣瀬 通孝, 伊福部 達, ”ReAcTs: ボランティアによる実地アセスメントを支援する バリアフリー状況収集・整理プラットフォーム,” 情報処理学会 デジタルプラクティス, 8(1), pp:21-29, 2017.

[9] 上田 麻理, 三浦 貴大, 藪 謙一郎, ”スマートフォンによる音環境アクセシビリティマップ作成の試み,” 日本音響学会 2015 年秋季研究発表会, 2 pages, 2015. 9, 会津大学.

[10] K. Vredenburg, J.-Y. Mao, P. W. Smith, T. Carey, ”A survey of user-centered design practice,” Proc. ACM CHI ’02, pp: 471–478, 2002.

[11] Apple iOS Human Interface Guidelines, https://developer.apple.com/ios/human-interface-guidelines/ (Last checked: 2016/08/14)

[12] M. Kobayashi, A. Hiyama, T. Miura, C. Asakawa, M. Hirose, T. Ifukube, ”Elderly user evaluation of mobile touchscreen interactions,” LNCS, 6946:83–99, 2011.

[13] Brooke J, ”SUS: a ’quick and dirty’ usability scale,” Usability evaluation in industry, pp:189-194, 1996.

[14] Bangor A, Kortum PT, Miller JT, “An Empirical Evaluation of the System Usability Scale,” International Journal of Human-Computer Interaction, 24(6):574-594, 2008.

[15] M. Papastergiou, Digital game-based learning in high school computer science education: Impact on educational effectiveness and student motivation, Computers & Education, 52(1):1–12,2009.

[16] N. Ptakauskaite, P. Chueng-Nainby, H. Pain, Supporting Social Innovation in Children: Developing a Game to Promote Health Eating, Proc. IDC ’16. ACM, 688–693, 2016.

[17] K. O’Hara, Understanding geocaching practices and motivations, Proc. CHI ’08. ACM, 1177–1186, 2008.

盲ろう学生のための遠隔要約筆記伝達支援ソフトウェアの試作

Experimental teaching assistant communication software for a deaf-blind student

○ 大西淳児（筑波技術大学）　杉崎信清（筑波技術大学）　松尾政輝（筑波技術大学）
坂尻正次（筑波技術大学）　三浦貴大（東京大学大学院）　小野束（筑波技術大学）

Junji ONISHI, Tsukuba University of Technology
Nobukiyo Sugisaki, Tsukuba University of Technology
Masaki MATSUO, Tsukuba University of Technology
Masatsugu SAKAJIRI, Tsukuba University of Technology
Takahiro MIURA, Graduate School of the University of Tokyo
Tsukasa ONO, Tsukuba University of Technology

Abstract: IPTalk is one of famous software to distribute a summary of someone's speaking to deaf people. However, the interface of this software is designed for sighted people. Thus, deaf-blind students cannot be following up to read messages contributed by IPTalk software real-timely. To solve this issue, we have developed the particular communication assist software for deaf-blind students. This report describes the outline of our developed software and summary of trial experiments.
Key Words: special education system, deaf-blind communication, education engineering, assistive technology

1. はじめに

盲ろうとは，視覚障害と聴覚障害を合わせ有する状態をいう．視覚情報と聴覚情報は膨大な情報量を有しており，かつ，リアルタイムによる情報伝達を行うことができ，教育においては重要な役割を果たす．そのため，この二つの感覚機能に障害を受けると，重篤な情報障害，コミュニケーション障害が生じうることになる．このことから，教員には盲ろう教育に特有な専門性が必要になる．パーキンス盲学校が中心となって行われた研究成果 (1) によると，次の二つの専門性が必要であると言われている．

1. 核となる専門性
2. 盲ろう教育について必要な知識の専門性

核となる専門性とは，教師が盲ろう者と強い信頼感に基づく人間関係を築くことを意味し，その信頼関係の土台の上に，盲ろうに関連する専門的知識と技術を使うことで，盲ろう者の個人的・社会的能力を開発できるとされている．つまり，一般には様々な人と接することによって，外部環境からの情報を耳や目で偶発的に，意図せずに，日常的に様々な事象を学ぶことになる．ところが，盲ろう者は，このような自然に発生する偶発的な事象から学習をすることが極めて困難な状況に置かれている．そのため，このような偶発的な事象から学ぶことを教師が丁寧に教えていくことが求められる．

次に，盲ろう教育についての必要な知識は 44 項目に及ぶが，これらは以下の 7 領域に分類されている．

1. 盲ろうとは
2. 個人のアイデンティティ，人との関係，自尊心の確立
3. 概念の発達
4. コミュニケーション
5. 聞くことと見ること
6. 定位と移動
7. 環境の整備と教材

文献 (1) には，これらを具現化するために必要な技能について，具体的に記述されている．このように，盲ろう者に対する教育においては，様々な観点での準備が多く必要である．

ところで，盲ろう者はどのようにして他者と会話（コミュニケーション）をするのだろうか．一般的な方法は大きく次の 7 つに分類されている．

1. 手話：初めは聾で手話によるコミュニケーションをしていたが，後に盲ろうになった場合
2. 点字：初めは盲で点字の読み書きに習熟していた人が，後に盲ろうになった場合
3. 手書き文字：盲ろう者の手のひらに文字を書いて伝える方法（手のひら書きともいわれる．）
4. 音声：盲ろう者に聴力が残っている場合
5. 筆談：盲ろう者に視力が残っている場合
6. 指文字：日本式（５０音式）指文字やローマ字式指文字など
7. キュードスピーチ（話し言葉を視覚化するツール）など

これらのコミュニケーション方法の選択は，盲ろう者の状態やコミュニケーション時の環境等によって選択することになる．基本的ポリシーとしては，利用できる感覚を最大限に活用することを重視した方法を採用することになる．

一方，近年のコンピュータ技術の発達によって，盲ろう者のためのコミュニケーションデバイスが既に存在する (2)．たとえば，図 1 に示す Deafblind Communicator は，点字キーボードと点字ディスプレイを備えた装置で，18 から 32 文字を提示することができる．図では，Deafblind Communicator と QUERTY キーボードを備えたスマートフォンで Bluetooth 機能を介して，盲ろう者と盲人の間で会話をしているケースを示している．この利用シーンでは，Deaf Communicator のキーストロークはスマートフォンに送信され，テキストとして表示される．スマートフォンに入力されたテキストは，Deaf Communicator 上に点字として表示し，互いにコミュニケーションをとっている．このような装置は，様々なタイプがあるが，基本的な機能はほぼ同一であり，教育現場における教師と盲ろう学生間の情報伝達の基本的な枠組みとして活用できると考えられる．

次に，盲ろう学生への教育に関して視点を移してみよう．盲ろう学生への教育においては，意思疎通の形態を確保，学問的な発達を最大にする環境，および，障害者を支援するための教育技法および教材の使用を組み入れることが求められる．このとき，最も大きな課題が意思疎通形態の確立である．過去の本学の事例 (3) では，弱視難聴の重複障害を持つ学生に対して，授業にノートテイクを導入して情報保障を行っている．この事例では，通常のノートテイクと異なり，拡大読書器を使用した朱書き要約筆記とパソコン要約筆記（拡大文字）の両方を併用し，それぞれの機能の持つ長所を活かして意思疎通をしている．この結果，従来は 3 割程度しか内容把握ができなかったのが，7 割把握に改善されたと報告している．この報告でもパーキンス盲学校のガイドライン

Fig.1　Deafblind Communicator[2]

にある信頼関係の確保が重要と指摘しているが，パソコン要約用ソフト iptalk[4] を介して文字情報を提示し，盲ろう学生が画面上で視認する形態で授業を進めている．このとき，各説明等については開始と終了を明示しながら，双方向のやりとりによる連携を行っている．また，文献 [5] では，点字ディスプレイによる盲ろう者向け通訳法について報告している．この報告では，点訳スキルがない人でも IPtalk や BM ユーティリティを用いて点訳を行う方法を提案している．この報告によると，スクリーンリータ NVDA による機械点訳を利用することで特別な点字スキルがない人でも気軽に点訳できる環境の構築が可能であるとしており，今日の情報技術を巧みに活用すれ学習環境は，IT 技術によって改善することを示唆している．

ここで，講義を進行していく上で唯一の課題が，情報のリアルタイム共有である．授業の現場で盲ろう学生と教師の間で少なくとも教師の解説を実時間で学生に伝達することが求められる．ここで，先ほどのコミュニケーションを支援する機器を使用し，パソコン要約筆記で解説を伝えたと仮定すると，音声での理解と同じ時間コストで情報を伝達するのは困難である．更に，ろう者向けの字幕システムのように目で把握するほどのスピードも期待できず，要約筆記で伝えられる文字情報をどの程度のスピードで把握するかは学生のスキルに依存することになる．そのため，授業環境において要約筆記を使ったコミュニケーション形態を構築する場合，少なくとも以下の 2 点が重要なポイントとなる．

- 点字の提示は，盲ろう学生の読むペースに併せること．
- 要約筆記の内容がどこまで伝わっているか教師側にフィードバックすること．

そこで，この報告では，まず，盲ろう学生と教師との講義における適切な情報共有を目的として，従来から利用されている要約筆記のソフトウェア IPTalk と連携して動作し，かつ，上記に示した 2 つの機能を実現した盲ろう学生への情報伝達のソフトウェアを開発した．このソフトウェアでは，要約筆記された字幕情報を学生自身のペースで点字で読み取るための機能を備え，かつ，読み取りの状況を教師側のコンソールで確認できる仕組みを構築した．これにより，教師が学生の情報把握の状況をリアルタイムで確認でき，学生のペースに応じた説明をすることができる．以下，開発したソフトウェアの概要等について述べる．

2.　システム概要

2.1　システム全体の概要

開発したシステムは，従来から運用されている要約筆記の字幕提供システム IPTalk から字幕表示情報を独自開発したリレーサーバで中継し，盲ろう学生が必要とする点字出力を行うクライアントソフトウェアおよび点字出力されている文章をリアルタイムで確認できる教師用クライアントで構成する．図 2 に基本構成を示す．利用するハードウェアは，Windows10 が動作する PC3 台および点字表示ディスプレイは KGS 社の BrailleTender BT46 を利用し，点字出力処理のエンジンとして NVDA2017-2 を利用した．

このシステムは，以下の 4 つのコンポーネントから構成されている．

- IPTalk 用クライアント
- 盲ろう学生が使用する点字表示専用クライアントソフトウェア
- 教師用クライアント（学生がアクセスしている字幕文をリアルタイムで表示）
- IPTalk の字幕情報の中継および学生と教師間の読み取り状況の中継を行う中継サーバ

以上のソフトウェアを Microsoft Visual Studio 2017 Community 統合環境を活用して C 言語により開発した．

2.2　要件定義

開発したソフトウェア「BTalk」の要件定義について説明する．まず，学生と教師が利用するクライアントソフトウェアの機能要件は，以下のとおりとした．

- 設定ファイルにより教師用クライアントと学生用クライアントのモード切り替えができる．
- 中継サーバから送られてくる要約筆記字幕を点字ディスプレイに表示できる．
- 受信した字幕は，リスト管理し各字幕を ID で管理する．
- 点字ディスプレイに表示する字幕文を利用者が選択できる．
- 接続先中継サーバの指定を設定ファイルで変更できる．
- 学生用クライアントモードでは，点字ディスプレイで表示している字幕の管理 ID を中継サーバへ送信する．
- 教師用クライアントモードでは，中継サーバから送られてきた管理 ID に該当する字幕リストを背景赤色で表示する．
- 中継用サーバとの接続は，TCP 通信を用いてポート 11000 番を指定して接続する．

これらを実装したクライアントの動作状況を図 3 に示す．図では，左側が盲ろう学生が使用する学生モードで起動したクライアント，右側のノート型 PC が教師用モードで起動したクライアントが表示されている．教師用クライアントの赤色の部分が学生が点字ディスプレイに表示している字幕文字データの位置を示している．学生が点字ディスプレイを操作して，表示する文字を切り替えるとほぼ遅延を生じることなく，教師用のクライアントに表示反映される．

次に，中継サーバの要件定義について説明する．中継サーバの機能要件は，以下のとおりとした．

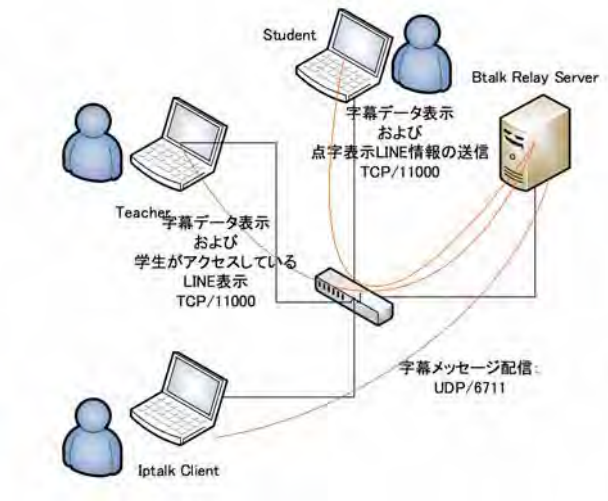


Fig.2　システム全体構成

- IPTalk からの字幕データを受信する．
- 字幕データをデータセットで管理し，内部にデータを保管する．
- 字幕データを接続してきたクライアントへ TCP 通信で同時配信する．
- クライアントから送信されたメッセージ ID 管理番号を教師モードクライアントへ中継配信する．

中継サーバは，主に IPTalk からの字幕を受信し，受信した字幕を開発したクライアントへ一斉配信する機能と学生の点字読み取り状況をリアルタイムで共有するためのメッセージ管理番号を学生モードと教師モードのクライアント間で共有させる機能をもつ．これらの通信機能は，TCP により実装し，アプリケーション層のプロトコル定義によって，同一のソケットを使ってメッセージのやり取りを行うこととした．

3. おわりに

この報告では，盲ろう学生に講義をする際に利用できる要約筆記字幕配信ソフトウェアを開発した．このソフトウェアでは，IPTalk の機能では問題となる学生のニーズと状況に合わせた提示をする機能を実装し，学生主体で字幕情報を読み取れるようにした．テスト動作では，リアルタイムに字幕を表示し，前節で示した要件を満たしていることは確認できている．今後は，システムテストを十分に行い，ソフトウェアの品質評価を実施した上で，試験的な利用評価を行う予定である．評価テストを通過した後，実際の教育指導の場面で使用し，様々な観点で評価を実施することによって問題点・改善点等を見いだしながら，教育システムとして成熟させることを計画している．

謝辞

本研究は科学研究費補助（15K04540, 15K01015）および国立大学法人筑波技術大学平成 28 年度教育研究高度化推進事業競争的教育研究プロジェクト A の助成を受けた。ここに感謝申し上げる。

参考文献

(1) Marianne Riggio, Deafblindess: Educational Service Guidelines, Perkins School for the Blind, 2009.
(2) Communication technology persons who are deafblind
`http://www.perkinselearning.org/videos/webcast/communication-technology-persons-who-are-deafblind`
last viewed 7/28/2017.
(3) 宮川正弘，関田巌，犬井千明，視聴覚重複障害学生に対する情報補償-ノートテイクについて-，筑波技術短期大学テクノレポート，Vol.9(1), pp.1-5, 2002.
(4) IPtalk
`http://www.geocities.jp/shigeaki_kurita/`
last viewed 07/28/2017.
(5) 関田巌，点字ディスプレイによる盲ろう者向け通訳法　ー設定方法ー，筑波技術大学テクノレポート，Vol.24 (2), pp.6-11, 2016.
(6) NVDA 日本語版
`http://nvda.jp/`
last viewed 07/28/2017

Fig.3　学生用および教師用クライアントの動作状況

せん断応力が血栓形成反応抑制に及ぼす血液凝固反応の定量評価

Quantitative Evaluation of blood coagulation reaction to inhibit thrombus formation under shear stress

○丸山 修（産総研），川上滉貴（東理大院），村重智崇（東理大院）

迫田大輔（産総研），小阪 亮（産総研），西田正浩（産総研），山根隆志（神戸大院）

Osamu MARUYAMA, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)
Koki KAWAKAMI, Graduated School of Science and Technology, Tokyo University of Science
Tomotaka MURASHIGE, Graduated School of Science and Technology, Tokyo University of Science
Daisuke SAKOTA, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)
Ryo KOSAKA, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)
Masahiro NISHIDA, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)
Takashi YAMANE, Graduate School of Engineering, Kobe University

Abstract: Centrifugal blood pump is an essential device for severe heart failure patients. The pump generates shear stress during the rotation of the impeller inside the pump. We know from experience that thrombus formation occurs in the low shear stress region, however, the detail of the mechanism has not yet been made clear, that is, what elements of the blood components is shear-stress responsive. We aimed to find out the shear-responsive blood coagulation factor of human blood, using a double-cylinder type rheometer. We concluded that factor V was the one of shear-responsive element and directly inactivated by shear loading and inhibited the reaction of blood coagulation system at the shear rate of 2,880 s^{-1} as an index of shear stress for 3 hours.

Key Words: Blood pump, Blood coagulation factors, Rotational rheometer, Shear rate

1. 緒言

重篤な心不全患者に対する外科的治療法として，血液ポンプを用いて機械的に心機能をサポートする補助循環が有効である．しかし，血液ポンプ内部の淀み域の低せん断速度域で血栓が形成することがあり，血液ポンプ内での血栓形成は大きな課題となっている(1),(2).

生体内における血栓形成反応のひとつに血液凝固系がある．血液凝固系での血栓形成反応は，異なる複数の血液凝固因子が連続的に活性化し，決まった順序で連鎖的に進行する反応である．血液凝固系の反応は，内因系凝固反応と外因系凝固反応の二つに分けられる．内因系凝固反応は，血管内の陰性荷電面上で血管壁が傷ついて露出したコラーゲンに接触して開始する凝固反応である．外因系凝固反応は，血管損傷が生じると，血管内皮下にある組織因子が出現し，この組織因子との接触を起点として血液凝固が開始する凝固反応である．

一方，生体外における血栓形成では，血液が異物表面と接触することで，血小板が活性化して異物表面に凝集し，血液凝固反応が進行する(3)．さらに，血液ポンプの場合では，インペラの回転によってせん断応力が発生し，このせん断応力によって，血小板が活性化することによって血液凝固反応が進行する一方，血栓形成反応抑制にも関与している(4)．したがってポンプ内血栓形成反応のメカニズムがせん断応力の影響を受けて，内因系または外因系の血液凝固因子の反応にどのように関与し，さらに血小板の存在が凝固系の血栓形成反応にどのように関連するのかを定量的に調べることが必要であると考えている

そこで本研究では，内因系および外因系の血液凝固反応において，せん断応力がどの血液凝固因子に影響を及ぼすのか，またどの程度，血栓形成反応抑制に関与するのか，さらに血小板による影響があるのか，これらを明らかにすることを目的とした．

2. 実験方法

2-1. 試験血液および試験血漿

ボランティアによるヒトから採取した血液をクエン酸ナトリウムで抗凝固し(最終濃度: 0.32 w/v%)，このヒト全血を試験血液として使用した．また，この試験血液を遠心分離し，血小板を除去したヒト血漿を試験血漿として使用した．

本実験は，国立研究開発法人産業技術総合研究所ヒト由来試料実験倫理委員会の承認を得て行った．

2-2. 試験血液へのせん断負荷

本実験では，せん断負荷装置として外筒回転式二重円筒型レオメータの改造品(Rheologia A300，株式会社エルクエスト)を使用した．装置の外観およびせん断負荷部を図 1 に示した．

試験血液または試験血漿 5.0 mL を外筒内に入れて，外筒を本体に装着し，恒温槽によって 37° C に加温した．外筒を回転させて血液にせん断応力を負荷した．せん断応力の指標としてせん断速度 2,880 s^{-1}，せん断負荷時間 3 時間をせん断負荷条件とした．せん断負荷後，外筒より血液を採血し，試験血液については，直ちに遠心分離をして血漿を取り出した．

本実験では，自動血液凝固測定装置(CA-50，シスメックス株式会社)を用いて，せん断負荷後の試験血液から得た血漿，またはせん断負荷後の試験血漿について，内因系凝固反応を反映する活性化部分トロンボプラスチン時間(APTT)，外因系凝固反応を反映するプロトロンビン時間(PT)を計測した．併せて，内因系または外因系凝固反応に対応する各血液凝固因子を欠乏させた血漿（凝固因子欠乏血漿，シスメックス）を混合させたときの APTT および PT を計測し，この数値からそれぞれの血液凝固因子の活性を，APTT または PT に与える影響として定量した．

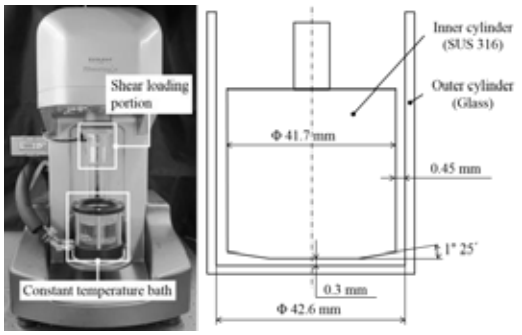


Fig.1　Appearance of shear stressor

3. 実験結果および考察

せん断負荷前後において，試験血液から得た血漿の APTT および各内因系凝固因子欠乏血漿を混合させたときの APTT を図 2 に示した．全血の APTT は 36.2 s から 38.3 s まで 2.1s, すなわち 5.9%延長したが，せん断負荷前後で有意な差は見られなかった．内因系凝固因子のうち，第 V 因子の反応を反映する APTT の延長が最も顕著で, 55.2 s から 63.3 s まで 14.6%延長した．また, PT および外因系凝固因子欠乏血漿を混合させたときの PT を図 3 に示した．全血の PT は 11.3 s から 13.0 s に 14.8%延長した．また，外因系に関与する血液凝固因子のうち，第 V 因子の反応を反映する PT は 25.9 s から 31.4 s に 21.3%延長した．

一方，試験血漿の APTT 及び内因系凝固因子欠乏血漿を混合させた APTT を図 4 に示した．これより，ヒト血漿にせん断速度を負荷した前後の APTT は 38.8 s から 84.8 s に 118.8%延長した．また，内因系に関与する血液凝固因子のうち，第 V 因子の反応を反映する APTT は 58.4 s から 86.8 s に 48.7%延長した．また, PT および外因系凝固因子欠乏血漿を混合させた PT を図 5 に示した．これより，ヒト血漿にせん断速度を負荷した前後の PT は 10.9 s から 19.1 s に 74.9%延長した．外因系に関与する凝固因子のうち，第 V 因子の反応を反映する PT は 26.2 s から 39.9 s に 52.4%延長した．

以上の結果から，ヒト血液またはヒト血漿にせん断速度を負荷すると，内因系および外因系に共通の血液凝固因子である第 V 因子の反応が大きく抑制され，全体として血液凝固反応が抑制されることがわかった．またこの結果は，血小板を含まない血漿でも，むしろ顕著に生じており，したがって血液凝固第 V 因子は，血小板の影響を受けることなく，せん断応力を負荷することで活性が低下し，血栓形成を抑制する因子の一つであることが明らかとなった．

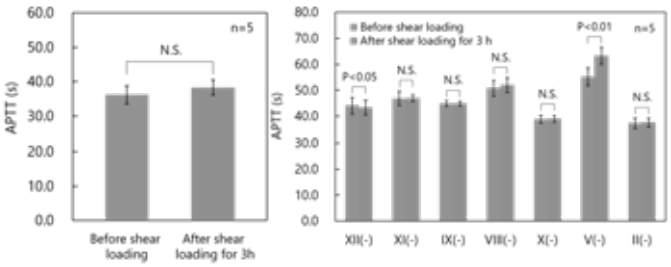


Fig.2　APTT of human whole blood and each intrinsic coagulation factor after shear loading

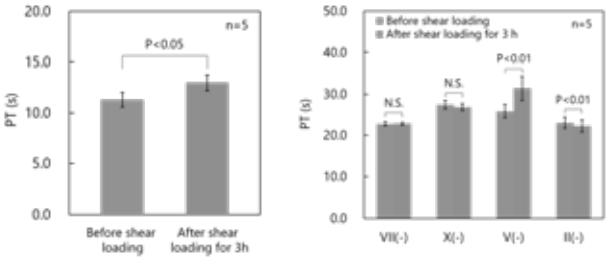


Fig.3　PT of human whole blood and each extrinsic coagulation factor after shear loading

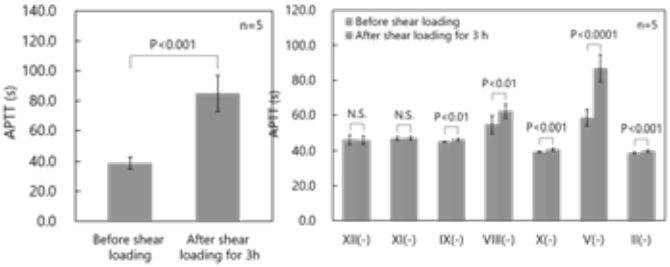


Fig.4　APTT of human plasma and each intrinsic coagulation factor after shear loading

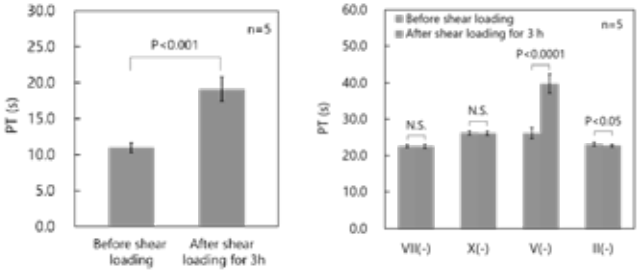


Fig.5　PT of human plasma and each extrinsic coagulation factor after shear loading

4. 結論

内因系および外因系凝固に共通の血液凝固第 V 因子は，2,880s^{-1} のせん断速度で 3 時間のせん断負荷を行うことで，血小板活性化の影響を受けることなく活性化が低下し，血栓形成反応の抑制に寄与しているものと結論した．

参考文献

(1) N. A. Mokadam, S Andrus, A Ungerleider, Thrombus formation in a HeartMate II, Eur J Cardiothorac Surg, Vol.39, No.3, 2011.

(2) M Toyoda, M Nishida, O Maruyama, et al., Geometric Optimization for Non-Thrombogenicity of a Centrifugal Blood Pump through Flow Visualization, JSME International Journal, Vol.45, No.4, 2002.

(3) 森有一，丹沢宏，血栓をつくらない材料，高分子，Vol.22, No.11, pp.613-617, 1973.

(4) O Maruyama, R Kosaka, M Nishida, et al., In vitro thrombogenesis resulting from decreased shear rate and blood coagulability, Int J Artif Organs, Vol.39, No.4, pp.194-199, 2016.

長期使用後の人工肺内血栓分布と数値解析による推定血流状態との比較検討

Investigation of thrombus distribution after long term use and Computational analysis of blood flow behavior in an oxygenator

片桐　伸将*, 簗谷　朋典*, 武輪　能明*, 水野　敏秀*, 巽　英介*, 福井　康裕**

Nobumasa KATAGIRI*, Tomonori TSUKIYA*, Yoshiaki TAKEWA*, Toshihide MIZUNO*, Eisuke TATSUMI*, Yasuhiro FUKUI**

Abstract

Some of oxygenators in extracorporeal membrane oxygenation (ECMO) systems have been demonstrated durability for over 1 week continuous use recently. In this study, we conducted chronic ECMO animal experiment using a membrane oxygenator (BIOCUBE2000), and systematically evaluated the change of thrombus formation due to conditions of anticoagulant therapy and ECMO period by quantifying the thrombus distribution in the oxygenator after ECMO using an image processing. As a result of the area ratios of red thrombus at inlet side, middle of fiber bundle and outlet side were 0.049, 0.001 and 0.013 in the group for 2 weeks without continuous anticoagulation. And, we tried to compare results of the thrombus distributions to numerical analysis for blood flow in the oxygenator. There were similar distributions between observed thrombus in the section images and calculated lower velocity region in the oxygenator.

Key Words

ECMO, long term use, quantifying the thrombus distribution, oxygenator, numerical analysis

1．はじめに

近年 ExtraCorporeal Membrane Oxygenation(ECMO)システムに組込まれている膜型人工肺には，一週間以上にわたり連続使用された実績を有する製品もある．ECMO 期間中，バイパス血流量，血液回路内圧，時には血液ガスデータでさえも連続的に測定され，管理指標として用いられている．しかしながら，デバイスの耐久性の性能向上に伴い，救命救急の心肺補助から 1 週間を超える呼吸補助への応用が試みられている中，血液回路内血栓分布は安全性に関わる重要な因子であるにも関わらず，ECMO 期間中の連続的な計測が困難である．臨床使用に際して，ECMO 使用後の人工肺内血栓に関する評価が実施される機会もほとんどない．もし，長期使用後の人工肺内血栓分布に関する実用的な検討資料があれば，それらは今後の臨床現場において有用な情報になり得ると考えられる．

本研究では，耐久性に優れる膜型人工肺(BIOCUBE2000)を用いた長期 ECMO 動物実験を行い，画像処理による ECMO 後の人工肺内血栓分布の定量化により，抗凝固療法と ECMO 期間の条件による血栓形成の違いを系統的に評価した．さらに，この実測血栓分布と数値流体解析による人工肺内の血流状態について比較検討した．

年　月　日受付

年　月　日掲載決定

*国立循環器病研究センター研究所人工臓器部，

**東京電機大学理工学部電子・機械工学系

2．方法

2.1 慢性動物実験

BIOCUBE2000 人工肺，ROTAFLOW 遠心ポンプおよび PVC チューブから構成され，全血液接触面を抗血栓性に優れるヘパリンコーティング(T-NCVC)にて表面処理された ECMO 回路を使用した．成シバヤギ(8 頭，19-30 kg)に対して経頚静脈右房脱血―頸動脈送血の VA-ECMO を導入し，覚醒下にて長期の呼吸循環補助を施行した．送脱血管の挿入直前に，全例においてヘパリン投与を行った．遠心ポンプ回転数は，バイパス血流量 1.5

L/min を維持する様に調節した.

2.2 長期 ECMO 時の検討条件

2 種類の抗凝固療法条件と2 種類の ECMO 期間条件の組み合わせによる 4 つの群(各 n = 2)に分けて実験を行った. 抗凝固療法は, 臨床の使用状況を参考に全血凝固時間が 150-200 sec となるように持続ヘパリン投与した条件と, 最も厳しいヘパリン等の抗凝固療法を一切施行しない条件とした. ECMO 期間は, 2 週間と 5 週間とした.

2.3 人工肺内血栓の血栓画像処理

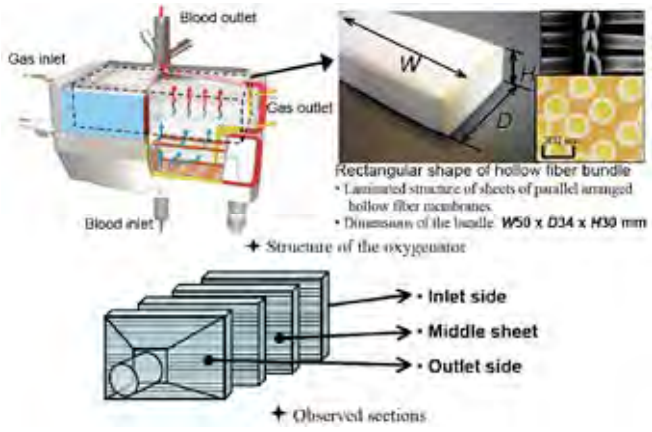


Fig.1 Structure of the oxygenator (BIOCUBE2000) and observed sections in the oxygenator without heat exchanger

各条件にて長期連続使用した後の人工肺に対し, 生理食塩液を用いて 100ー200 mL/min 程度の低流速で血流路内の血液を洗い流した. 本人工肺は, 縦糸により等間隔に並列配糸されたガス交換中空糸膜のシートを, 血液主流方向に積層した直方体状の中空糸束から構成されている(Fig.1 Top). 今回の血栓分布の評価では, 透明の血液 inlet および outlet ハウジングを含む人工肺の血液流入側中空糸断面から血液流出側中空糸断面にわたる各中空糸束断面を撮影した(Fig.1 Bottom). 市販画像処理ソフトウェアである Photoshop を用いて, 各断面画像の明るさの標準化, 画像の 2 階調化による赤色血栓の抽出, 赤色血栓の面積比率を計算することで定量化を行った.

2.4 数値解析による人工肺内血液流れ状態の推定

市販 CFD ソフトウェア（Star-CCM+, CD-adapco japan）を用いた有限体積法にて数値解析を行った. 中空糸膜型人工肺の数値解析に関して, 中空糸束内を多孔質媒体中の血液流れとみなし, 中空糸よりも粗いメッシュに対して以下の Darcy の法則に基づく Ergun の式を適用する手法を用いた [1].

$$\frac{p_0 - p_L}{z} = \underbrace{\frac{1.75\rho(1-\varepsilon)}{\varepsilon^3 D_p}u^2}_{\text{慣性抵抗項}} + \underbrace{\frac{150\mu(1-\varepsilon)^2}{\varepsilon^3 D_p^2}u}_{\text{粘性抵抗項}}$$

圧勾配項

$$\alpha = \underbrace{\frac{1.75\rho(1-\varepsilon)}{\varepsilon^3 D_p}}_{\text{慣性抵抗係数}} \qquad \beta = \underbrace{\frac{150\mu(1-\varepsilon)^2}{\varepsilon^3 D_p^2}}_{\text{粘性抵抗係数}}$$

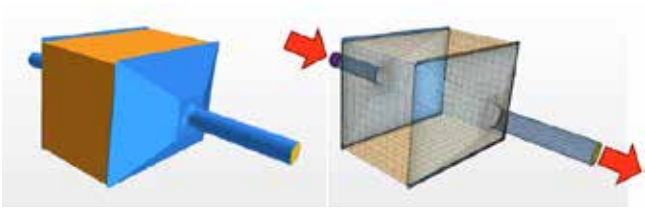


Fig.2 Geometry of numerical analysis of the blood flow in the oxygenator (BIOCUBE2000)

本人工肺を, 流入側血流路, 中空糸束部分の血流路および流出側血流路より構成される 3D モデルとして模擬した（Fig.2 left）. 本研究では, 中空糸束前後の詳細な血流状態を解析するために, 中空糸束部分のメッシュ分割（3376 cells）に対して, 流入側および流出側部分を詳細なメッシュ分割（各 178000 cells）とした（Fig.2 right）. 解析条件は, 3D, 定常, 流体密度および粘度一定, 層流モデルとした. 物性値および境界条件を Table 1 に示した.

Table 1 Fluid properties and boundary conditions

Fluid (Blood)	
Density(ρ) [kg/m^3]	1056
Viscosity(μ) [Pa・s]	0.03
Boundary conditions	
Inlet	1.5 L/min (Constant)
Outlet	Free
Wall	No slip

血液の物性値および本人工肺の仕様より算出した慣性抵抗係数 α=22878736 kg/m^4, 粘性抵抗係数 β=10268340 kg/m^{3}s を計算に用いた.

3. 結果

3.1 長期 ECMO 使用後の人工肺内血栓付着状態

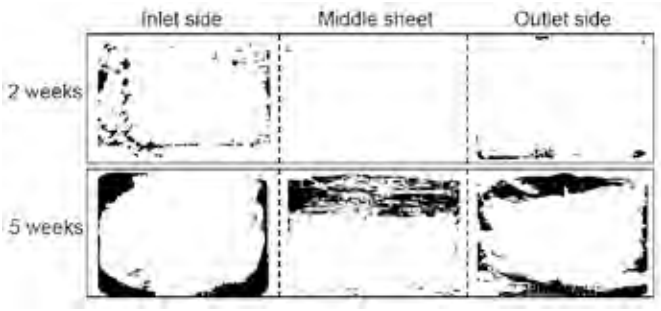


Fig.3 Binarized images of red thrombus distributions in the oxygenators after long-term ECMO in case with no continuous anticoagulation

長期心肺補助使用後の人工肺内血栓付着状態の例として, 抗凝固療法を施行しなかった 2 週間と 5 週間の 2 階調化画像を Fig.3 に示した. 2 週間の血栓分布状態では, 中空糸束の中央シート部分ではほぼ血栓がないが, 流入側辺縁部に散在する血栓

および流出側の辺縁部分の長辺側に局在する血栓が認められた．5 週間の血栓分布状態では，いずれの部位でも血栓が増加しており，中空糸束の中央シート部分も辺縁部の長辺側に局在する血栓が認められた．

3.2 抗凝固療法と使用期間による赤色血栓面積率

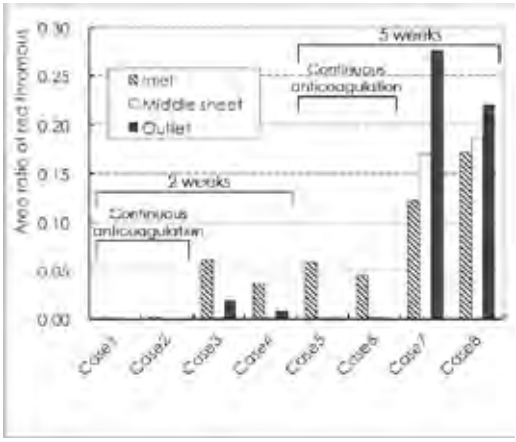


Fig.4 Area ratios of red thrombus according to anticoagulant therapy and ECMO period

赤色血栓面積比率のグラフをFig.4に示した．持続抗凝固療法下で 2 週間使用した例では，各観察面でほぼ血栓を認めなかった．非持続抗凝固療法下で 2 週間使用した例では，中央シート部分に血栓を認めず，流出側でわずかな血栓面積比率（平均 0.013），流入側ではその倍以上の血栓面積率（平均 0.049）を示した．持続抗凝固療法下で 5 週間使用した例では，流出側で非持続抗凝固療法下で 2 週間使用した例と同等の血栓面積率（平均 0.052）を認めたが，中央シート部分および流出側ではほぼ血栓を認めなかった．非持続抗凝固療法下で 5 週間使用した例では，全観察面で血栓を認め，流入側から流出側にかけて血栓面積率が増加する傾向（流入側平均 0.147，中央シート部分平均 0.178，流出側平均 0.249）が見られた．

3.3 数値解析により推定した人工肺内血液の流速ベクトル分布と速度分布

推定流速ベクトル分布（Fig.5 left）によると，流入側では慣性により血流速が高い値のまま中空糸束付近で主流方向と直交する向きに変わり，旋回流と停滞部を生じさせている．それに対して，中空糸束内と流出側では，流路に沿った一様な流速ベクトルであった．

推定速度分布（Fig.5 right）によると，流出側の中空糸束後流全域で，血流速度が中空糸束内の半分以下まで減速していた．流出側ケースの壁面に近い縁部付近，特に長辺側辺縁部分（Fig right, axial section parallel to the short side）では，顕著な低流速領域が示された．この推定低流速領域は，観察された流出側血栓分布状態（Fig, outlet side）とも一致する傾向を認めた．

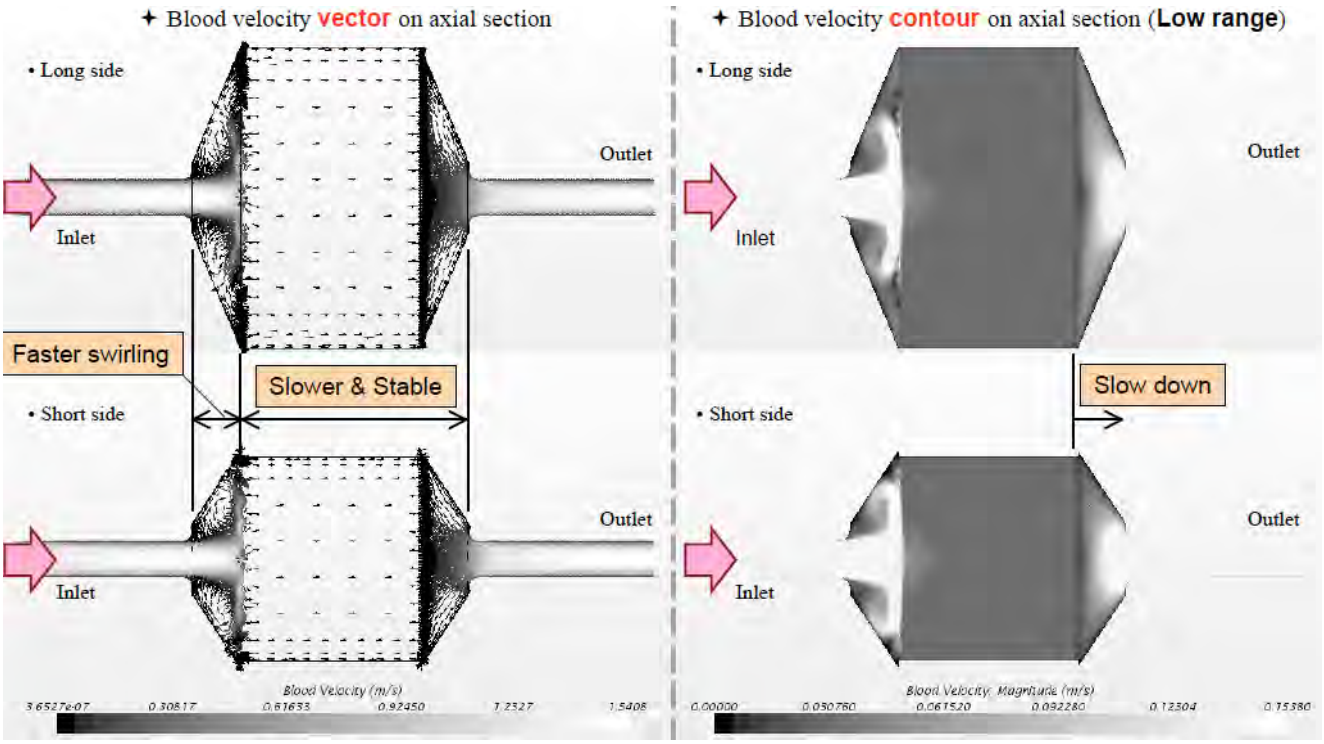


Fig.5 Estimated flow velocity vector distributions and velocity magnitude distributions of the oxygenator

4．考察

まず，本 ECMO 条件において，中空糸束内の平均流速は約 3 cm/s, その直前の流入側と直後の流出側は断面積が 2 倍以上になるため平均流速が半分以下になる．中空糸間距離は約 140 mm であり，流入側と流出側に比較して，中空糸束内では血流せん断速度も高くなる．そのため中空糸束内に比較して，流入側と流出側は流れの面から血栓防止に不利と考えられる．

数値解析による推定流速ベクトル分布（Fig.5 left）によると，速い旋回流が生じうる流入側の方が，流路に沿った一様な流速ベクトルを示す流出側よりも，洗い流しの面で血栓防止に有利であると考えられた．推定速度分布（Fig.5 right）によると，全体的に流速が半減する中空糸束の後流と流出側ケースの壁面に近い辺縁部分で低流速領域が生じうるため，血栓好発部位となることが推察された．

これは実際の血栓面積率が高い持続抗凝固療法下で 5 週間使用した結果（Fig）とは一致する．さらに，流入側の血栓分布を除くと，非持続抗凝固療法下で 2 週間使用の結果や持続抗凝固療法下で 5 週間使用の結果とも一致する．

流入側の血栓付着状態に関しては，主に人工肺内で血栓形成が進行した場合，推定された人工肺内流れ分布に応じた血栓付着状態となり得るが，人工肺内で血栓形成が進行していない場合であっても，ポンプ等の上流側から飛来した血栓が人工肺の中空糸束で捕獲されることにより，数値解析により推定した人工肺内流れ分布とは異なる傾向で血栓面積率が相対的に高くなると推察された．

5．まとめ

本研究では，膜型人工肺を用いた慢性 ECMO 動物実験を実施し，使用後の人工肺内血栓分布を画像処理にて定量化することで，抗凝固療法と灌流期間による血栓形成の変化を系統的に評価することが可能であった．BIOCUBE2000 人工肺内血栓分布の系統的な評価により，人工肺流出側の血栓面積比率として，持続抗凝固療法下・5 週間の連続使用で 1 %以下，非抗凝固療法下・2 週間の連続使用でも 2 %以下の可能性が示された．数値解析により推定した本人工肺内血液流れの分布との比較により，部位ごとの血栓形成の特徴が推察されるとともに，上流側からの飛来血栓が人工肺内中空糸束にて捕獲される可能性も示された．

5．参考文献

1) A.Funakubo,I.Taga,et. al.:Flow vectorial analysis in an artificial implantable lung. ASAIO Journal,383-387(2003)

小動物用外部灌流型人工肺の開発

山田拓実[1),]根岸宜通[2),]住倉博仁[2),]藤井豊[3),]荒船龍彦[1)2),]大越康晴[1)2),]矢口俊之[1)2),]本間章彦[1)2)]

1)東京電機大学大学院理工学研究科電子機械工学専攻

2)東京電機大学理工学部理工学科電子機械工学系

3)新潟医療福祉大学医療技術学部臨床技術学科

Development of an extracapillary blood flow type oxygenator for small animals

Takumi Yamada[1)],Norimichi Negishi[2)],Hirohito Sumikura[2)],Yutaka Fujii[3)],Tatsuhiko Arafune[1)2)],
Yasuharu Ohgoe[1)2)],Toshiyuki Yaguchi[1)2)],Akihiko Homma[1)2)]

Key words：人工肺，体外循環，SIRS，設置方向

1．背景

膜型人工肺を用いた体外循環は開心術の補助循環として多く用いられている．しかし，生体に様々な影響を及ぼすが，その多くの原因が未解明である．その一つに全身性炎症反応症候群(SIRS:Systemic Inflammatory Response Syndrome)がある．これは術時の外傷や感染症などにより血液中にサイトカインが産出され，血液凝固や酸素代謝がうまくいかなくなり，多臓器不全の原因となる．この原因を解消するため，小動物モデルの体外循環による実験により，血球分析や化学マーカー，炎症マーカーの計測などの生体反応を評価する研究が行われている[(1)].

2．目的

小動物実験に使用される動物はマウスやラットなどであり，これらの小動物は体重を 400～500g とすると血液量は 30～40mL と非常に少ないため，血液充填量の少ない内部灌流型の人工肺が使用される．しかし，ヒトを対象とした体外循環では内部灌流型ではなく外部灌流型が多く使用されている．そこで本研究では，小動物用の低充填量を実現する外部灌流型人工肺の開発を行うことを目的とした．

今回，円筒形の外部灌流型人工肺を新規に製作し，ガス交換性能と圧力損失について評価，検討を行ったので報告する．

3．実験方法

3．1　外部灌流型人工肺の概要

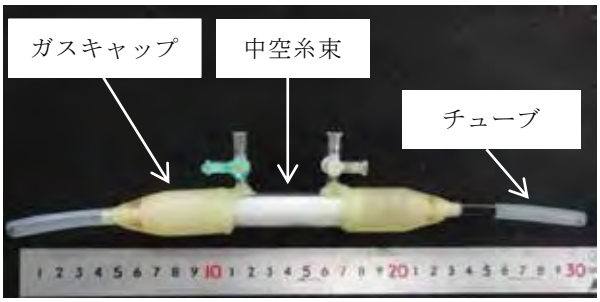
製作した外部灌流型人工肺は先行研究の結果から円筒形の人工肺とした．人工肺に使用した中空糸は多孔質膜のポリプロピレンでハウジングはポリカーボネートとした．製作した人工肺の仕様を表 1 に示した．また実際に製作した人工肺を図 1(a)に，その人工肺の全体像の外観図を図 1(b)に，その断面図を図 1(c)示した．

3．2　*in vitro* 評価実験

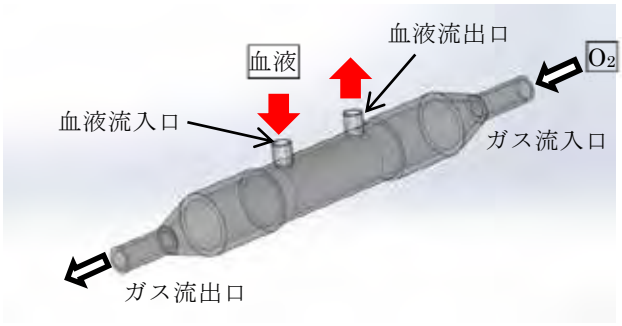
人工肺の試作数を 3 として牛血液を用いた *in vitro* 評価を行った．血液は表 2 に示した AAMI による標準静脈血液条件に調節した[(2),(3)].

表 1　外部灌流型人工肺の仕様

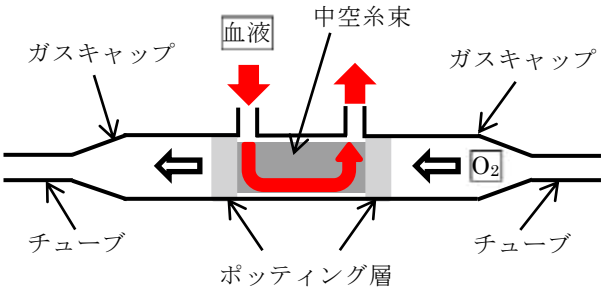
中空糸の直径[μm]	200
中空糸の長さ[mm]	50
中空糸束の直径[mm]	16
中空糸の充填率[%]	30
中空糸有効膜面積[m^2]	0.0613
血液充填量 [mL]	7



(a) 製作した人工肺



(b) 外観図



(c) 断面図

図 1 外部灌流型人工肺の概要

実験はローラーポンプで血液流量を 30，50，70 [mL/min]として人工肺に送血した．酸素流量 V と血液流量 Q の比(V/Q 比)を 1 として実験を行った．人工肺を通過した血液は廃液とする一回通過法とした．

ガス交換性能は各血液流量において血液を 1.0[mL] シリンジで人工肺流入側，および流出側よりサンプリングし，血液ガス分析装置（SIEMENS : RapidLab348）を用いて測定を行った．

圧力損失は，ガス交換能の測定と同様にして人工肺の流入側および流出側で圧力を測定し，その差を圧力損失とした．

今回は外部灌流型人工肺の設置方向について比較検討を行った．図 2 のように血液を人工肺の左上から流入，右上から流出し，酸素ガスを中空糸内部に右から左に流れるように設置する横型と，図 3 のようにその横型を垂直方向に 90 度回転させ血液を人工肺の右下から流入，右上から流出し，酸素ガスを中空糸内部に上から下に流れるように設置する縦型の 2 つの設置方法で実験を行った．

表 2　標準静脈血液

pH [-]	7.2±0.1
PCO2 [mmHg]	45±5
PO2 [mmHg]	35±5
BE [meq/L]	0±5
Hb [g/dL]	12±2
Hct 値 [%]	43±5
温度 [℃]	37±2

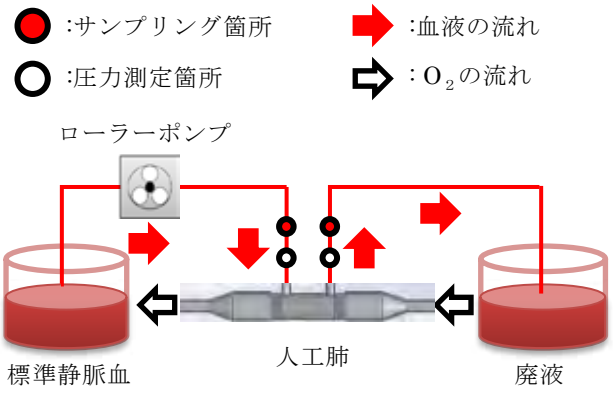


図 2 外部灌流型人工肺(横型)の実験回路図

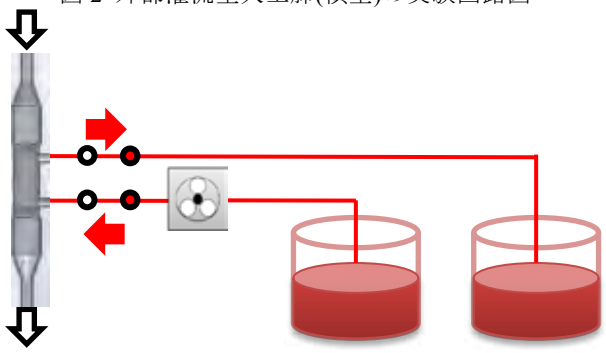


図 3 外部灌流型人工肺(縦型)の実験回路図

4. 実験結果

4. 1　ガス交換性能測定

各人工肺(n=3)の酸素移動量の測定結果のグラフを図 4 に，二酸化炭素の測定結果のグラフを図 5 に示した．それぞれの図中の破線は基準である AAMI 基準を示した[(1),(2)]．

図 4，図 5 よりすべての測定した値において血液流量増加にとともに酸素移動量，二酸化炭素移動量の増加が確認された．

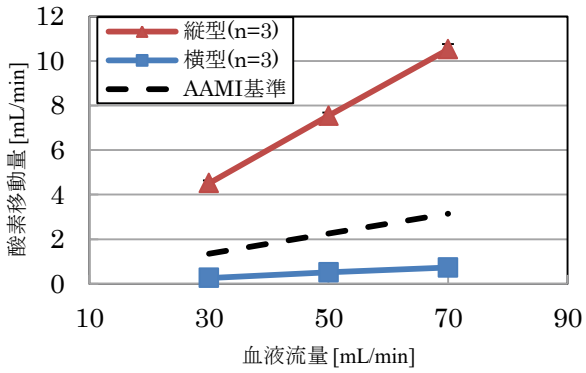


図 4 酸素移動量

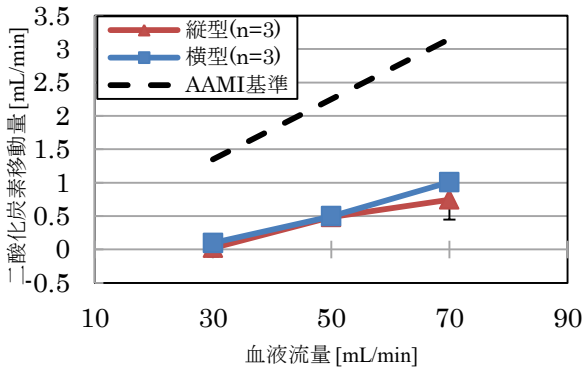


図 5 二酸化炭素移動量

4. 2　圧力損失測定

各人工肺(n=3)の圧力損失のグラフを図 6 に示した．

図 6 より血液流量増加とともに圧力損失も増加することが確認された．

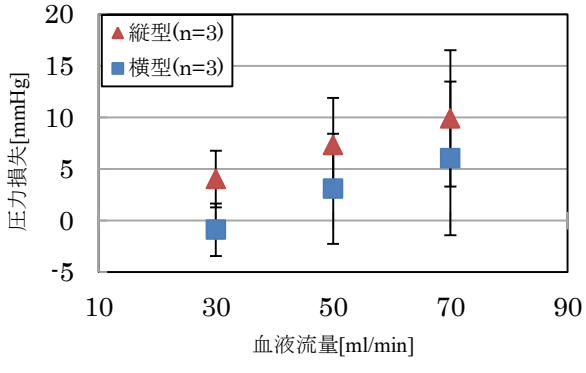


図 6 圧力損失

5．考察

5．1　ガス交換性能測定

酸素移動量は横型に比べて縦型はすべての測定した値で高い結果が確認できた．これは人工肺のハウジング内部での血液の流れが酸素移動量に影響していると考えられる．

二酸化炭素移動量はすべての測定した値がAAMI基準値を下回った．

このことから人工肺の血液流入口と流出口の位置や使用方法によって同じ人工肺でもガス交換性能が変化することが考えられる．

5．2　圧力損失測定

横型に比べて縦型がすべての血液流量で高い値を示している．人工肺の設置方向が圧力損失に影響を与えることが考えられる．

6．結論

小動物用の外部灌流型人工肺を製作し，*in vitro* 評価実験を行い，ガス交換性能と圧力損失を測定した．製作した人工肺は横型，縦型の二つの使用方法で評価を行い，横型に比べて縦型の方が高い酸素移動量を示すことが確認できた．

参考文献

(1) Yutaka Fujii, Mikiyasu Shirai, Shuji Inamori, Akito Shimouchi, Takashi Sonobe, Hirotsugu Tsuchimochi, James T. Pearson, Yoshiaki Takewa, Eisuke Tatsumi,and Yoshiyuki Taenaka: Insufflation of Hydrogen Gas Restrains the Inflammatory Response of Cardiopulmonary Bypass in a Rat Model, Artificial Organs,37(2),pp.136-141,2012

(2) Standard for blood/gas exchange devices(oxygenators): Association for the advancement of Medical Instrumentation(AAMI).Revision(Draft).1982.

(3) David W Fried, Benjamin N DeBenedetto and Joseph J Leo: Rethinking the AAMI/ISO‘International Standard’for oxygen transfer performance of artificial lungs Perfusion,9,pp.335-342,1994

小型遠心ポンプを用いた可搬型血液濾過システムに関する研究

A study of a portable hemofiltration system with a small centrifugal pump

○湯浅 若菜[1]，大西 直人[1]，古賀 聡[1]，山根 隆志[1]，丸山 修[2]，山本 健一郎[3]，松田 兼一[4]
（1：神戸大学工学研究科，2：産業技術総合研究所，3：川崎医療福祉大学，4：山梨大学医学部救急集中治療医学講座，）

Wakana YUASA, Naoto OHNISHI, Satoshi KOGA, Takashi YAMANE (School of Engineering, Kobe University), Osamu MARUYAMA (AIST), Ken-ichiro YAMAMOTO (Kawasaki University of Medical Welfare), Kenichi MATSUDA (School of Medicine, University of Yamanashi)

1.　背景・目的

わが国の透析患者は，2014 年末に約 32 万人を超え，毎年増加傾向にある．現在透析にはローラーポンプが使用されており，バスキュラーアクセス（シャント）の進歩により十分な血液流量が確保され安全に行われている．しかしシャントを作製されていない緊急の患者は，血液流量が不十分になりローラーポンプによる不具合現象を起こすこともある．そこで，本研究で試作したの血液濾過用小型遠心ポンプを用いることにより，不具合現象防止・膜ファウリングの安定化等の利点が生じると考えられる．またシャントが不要になり末梢静脈からのバスキュラーアクセスが可能になる．さらに本装置は大量の透析液を必要としないため，災害時に透析施設が機能不全に陥っても，簡易血液浄化装置としても濾過機能に限定し使用できる可能性がある．

本装置は血液ポンプとして試作した遠心ポンプ，濾液ポンプとしてフィンガーポンプを使用することを想定としている．そこで，本実験では，血液ポンプと濾液ポンプの組み合わせによる濾過特性を比較することを目的とする．

2.　実験装置・方法

濾過特性を比較するため，図 1 のように回路を組んだ．使用したポンプは表 1 の通りで，血液ポンプと濾液ポンプの組み合わせ，計 4 通りの試験を実施した．使用した血液の状態は表 2 の通りである．すべての回路で市販のヘモフィルタ（NIPRO, UT-300, 膜面積 0.3 m^2）を使用し，濾液と返血の混合とリザーバー内の血液を撹拌するために撹拌用ポンプ（泉工医科工業，MERA）を 2000 rpm で駆動した．血液流量は 50 mL/min に固定し，濾液流量を図 2 のように変動させ各部の圧力変化を測定した．

試作遠心ポンプ DP7 について性能曲線を取得し，使用条件である圧力 70 mmHg，血液流量 50 mL/min を満たす 2500 rpm で駆動させた．

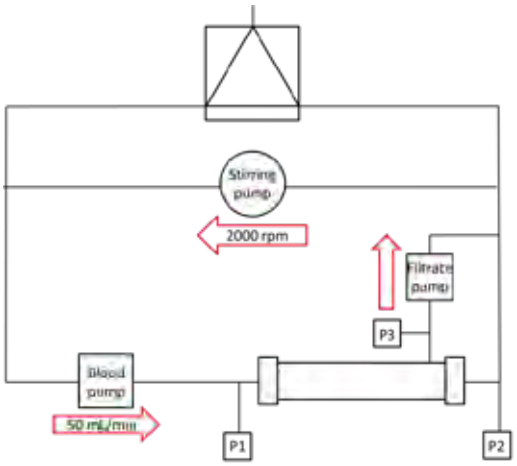


Fig. 1 Test circuit shema

Table. 1 Used pumps

	Type of pump	Type of flow
Blood pump	Centrifugal pump（DP7）	Steady
	Roller pump（NIPRO，MP-301）	Pulsatile
Filtaratio pump	Roller pump（EYELA，MP-3）	Pulsatile
	Finger pump（NIPRO，FP-N11）	Rectilinear

Table. 2 Blood data

Blood	
Type	Bovine blood
Hematocrit	30 %
ACT	Over 1000 s
Anti-septic	Kanamycin
Anti-coagulant	Trisodium citrate
Blood volume	700 mL
Flow rate	50 mL/min

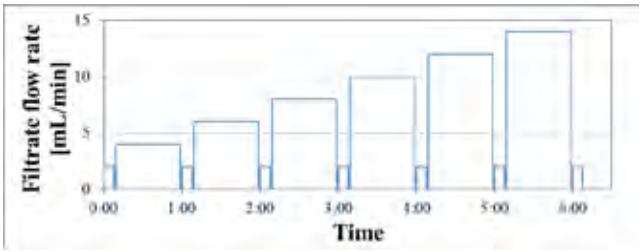


Fig. 2　Filtrate flow schedules

3.　実験結果・考察

フィルタの目詰まりの評価指数として，以下で定義される膜間圧力差 TMP を用いて評価した．

$$TMP = \frac{P1 + P2}{2} - P3$$

ここで，P1 はヘモフィルタ入口圧力，P2 はヘモフィルタ出口圧力，P3 は濾過圧力である．

図 3～5 に実験結果を示す．図 3 は濾液流量 14 mL/min での平均 TMP，図 4 は濾液流量 14 mL/min での TMP 上昇率，図 5 は濾液流量 2 mL/min での TMP 上昇率である．なお，図中の横軸は血液ポンプの種類と濾液ポンプの組み合わせを示している．

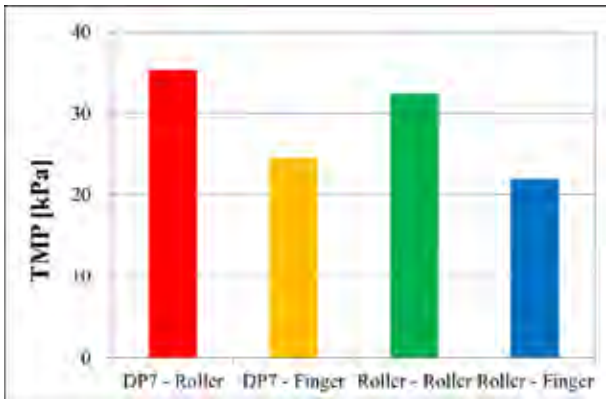


Fig. 3 TMP average

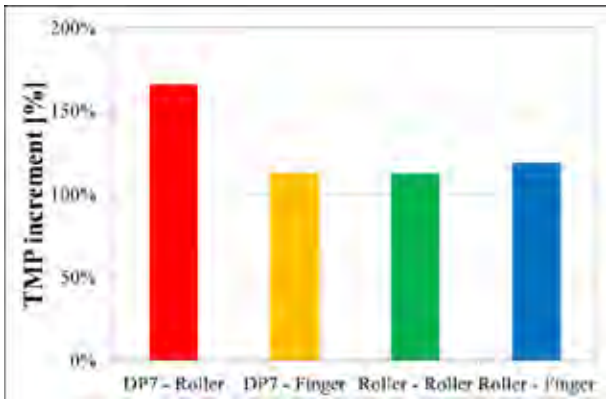


Fig. 4 TMP up of rate

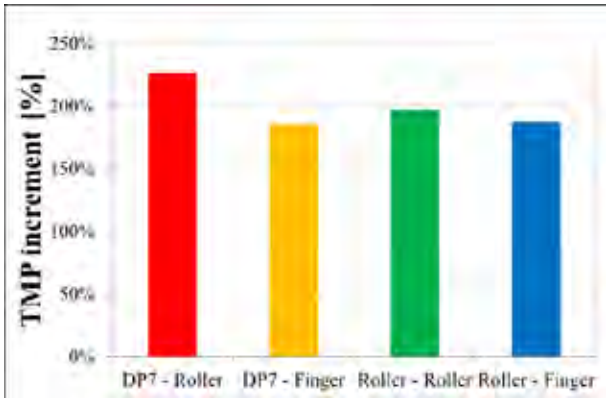


Fig. 5 TMP up of rate
（Filratete flow rate: 2 mL/min）

図 3 より，TMP は濾液ポンプによって変化すると言える．これは，濾液ポンプの流れの種類が異なることで，濾過圧力の差が生じたためと考えられる．これにより，濾過用ポンプとして，ローラーポンプよりもフィンガーポンプを用いる方が，フィルター負荷が小さいと言える．

図 4 より，遠心ポンプとローラーポンプの組み合わせでは TMP は大きく上昇するが，それ以外では，ほぼ上昇しないこと，つまり，フィルター目詰まりが同程度で進行すると言える．

図 5 より，濾液流量 2 mL/min での TMP 上昇率はどの組み合わせでも同程度であった．つまり，フィルタ側面への目詰まり（不可逆ファウリング）の発生は同程度で進行すると言える．

4.　結論

血液濾過において濾液ポンプが膜負荷を大きく左右することが分かった．従来用いられてきた血液ポンプ・濾液ポンプともにローラーポンプの組み合わせよりも，新規提案する血液ポンプとして遠心ポンプ，濾液ポンプとしてフィンガーポンプを用いる方が，膜負荷が小さいことがわかった．また，不可逆ファウリングの発生は同程度である．装置の可搬性を加味すれば，遠心ポンプとフィンガーポンプを用いたシステムが，優れていると言えよう．

謝辞

本研究の一部は，ニプロ株式会社との共同研究にて行われた．

参考文献

（1）政金生人・中井滋ほか，わが国の慢性透析療法の現況，日本透析医学会雑誌 Vol.49 No.1，2016
（2）松田兼一・平澤博之・平山陽，第 17 章血液浄化法，改訂新版説 ICU-循環管理編，真興交易医書出版部，p.286-321，2002

体外循環磁気浮上血液ポンプにおける浮上回転インペラ不釣り合いの径方向変位への影響

Influence of imbalance impeller in extracorporeal magnetic levitation blood pump

○ 大野康平（茨城大）　増澤徹（茨城大）　長真啓（茨城大）　佐藤遼太（茨城大）

西村隆（東京都健康長寿センタ）　許俊鋭（東京都健康長寿センタ，東京大学）

Kouhei Ohno, Toru Masuzawa, Masahiro Osa, Ryota Sato, Ibaraki University
Takashi Nishimura, Tokyo Metropolitan Geriatric Hospital
Syunei Kyo, Tokyo Metropolitan Geriatric Hospital, The University of Tokyo

Abstract: A magnetically levitated blood pump has been developed to recover cardiac function of acute heart failure patients. A rotating speed of the levitated impeller of the blood pump is changed in synchronization with heart beat to increase coronary flow of a natural heart or regulate its load. The levitated impeller is restricted by the passive stability of the magnetic system in the radial direction and the impeller can move around the center of the pump due to the imbalance of the mass of the levitated impeller. Radial displacement of the normal impeller and the umbalanced impeller were measured with a rotating speed range from 600 to 3000 rpm in the air. The levitation control of the umbalanced impeller was failed at a rotating speed of 2600 rpm. The reason why the umbalancd impeller should be investigate because the centrifugal force caused by the attached mass is smaller than the radial restoring force of the nomal impeller.
Key Words: Maglev blood pump, Ventricular assist device, Acute cardiac failure, Magnetically suspended motor

1. 緒言

現在，重篤な心不全患者に対しては心臓移植までの橋渡しあるいは永久的な使用を目的として補助人工心臓が用いられている．最近では補助人工心臓装着中に心機能が回復する事例が報告され，補助人工心臓を自己心機能の回復のために使用することが注目されている(1)．更に，ポンプの補助流量を心拍に同期して変更させることで，効果的な心臓治療が期待できる．本研究では，急性心不全患者の心臓治療を目的とした体外循環磁気浮上型血液ポンプの開発を行っている．本血液ポンプは低溶血，抗血栓性を実現するために磁気浮上モータを採用している．

本ポンプはシステムの簡略化のため浮上インペラの径方向位置に関しては能動制御を行わず，永久磁石の受動安定性により支持している．そのため，ポンプ運転中にインペラが径方向へ変位する可能性がある．この原因の一つとして，浮上回転インペラの質量の不釣り合いが挙げられる．本稿では，人為的に質量中心をずらし径方向変位を測定することで，質量中心不釣り合いの径方向変位への影響を見積もったのでこれを報告する．

2. 方法

2.1 体外循環磁気浮上血液ポンプの概要

Fig. 1 に体外循環磁気浮上血液ポンプを示す．本血液ポンプは，6 枚の羽根を持つ浮上インペラ，磁気軸受，モータ，ポンプケーシングから構成される。インペラの上下両表面に永久磁石とヨークを設置し，磁気軸受とモータによってインペラを軸方向に挟み込む構造のアキシャル型磁気浮上モータとした．インペラの上下両表面にかかる磁気軸受とモータの軸方向磁気吸引力を釣り合わせることで，インペラを磁気支持して浮上させる．インペラの軸方向位置及び径方向二軸まわり傾きの三軸制御を行っている．

Fig. 2 に磁気浮上モータの浮上・回転制御システムの概要を示す．本システムは磁気浮上モータ，渦電流変位センサ，ホール IC，PID コントローラ，パワーアンプから構成される．浮上インペラの軸方向位置及び径方向 2 軸周り傾きは渦電流変位センサで検出し，回転速度はホール IC で検出する．各センサ出力から PID コントローラで制御電流を計算し，パワーアンプで各コイルに入力される．

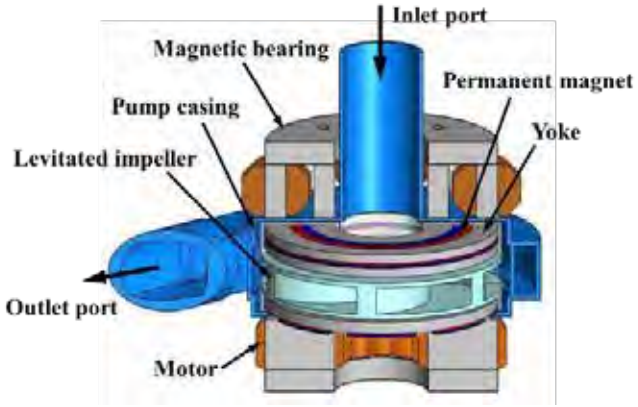


Fig. 1　Magnetically levitated blood pump

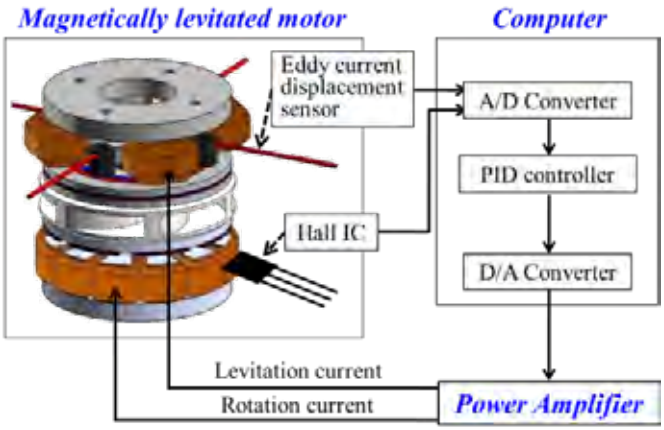


Fig. 2　Magnetically levitation control system

2.2 質量中心をずらした浮上インペラ

Fig. 3 に本血液ポンプの断面図を示す．浮上インペラの質量中心をずらすために質量 0.37 g のアルミ片を使用した．浮上インペラとポンプケーシングの径方向への間隙が 1mm と狭いため，質量はインペラの中心から 7.16 mm の位置に設置した．

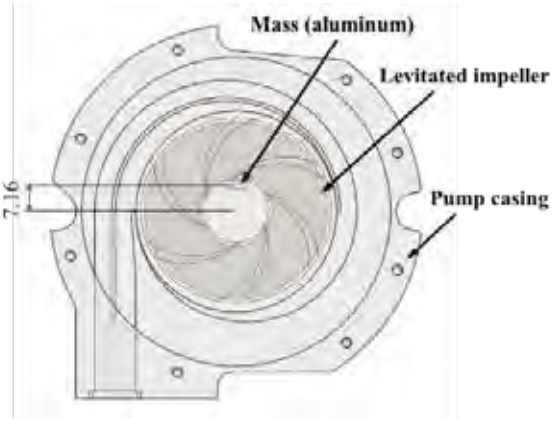


Fig. 3　The cross section of blood pump

2.3 浮上インペラの動的径方向変位測定

通常の浮上インペラと質量中心をずらした浮上インペラについて径方向変位の測定を行った．浮上インペラの径方向変位の測定には，Fig. 4 に示すレーザ変位計(KEYENCE 社製, LK-G30A, LK-G3000VA)を使用した. 回転数は 600 rpm から 3000 rpm まで 600 rpm ずつ変化させた．作動流体による流体力の影響を無視するために実験は空気中で行った．

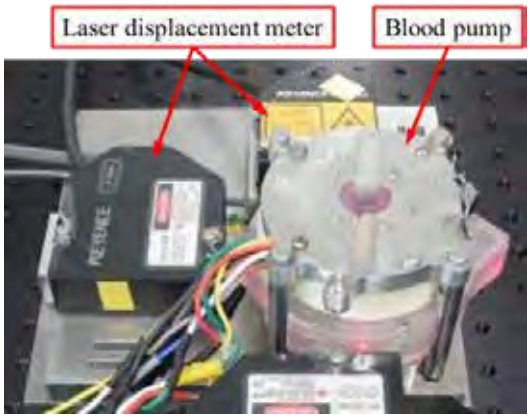


Fig. 4　Measurement instrument for radial displacement

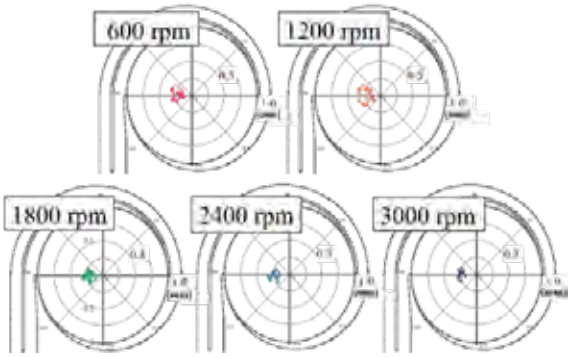
3. 結果および考察

空気中で通常の浮上インペラと質量中心をずらした浮上インペラがそれぞれ 1 回転した時のインペラの径方向浮上位置の軌跡を Fig. 5 (a), Fig. 6 に示す．

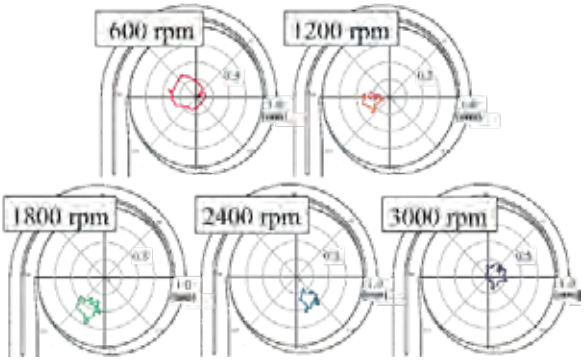
Fig. 5(a)より，通常の浮上インペラは，回転数に関係なく一定の位置で浮上回転していることが確認できる．センサーから一様に 0.2 mm 程度ずれているのは，組み立て誤差等の影響で磁気的な中心がずれているためと思われる．これより，浮上インペラ本体の質量中心はとれていると考えられる．参考に水中で通常の浮上インペラが一回転した時の径方向浮上位置の軌跡をまとめたものを Fig. 5(b)に示す．水中では各回転数で浮上位置が異なる．水中における浮上位置の変化はポンプ内流体圧力勾配によるものと考える．

Fig. 6 より，質量中心をずらしたインペラは，600 から 1800 rpm まで一定の位置で浮上し, 2400 rpm 付近から浮上が不安定になり，2600 rpm で制御が破綻した．

質量中心をずらしたインペラが比較的高回転数域で不安定になった原因として，質量の静的な不釣り合いによる遠心力が考えられるが，制御が破綻した 2600 rpm における静的な不釣り合いによる遠心力は理論計算より，4.97×10^{-3} N となった．先行研究より，浮上インペラの径方向復元力のばね定数が約 4.1 N/mm であるため，今回取り付けたアルミ片の影響は非常に小さい. しかし, 偏心質量が 0.37 g 以上では浮上回転が行えなかったため，偏心質量は確定に磁気浮上の安定性に影響を与えている．今後，質量偏心について詳細に検討を行い，原因を究明していきたい．



(a) In the air



(b) In the water

Fig. 5　Radial displacement of the nomal impeller

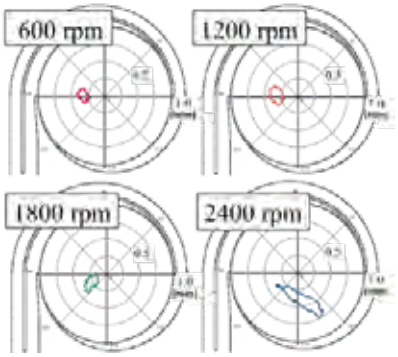


Fig. 6　Radial displacement of the umbalanced impeller

4. 緒言

空気中で通常の浮上インペラと質量中心をずらした浮上インペラの径方向変位を測定した．測定結果より，質量中心をずらしたインペラは 2400 rpm 付近で不安定になり，2600 rpm で制御が破綻することが分かった．質量の不釣り合いで生じる遠心力は，インペラの径方向復元力と比較すると小さいことが分かった．質量中心をずらしたインペラが安定しなかった原因について，今後詳細を検討する．

参考文献

(1)　Masahiko Ando, Yoshiaki Tanaka, Takashi Nishimura, Kenji Yamazaki, Shunei Kyo, Minoru Ono, Tomonori Tsukiya, Toshihide Mizuno, Yoshiyuki Taenaka, Eisuke Tatsumi, A novel counterpulsation mode of rotary left ventricular assist devices can enhance myocardial perfusion, J Artificial Organs, Published online ,2011

補助人工心臓のための 4 軸制御型磁気軸受の開発

- 3 次元静磁場解析による軸受形状検討 -

Four axes control magnetic bearing for a ventricular assist device

-Three - dimensional static magnetic field analysis for design of the bearing-

○ 小泉 綾香（茨城大）　　増澤 徹（茨城大）　長 真啓（茨城大）

Ayaka KOIZUMI, Toru Masuzawa, Masahiro OSA, Ibaraki University

Abstract: We have been developing a magnetic levitation ventricular assist device. The device consists of a magnetic bearing, a motor, and a levitated rotor. We propose new homopolar magnetic bearings which control radial position and tilting around radial axes of the outer rotor for miniaturization of the device. In this paper, three Types of the magnetic bearings are proposed. They differ from each other in magnet arrangement or magnetization direction. Their magnetic suspension characteristics such as the radial force, tilting torque, and axial passive force, were estimated by three - dimensional static magnetic field analysis. The most suitable bearing is the one whose magnets are set on the outer rotor. It has the radial force coefficient of 3.4[N/A] ,the tilting of 46[N/mm], and the axial restoring force of 2[N] at displacement of 1[mm].

Key Words: Magnetic bearing,

1. 緒言

補助人工心臓は重度の心不全患者に対して心臓移植までの橋渡しあるいは，半永久的な心機能の補助を目的として使用される．患者の行動自由度を高め，生活の質を向上させるため，長期間の体内埋込みに適した小型な補助人工心臓の開発が望まれる．我々はこれまで磁気軸受およびモータ，浮上ロータで構成される磁気浮上型人工心臓の開発を行ってきた．デバイス全体の小型化と制御システムの簡略化を図るため，本研究では磁気軸受の構造に焦点を当て，人工心臓に適用可能な新たな磁気軸受を提案する．

今回，円筒ロータの径方向位置及び径方向軸周りの傾きの 4 軸を制御する小型ホモポーラ型磁気軸受を 3 種類提案した．有限要素法を用いた 3 次元静磁場解析により，磁気支持性能を比較し，最適な軸受構造を検討した．

2. 方法

2.1 検討モデル

提案する磁気軸受は軸受ステータの外部に円筒状のロータを配置するアウターロータ型とする．最終的には血液ポンプに組み込むため，ポンプケーシングの厚みを考慮し，ロータと磁気軸受ステータの間隙は 1.5[mm]とした．ロータの外径および内径をそれぞれ 36[mm]，31[mm]とした．また，ステータ外径を 28[mm]とした．これらの寸法は固定し，永久磁石の形状と着磁方向の異なる 3 種類の軸受を検討した．

各磁気軸受モデルの断面図および寸法を Fig.1 に示す．Type A は，径方向に着磁したリング状のバイアス磁束用永久磁石をロータ内面の上部と下部に配置したモデルである．上部磁石と下部磁石の着磁方向は逆向きとなっており，ホモポーラ型の磁路を形成する．Type B は，Type A の構造を元にステータ中心部に補助ヨークを設置し，磁路を分岐させたモデルである．上下磁石の着磁方向を同一にすることで，補助ヨーク部を磁束が通るようにした．Type C は Type A と同様の磁気回路を構成するが，磁石を軸方向に磁化した円柱形状とし，ステータ中心軸部に配置する．

各モデルとも 8 つのコイルを有し，1 突極当たりのコイル巻数は 60 巻である．各コイルの励磁電流の大きさや向きを変えることで，突極と永久磁石間の磁束を増減させ，ロータに働く吸引力を制御する．

ステータおよびロータヨーク部の材質は，電磁軟鉄 SUY-1 とし，永久磁石の材質はネオジウム磁石 N48H とした．

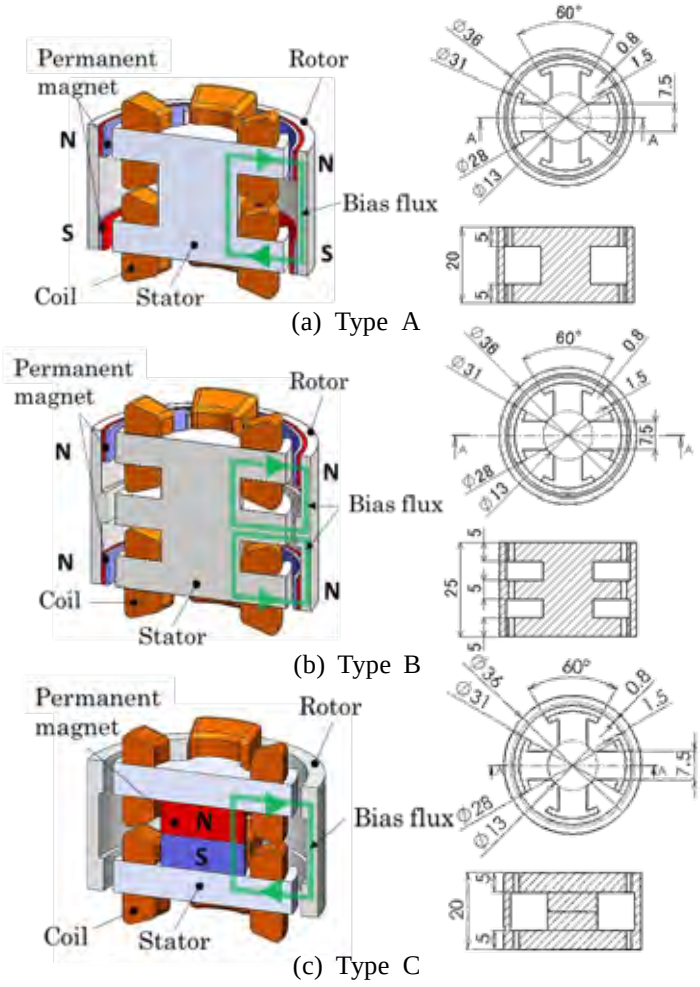


Fig.1 The structure of the 4 axes control magnetic bearings

2.2 3次元静磁場解析

有限要素法を用いた3次元静磁場解析により，各モデルの径方向磁気支持力および傾き制御トルク，軸方向支持力を求め，結果を比較した．

まず，ロータが中心位置にある状態で，制御方向に位置する4つのコイルに対し励磁電流を流し，ロータに働く径方向力を求めた．励磁電流は0，1，2[A]とした．また，ロータを径方向に変位させ，変位方向とは逆方向に制御力を発生させた．変位量は 0，0.1，0.3，0.5[mm]とし，コイルへの励磁電流は2[A]とした．傾き制御トルクは，ロータが中心位置にある状態で，4 つのコイルを励磁しトルクを発生させる．各コイルへの励磁電流は 2[A]とした．さらに，コイルは励磁せずに，ロータを軸方向に 0~5[mm]まで0.5[mm]刻みで変位させ，その際に発生する軸方向支持力を求め，ロータ軸方向の受動安定性を評価した．

3. 結果

Fig.2 に径方向支持力の結果を示す．1[A]当たりの径方向制御力は，Type A で 3.4[N/A]，Type B で 2.2[N/A]，Type C で3.0[N/A]であり，Type A が最も高い制御力を示した．Fig.3 にロータ変位時の径方向制御力を示す．変位量約 0.08[mm]において Type A と Type C のグラフが交差する．変位量が約 0~0.08[mm]の範囲においては Type A が，0.08[mm]以上の範囲では Type C が最も高い制御力を示している．径方向力 0[N]における径方向位置の値は，ロータの制御位置範囲を示す．Type A が 0.35[mm]，Type B が 0.3[mm]と同程度の値であるのに対し，Type C は 0.5[mm]以上と制御位置範囲が広い．Table1 に傾き制御トルクの結果を示す．Type A と Type C は同程度の傾きトルク値であるが，それらに比較し Type B は 28%も低い値を示した．Fig.4 に軸方向支持力の結果を示す．軸方向支持力は，Type A が最も高く，1[mm]変位時に 2[N]の支持力を持つ． Type C は 1[mm]変位時に約 1[N]と，Type A の半分程度の支持力となった．Type B は変位 2[mm]までの間に支持方向とは反対方向に力が発生し，不安定な軸方向支持特性を示した．

4. 考察

3つのモデルの中で，Type A は最も高い磁気支持性能を示した．径方向位置制御範囲は 0.35[mm]と狭いが，実機に搭載するにあたり問題のない値である．

Type B は全ての性能が低く，特に，軸方向の位置変動に対する不安定な特性は，人工心臓システム全体に悪影響を与える可能性があることから，実機への搭載は現実的でない．

Type C は，径方向支持力と傾き制御能が Type A と同程度であり，径方向制御位置範囲も広いが，軸方向支持力が Type A に比較し弱い．実装には，永久磁石の起磁力を増加させ軸方向支持性能を向上させる必要がある．しかし，永久磁石の起磁力増加には磁石形状を拡大する必要があり，軸受の小型化は難しい．以上の検討より，Type A が最も適した軸受構造と結論する．

5. 結言

補助人工心臓に適用するホモポーラ型の 4 軸制御磁気軸受を 3 種類提案した．それぞれの軸受は磁石の形状や磁化方向が異なる．3 次元静磁場解析を行い，各軸受におけるロータの磁気支持性能を評価した．その結果，磁化方向が異なる 2 個のリング状永久磁石をロータに配置し，磁気回路を形成する軸受構造が最適な性能を有すると分かった．

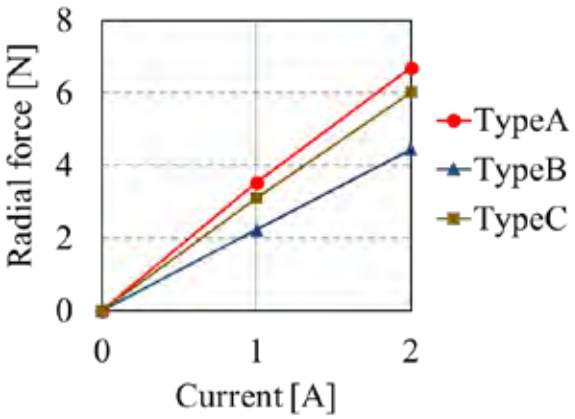


Fig.2 Relationship between current and radial force

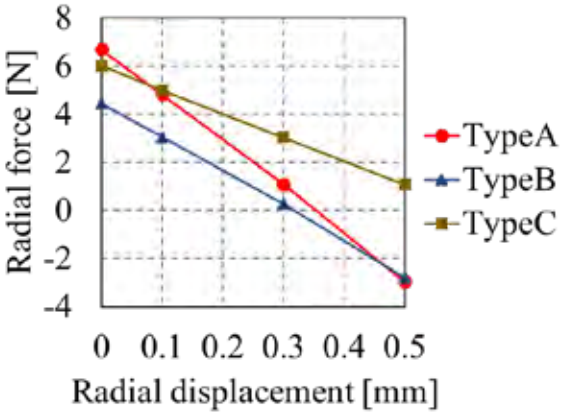


Fig.3 Radial resultant force at current 2A

Table 1 Tilting torque

	Tilting torque [mNm]
Type A	46
Type B	33
Type C	43

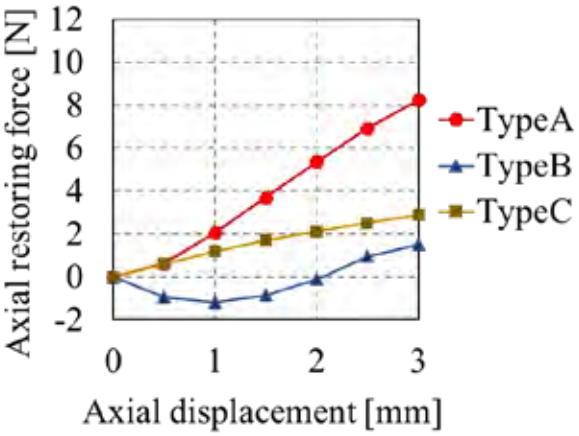


Fig.4 Axial passive stability

動圧軸受を用いた軸流補助人工心臓に関する研究

赤尾 栄塁[*1]，太田 雅人[*1]，西村 隆宏[*2]，牧田 理紗子[*2]，芳田 直征[*1]
柏崎 寿宣[*3]，幸田 陽次朗[*4]，田中 裕史[*4]，山根 隆志[*1]

1．研究背景

補助人工心臓は，回転型になり小型化し，かつ非接触軸受になって耐久性が向上した．また，チタンなどの生体適合性の良い材料で製作することで植え込みが可能になった．そうした進歩により，補助人工心臓を適用した患者にとって，QOL（Quality Of Life）は飛躍的に向上している．

ただし，植込み型人工心臓を装着できる要件は日本臨床補助人工心臓研究会にて実施基準案が策定されており，誰もが使用できるわけではなく，心臓移植に相当するか医師の判断を待つ必要がある．急性心不全などの患者には，植込み型補助人工心臓を適用するまでのつなぎ(Bridge-to-Decision)として，体外設置型の装置が使用されており，その需要は植込み型人工心臓の普及と共に高まってきている．しかし現在我が国で承認されている人工心臓は空気拍動型で 300 万円，チタン製で 1800 万円などと高価なものしかなく，　経済的な人工心臓の実現が求められている．

そこで，低流量の循環補助が可能で，経済的かつ小型な補助人工心臓を目指し，研究開発している．

2．研究目的

2.1　目的

当研究室では，循環補助として使用することのできる経済的なポンプを目指し，ポリカーボネートなどの低コストの材料を使用した．さらに患者の QOL の向上を目指し，小型携帯型なポンプを製作した．

本研究では，先行研究の筒型羽根形状の軸流ポンプ KAP2 のインペラに動圧軸受の組み込みを行った軸流ポンプ KHAP1 が回転するか，また問題なく回転するのであれば流体力学性能と血液特性を先行研究で用いられた KAP2 と比較し、最終的に臨床仕様を満たすことができるのかを検討した．

2.2　動圧軸受解析

Reynolds の 1 次元潤滑理論によれば，ステップ動圧軸受の圧力分布は次式で計算される．

$$p(x)=6\mu U\frac{(h_1-h_2)(L-d)x}{(L-d)h_1^{\,3}+dh_2^{\,3}} \quad (0\le x\le d)$$

$$p(x)=6\mu U\frac{(h_1-h_2)d(L-x)}{(L-d)h_1^{\,3}+dh_2^{\,3}} \quad (d\le x\le L)$$

ここに h_1,h_2 は前段隙間，後段隙間、x，L，d は流れ方向の座標，軸受全長，前段長さを示す．ステップ段差は 30 μm，隙間 h_2= 500 μm とした．

以下に，試作した軸流ポンプ KHAP1 及び先行研究で用いた KAP2 の概要図を示す。（Fig.1～４）

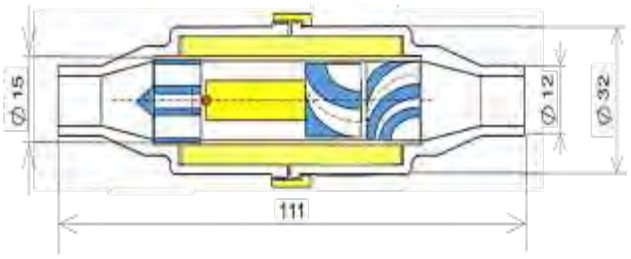


Fig.1　Assembly of KHAP1

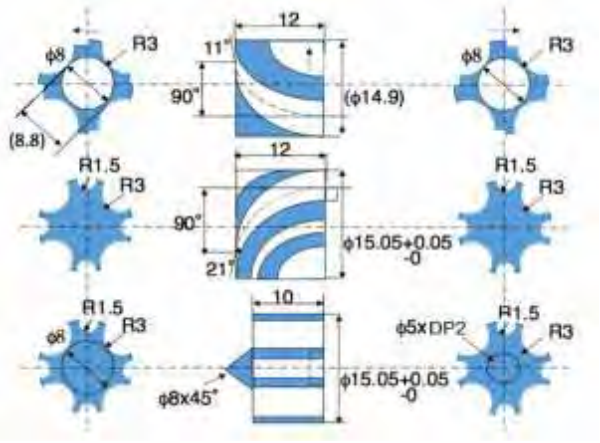


Fig.2　Impeller and stators of KHAP1

*1 神戸大学大学院，工学研究科，　*2 神戸大学，工学部
*3 八十島プロシード株式会社，　*4 神戸大学大学院，医学研究科

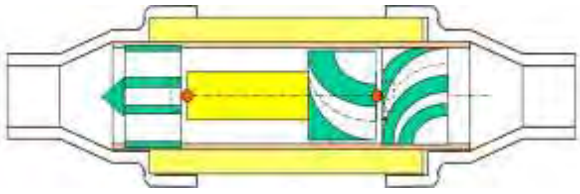


Fig.3　Assembly of KAP2

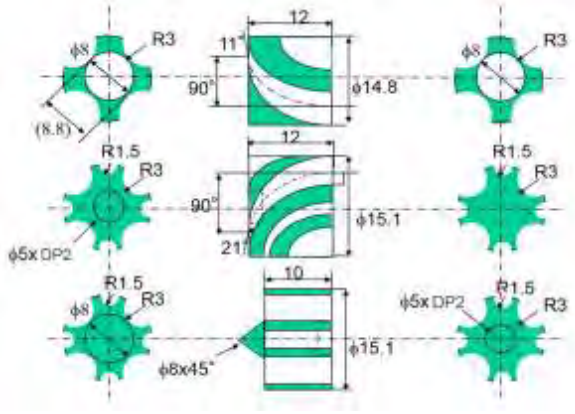


Fig.4　Impeller and stators of KAP2

3. 実験方法

試作したポンプ KHAP1 の流体力学性能を測り，補助人工心臓の要求仕様を満たす回転数を決定する．

次に，血球破壊特性（溶血）を計測するために，実際に動物血を用いた回路にポンプを組み込み，駆動させる．定期的に回路から採血を行い，そのサンプルから溶血量を測定する．ここで，血液の個体差による影響をなくすため，すでに製品として使用されている MERA 遠心ポンプの溶血量と相対評価する．

溶血量の評価は，ASTM の規格により定義された溶血指数 NIH(g/100L)を新たに(g/20min)と定義して行った．以下に NIH の計算式を示す．

$$NIH[g/20min] = \Delta freeHb \times V \times \frac{100 - Ht}{100} \times \frac{20}{T}$$

ΔfreeHb[g/L]　V[L]　Ht[%]　T[min]

4. 実験結果及び考察

4.1　流体力学性能について

動圧軸受の組み込みを行った軸流ポンプ KHAP1 は問題なく回転し，音も静かであった．

流体力学性能としては KAP2 と比べ低流量で高い圧力を出すことができた．しかし消費電力を考慮に入れると効率としては流量 3 L/min 以上で低下傾向にあるので軸受の形状を考える必要がある．また補助人工心臓の仕様(2 L/min,13.3 kPa)を満たす回転数は 9500 rpm であることがわかった．

以下に，KHAP1 及び KAP2 の揚程曲線を Fig.5, Fig.6 として示す．

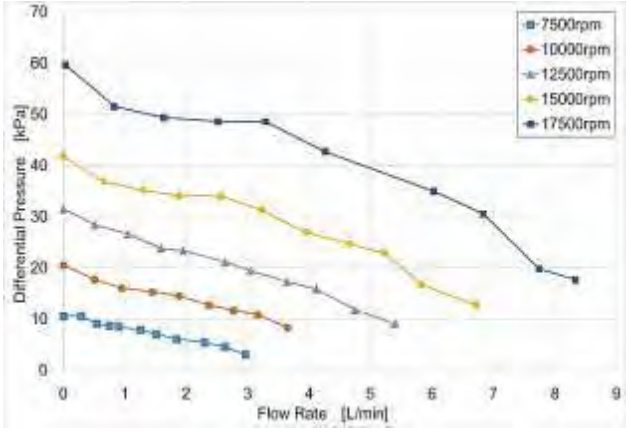


Fig.5　Pressure Flow Curve of KHAP1

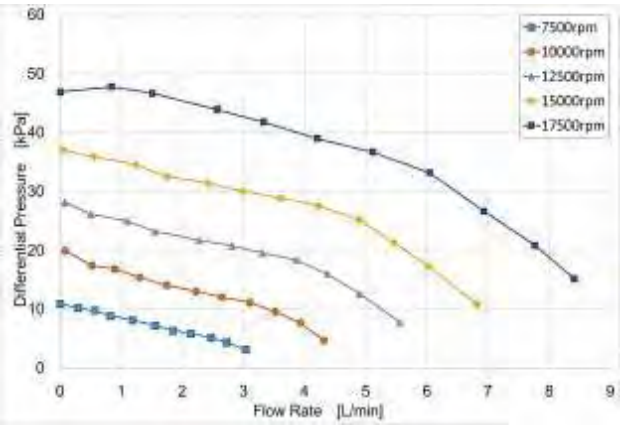


Fig.6　Pressure Flow Curves of KAP2

4.2　溶血試験について

補助人工心臓の要求仕様を満たす回転数 9500 rpm での溶血試験結果を Fig.7 で示す．臨床許容限度を MERA 遠心ポンプ(5.0 L/min,200 mmHg)の 2 倍と想定すると，KHAP1 の溶血指数 NIH は、臨床許容限度の約 1.8 倍であり、課題の残る結果となった．

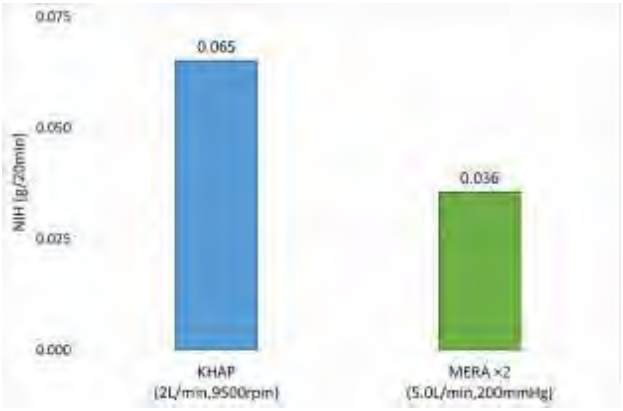


Fig.7　NIH of Experimental Data (KHAP1)

先行研究で溶血と回転数には関係性があることがわかっているので，KHAP1 における溶血の回転数依存性を調べることとする．

回転数別での溶血試験結果を Fig.8 に示す．Fig.8 より，KHAP1 における溶血は，回転数の約 2 乗に比例していることがわかった．また，臨床許容限度内の回転数は 8500 rpm 以下であることがわかった．

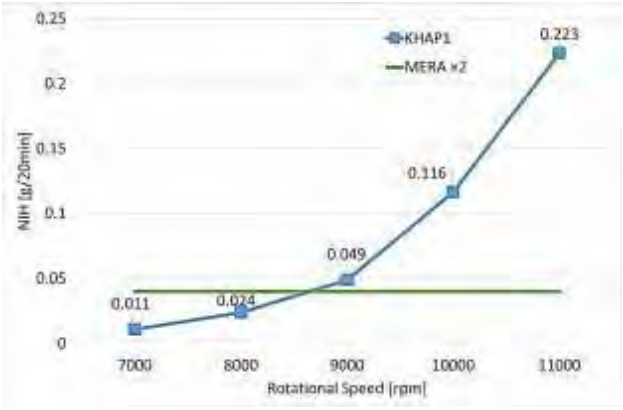


Fig.8　NIH of Experimental Data (KHAP1)

5．結言

本研究では，先行研究をもとに設計を行った軸流ポンプ KHAP1 の流体力学性能と血液特性を検討した．

流体力学性能としては低流量で高い圧力を出すことができた．駆動音はほとんどなかった．

溶血については，要求仕様を満たす回転数では，依然として課題が残るが，回転数 8500rpm 以下なら臨床許容限度内であることがわかった．

今後は，溶血量を低減し，臨床許容限度回転数を高めることを目指し，ポンプ設計を改良していくこととする．

6．参考文献

(1)　山根隆志，人工心臓開発の歴史と動向，ターボ機械協会，日本工業出版，Vol. 43，No. 7，p. 389-393，2015. 7.

(2)　黒田祐輔，足立秀昭，小森優衣，赤尾栄塁，道脇　昭，山根隆志，　携帯型軸流ポンプの血球破壊特性に関する研究.

(3)　足立秀昭，黒田祐輔，小森優衣，赤尾栄塁，道脇　昭，山根隆志：小児用携帯型軸流血液ポンプの開発，日本定常流ポンプ研究会学術集会，2015. 11

(4)　赤尾栄塁，携帯型軸流補助人工心臓に関する研究，日本機械学会 2016 年度年次大会 2016. 9

(5)　ターボ機械協会，ターボポンプ，日本工業出版，2011.

補助人工心臓用性能評価試験装置の開発

関拓哉 [1]，住倉博仁 [1]，大沼健太郎 [2]，築谷朋典 [3]，巽英介 [3]，
片野一夫 [1]，小嶋孝一 [4]，向林宏 [4]，本間章彦 [1]
1)東京電機大学理工学部, 2)桐蔭横浜大学医用工学部，3)国立循環器病研究センター研究所, 4)株式会社イワキ

Development of a performance test system for ventricular assist devices

Takuya Seki[1], Hirohito Sumikura[1], Kentaro Ohnuma[2], Tomonori Tsukiya[3], Eisuke Tatsumi[3],
Kazuo Katano[1], Koichi Kojima[4], Hiroshi Mukaibayashi[4], Akihiko Homma[1]
1) School of Science and Engineering, Tokyo Denki University
2) Faculty of Biomedical Engineering, Toin University of Yokohama
3) National Cerebral and Cardiovascular Center Research Institute
4) Iwaki Co., Ltd.

キーワード：　補助人工心臓，心疾患，補助人工心臓用評価試験装置

1. 背景

重症末期心不全患者に対し，心臓移植や補助人工心臓による治療が行われている．補助人工心臓を患者に安全に適用するためには，事前に十分な耐久試験や性能評価試験が必要不可欠である．最終的な性能評価として動物実験が行われているが，近年，動物愛護や再現性のある性能評価手法という観点から，動物実験の代替または動物実験回数の減少を目的とした性能試験装置の開発が必要とされている．筆者らは補助人工心臓の耐久試験を目的とした補助人工心臓用耐久試験装置（ラボハート NCVC LHD）[1]の開発を行ってきた．しかしながら動物実験の代替を考えた場合，生体圧波形などをより忠実に模擬することが可能な模擬循環回路の開発が必要であると考えられる．

2. 目的

本研究では，動物実験の代替となる補助人工心臓用性能評価試験装置の開発を目的とする．今回，生体圧波形をより忠実に模擬することができ，工業的にも製作が容易な弁に関する検討を行ったので報告する．

3. 実験

3.1　装置概要

性能評価試験装置の概略を図 1 に示す．装置は左心系を模擬しており，左心室を模擬した拍動流発生ポンプ，僧帽弁および大動脈弁を模擬した流入出弁，大動脈のコンプライアンスを模擬した後負荷チャンバ，末梢血管抵抗を模擬した比例電磁弁，全身静脈のコンプライアンスを模擬した閉鎖型チャンバ，左心房のコンプライアンスを模擬した前負荷チャンバから構成される．左心室の拍動数，一回拍出量，収縮力は，拍動流発生ポンプのストローク回数，ストローク長，上部に付いている小型閉鎖型チャンバの空気量により調整が可能となっている．また，大動脈圧および左心房圧は，電磁弁の開口度，チャンバ液面の高さにより調整が可能となっている．

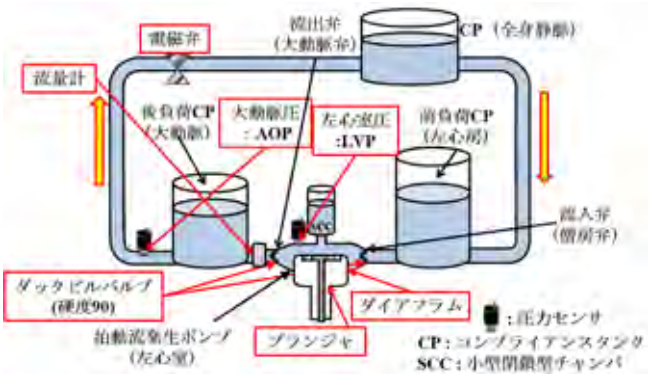


図 1　性能評価試験装置

3.2　弁

今回，検討に用いた 4 種類の弁を図 1~3 に示す．

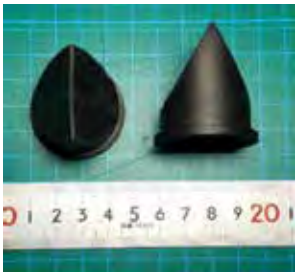


図 1　ダックビルバルブ（硬度 70，90）

図 2　試作弁 A

図 3　試作弁 B

弁には，先端にスリットの入った鳥のくちばし形状をしたゴム製のダックビルバルブ 2 種類（硬度 70, 90），薄さ 0.5mm の円形のポリウレタンシートを弁座に一箇所で固定した試作弁 A，同じく薄さ 0.5mm のポリウレタンシートを弁座に留め具を付け一箇所で固定した試作弁 B を使用した．

3.3　方法

4 種類の弁を拍動流発生ポンプの流出側に設置し，拍動流発生ポンプ内圧（左心室圧），後負荷チャンバの出口側圧（大動脈圧），および流出弁直後の瞬時流量の計測を行った．駆動条件は，ポンプ拍動数を 60,80,100[bpm]，%sys を 35[%]，ポンプストローク長を 70[%]，前負荷を 10[mmHg]，比例電磁弁開口度を 100[%] に設定した．評価項目として，圧較差および逆流率を算出し，4 種類の弁において比較検討を行った．圧較差および逆流率は次のように定義し算出した．

圧較差についてはまず図 1 の回路の特性上，圧力センサのポートの位置が離れているため時間軸が同期していない．そのため拍動流発生ポンプ内圧波形（左心室圧波形）と後負荷チャンバの出口側圧波形（大動脈圧波形）の最大値を同期させる．拍動流発生ポンプ内圧波形（左心室圧波形）から後負荷チャンバの出口側圧波形（大動脈圧波形）を減算したものを減算波形とした．また，減算波形を絶対値に変換した波形を絶対値波形とした．減算波形と絶対値波形を加算し 2 で除算したものを圧較差波形とし，算出した 1 分間の圧較差波形の平均値を圧較差とした．

逆流率についてはまず流出弁直後の瞬時流量波形を測定した．瞬時流量波形を絶対値に変換したものを絶対値波形とした．絶対値波形から瞬時流量波形を減算し 2 で除算した結果を逆流量とした．そして，全体の流量を逆流量で除算し算出された結果を逆流率とした．

4. 結果

圧較差および逆流率の結果を図 5，図 6 に示す．

圧較差については，高拍動数における増加が全ての弁において見られた．今回検討した弁において，試作弁 A ではすべての拍動数において大きな圧較差が生じており，試作弁 B において最も圧較差が小さくなった．ダックビルは 80[bpm]時に最も大きな圧較差が生じ，ダックビルの硬度による大きな差は見られなかった．

逆流率については試作弁 A を除き，高拍動数において逆流率の増加が見られた．今回検討した弁において，試作弁 B の逆流率が最も大きく 19[%]に達した．一方，試作弁 A では全ての拍動数において最も小さい逆流率となった．

5. 考察

高拍動数において圧較差が生じた原因として，試作弁 A，B では弁葉の開閉速度が影響しているものと考えられた．また，ダックビルでは，高拍動数における開口面積が影響しているものと考えられた．

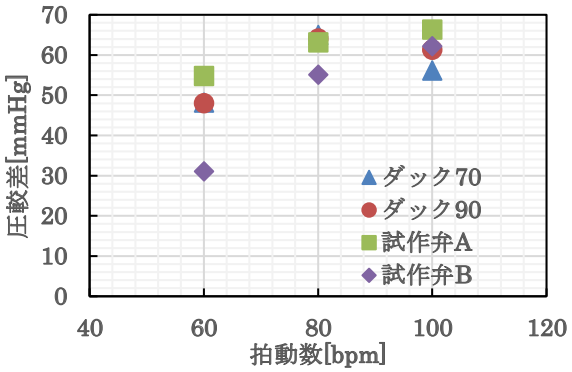


図5　圧較差

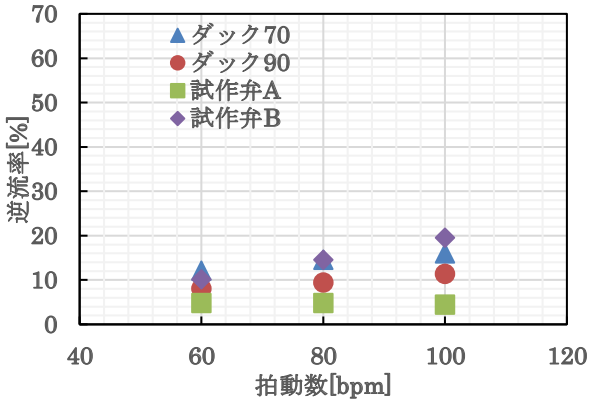


図6　逆流率

逆流率に関しては，高拍動数において試作弁 A を除く 3 種類の弁の逆流率が大きかった．ダックビルに関しては，開口部がスリット形状であり，また素材がゴムであるため，閉鎖時にかかる圧力により，変形して隙間が生じ，完全に閉鎖ができなかったためと考えられる．試作弁 B は構造上，局所的に膜が内側に巻き込まれ逆流が生じているのが目視でも確認された．逆流率に関しては試作弁 A の構造が最も優れていることが分かった．

圧較差においては，高拍動数においても速い開閉速度，および開口面積を実現できるような構造や材質が求められ，逆流率については，閉鎖時かかる圧力にも変形せずに，しっかりと閉鎖が実現できる構造や材質が求められることが分かった．今後，スリット形状の弁，シート状の弁のそれぞれにおいて，構造や材質に関し，より詳細な検討が必要と考えられる．

6. 結語

今回，4 種類の弁を試作し，圧較差と逆流率において比較検討を行った．圧較差においては試作弁 A が，逆流率においては試作弁 B が最も優れていることが分かった．

参考文献

[1] 住倉博人，大沼健太郎，本間章彦，他：耐久試験装置(ラボハート NCVC)の開発とその応用例. 循環器病研究の進歩(通巻 54 号)，Vol.XXXV　No.1(2014.11)p52~59

臓器 18(2)，637-640(1989)

探索手法を用いた自律的な補助人工心臓制御

—— 駆動電流を入力指標としたアルゴリズムの検討 ——

Autonomous Control for a Ventricular Assist Device Using a Stochastic Search Method: Algorithm examination for the pump control with only driving current as an input parameter

○ 大沼健太郎（桐蔭大）　　住倉博仁（東電大）

築谷朋典（国循研）　　巽英介（国循研）　　本間章彦（東電大）

Kentaro OHNUMA, Toin University of Yokohama
Sumikura HIROHITO, Tokyo Denki University　Tomonori TSUKIYA, National Cerebral & CV Center
Eisuke TATSUMI, National Cerebral & CV Center　Akihiko HOMMA, Tokyo Denki University

Abstract: Mechanical circulatory support using VADs has been an essential therapeutic tool for patients with severe heart failure. Adaptive control of VADs that automatically adjust the pump output with changes in a patient state is one of the important approaches for enhanced therapeutic efficacy. At clinical site, however, the automatic VAD control would be difficult because of the difficulties in long-term stable measurement of biological information and modeling of the whole including the VAD and the cardiovascular dynamics. To solve this problem, we have proposed a search algorithm using stochastic behaviors for an autonomous VAD control. In this study, we sought to investigate whether the control method was useful for the adaptive VAD control with only driving current as an input parameter in a pulsatile mock circulation loop. As a result, in response to a low flow state with the inflow sucking, the proposed method showed self-adaptive behavior for recovering the flow rate without the detailed control rule or the model of the control target.
Key Words: Ventricular Assist Device, Autonomous Control, Stochastic Model.

1. 緒言

補助人工心臓（Ventricular Assist Device; VAD）は，これまでのハードウェアの進歩により，移植を待機する重症心不全患者にとって,すでに必要不可欠な機器となっている．一方で，恒久的使用による治療や，心機能回復を目指した治療も見据えて，さらなる小型化，耐久性や抗血栓性の改善，治療効果の向上が望まれる．また，流量が維持されているにも関わらず起こる循環制御の異常，合併症などいまだ解決すべき課題を有している．これらに対し，VAD の駆動制御のようなソフト面からの高機能化はハードの改善と同様に重要である．これまで，循環系の数理モデルを用いた流量制御や，連続流 VAD の回転数を変動させることで心機能回復や合併症予防を期する多くの研究が試みられている[1]．しかし，長期に安定した生体情報計測や，自律神経や液性因子にも制御される複雑な循環系のモデル化が困難であるといった問題から，想定外の状態変化で容易に制御が破綻する危険性がある．このため，臨床においては固定レートや一定回転数での駆動がほとんどである．

近年の生理学的研究において，ノイズ（ゆらぎ）を利用した探索的挙動が生物の柔軟な適応能力に重要な役割を果たしていることが示されつつある[2]~[4]．本研究では，自律的な VAD 駆動を実現するべく，確率的な探索手法による人工心臓制御を提案してきた[5]．これまでに，補助流量を入力指標とした連続流ポンプ制御例において，対象のモデルや厳密な行動則を設計することなく予期しない循環状態の変化に対して自己調節的に目標流量を維持する駆動を行い，提案手法の有用性を確認してきた．一方，実使用環境においてポンプ流量の計測が困難な場合が考えられる．そこで，装置側指標（駆動電流）のみを用いて VAD の駆動に適応性を取り入れることが可能か検討してきた[6]. 今回，単に駆動電流のみを入力指標としたアルゴリズムで駆動した連続流ポンプを VAD に見立てて，左心補助を模した模擬循環回路を構築し，提案手法の有用性を検討する．

2. 方法

2.1 アルゴリズム

本研究では，アトラクタ選択モデル[2]を応用した連続流ポンプの回転数制御アルゴリズムを構築してきた．

$$x(t+1) = x(t) - A(t)\frac{dU(x(t))}{dx(t)} + \frac{\eta(t)}{\beta A(t) + \alpha} \qquad \text{----(1)}$$

$x(t)$: 回転数制御信号，$U(x)$: 仮の目的関数（目標を達成する x に谷を持つポテンシャル関数）, A: $U(x)$の谷への引き込み効果を生じる評価関数（システム状態の目標への適合度），η:ノイズとし，状態が不適当になると A の値が低下することで η が支配的となり，ランダムウォークによって適切な状態を探索する．A は，システムの動作を決定づける重要な要素である．今回，駆動電流のみを用いたアルゴリズムによる VAD の挙動を検証するため，望ましいポンプ負荷状態を維持する動作を想定した A を試験的に設定した．

$$A(t) = \frac{\exp\left(\left|I_{pp\_}r(\tau-1) - I_{pp}(\tau-1)\right| - \left|I_{pp}(\tau) - I_{pp}(\tau)\right|\right)}{\exp\left|I_{pp\_}r(\tau) - I_{pp}(\tau)\right|} \qquad \text{----(2)}$$

I_{pp}: モータ電流（波高値）, $I_{pp\_}r$: 目標電流, t: 観測時刻, τ: 制御間隔

対象として用いた遠心ポンプはブラシレス DC モータで駆動される． I_{pp} は便宜的に 1 相のコイル電流の波高値とした．I_{pp}_r は想定される使用条件（後負荷 100 mmHg, 全流量 5 L/min）における I_{pp} 値とした．(2)式から，A は現在の I_{pp} が目標に近いほど高く, さらに過去より現在において目標との差が小さくなるほど高値となる．$U(x)$はガウス型関数とし，谷の中心を規定するパラメータを c とした．真の $U(x)$の谷では A が高値となると考えて A より高値（または低値）となる頻度に応じて c を更新した．これにより不正確な $U(x)$を用いても実効的に適応的挙動が期待される．

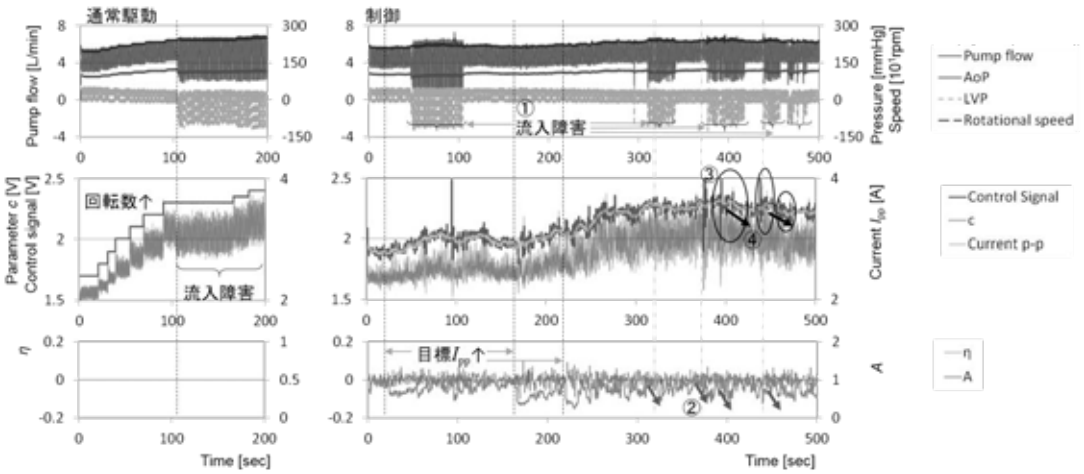


Fig. 1　One example of the behaviors for the inflow sucking in mock on a mock circulation loop simulated a left heart bypass support

その他のパラメータは，一巡閉鎖の簡易な模擬循環回路で駆動した際に試行錯誤的に決定した．

2.2 左心補助模擬循環回路による駆動試験

左心補助を模擬した拍動下で構築したアルゴリズムの挙動を確認するため，拍動ポンプを備えた模擬循環回路（Laboheart NCVC LHD-1, IWAKI CO., LTD.）に VAD に見立てて接続した遠心ポンプを汎用のモータドライバで駆動した．連続的に測定した電流値を IO ボードを介してフィードバックし，構築したアルゴリズムにより演算した駆動信号 x をモータドライバに出力した．このとき，圧力センサにてポンプ流入側（LVP），流出側（AOP）の圧力，超音波流量計により補助流量を測定した．また，駆動信号と実回転数，制御パラメータ A, η を同期的に記録した．サンプリングは 100 Hz（電流値および回転数測定用パルス原波形のみ 20 kHz），パラメータ更新周期は 0.5 s とした．

駆動条件は，全流量補助（5 L/min）で後負荷 100 mmHg 程度となるように模擬循環回路のコンプライアンスチャンバ空気量や循環抵抗を設定し，拍動ポンプ拍動数は 70 bpm とした．まず，循環抵抗を増減した際の挙動を観測した．つぎに，予期しない環境変化（外乱）を想定し，遠心ポンプ流入側チューブと拍動ポンプ間にラテックス製の薄い円筒を内挿したポートを挿入して吸い付きを生じさせた際の挙動を確認した．目標 I_{pp} は定常駆動で確実に吸い付きが生じて回復しない値以上とし，段階的に上昇した．

3. 結果

循環抵抗の変化に対して提案手法は，流量変化による目標 I_{pp} からの乖離に伴う A の低下により，η が支配的になることよる A の変化により c を更新，これに x が引き込まれることで流量変化を補償する傾向が見られた．その後，循環抵抗を初期値に戻すとはじめの駆動状態を回復した．

Fig. 1 に，遠心ポンプ流入側に断続的な吸い付きを生じた際の挙動の一例を示した．このとき，流入側の吸い付きによる①流量低下で I_{pp} が変化することで②A が低下，③η が支配的となり x のが変動した．これに伴う④A の変動により一時的に c が低下し， c に x が引き込まれることにより吸い付きが解除された．その後，探索的に x を変動しながら流量を増して A が高値となる．ふたたび吸い付きが生じた際には断続的にこの挙動を繰り返した．定常駆動で確実に吸い付きが生じる条件において， 吸い付きの頻度は 50%程度まで低減を認めた．

4. 考察

左心補助を模した模擬循環試験においても，循環抵抗の変化に対し，探索的に変動しながら流量変化を補償する方向に回転数を増減し，循環回路の条件を初期値に設定すると元の駆動状態を回復した．また，吸い付きの発生に際し，探索的に回転数を低下，発生頻度を 50%程度に低減する挙動を示した。拍動下でも吸い付き検知のためのセンサの追加やモデルや経験的行動則を設計することなくこれらの効果が得られたことは VAD 制御への応用に有用と考えられた．これらから，生体側の状態変化に対して探索的変動により駆動の破たんを避け，状態変化が解除されれば適当な駆動状態を回復する挙動が見込まれる．また，様々な VAD 制御と併用して、それらの安全性向上に有用と考えられた．

5. 結言

左心補助を模した模擬循環回路において，駆動電流を指標とした探索的アルゴリズムによる遠心ポンプ駆動試験を行った．その結果，拍動を伴う負荷条件においても吸い付きに対して，負荷側の情報や厳密な行動則によらずにその頻度を低減する動作が得られた．このことから，本手法は単に駆動電流を入力とするだけでも，適応的挙動により VAD 制御の安全性向上に役立つ可能性が示唆された．

参考文献

(1) AlOmari AH, , *et al.*, “Developments in control systems for rotary left ventricular assist devices for heart failure patients: a review”, Physiol. Meas. 34 R1–R27, 2013
(2) A. Kashiwagi, I. Urabe, *et al.*, Adaptive response of a gene network to environmental changes by fitness-induced attractor selection, PLoS ONE, 1-1, e49, 2006
(3) M. Iwaki, *et al.*, “Brownian search-and-catch mechanism for myosin-VI steps”, Nat. Chem. Biol 5(6), pp. 403-405, 2009
(4) T. Kuusela, T. Shepherd, J. Hietarinta, “Stochastic model for heart-rate fluctuations”, Phys Rev E67, 061904, 2003
(5) Ohnuma K, Sumikura H, *et al.*, “Application of a search algorithm using stochastic behaviors to autonomous control of a ventricular assist device”, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2014, pp. 290-293, 2014
(6) 大沼健太郎，住倉博仁，他: 確率的探索手法による駆動電流を用いた自律的な補助人工心臓流量制御の検討，日本機械学会講演論文集, 16(1); 2016: J0240102

コモンモード電流を考慮した液体模擬生体浸漬中の空心偏平型経皮電力伝送トランスの正確な効率測定

Measurement of Energy Transmission Efficiency of Air-Core Transcutaneous Energy Transformer in NaCl Solution by Reducing Common-Mode Current

加我 正[†]　柴 建次[‡]

Tadashi KAGA[†]　Kenji SHIBA[‡]

†‡東京理科大学　基礎工学研究科　電子応用工学専攻 〒125-8585 東京都葛飾区新宿 6-3-1

E-mail: †8116610@ed.tus.ac.jp, ‡shiba@te.node.tus.ac.jp

あらまし　空心偏平型経皮電力伝送システムは体内の補助人工心臓へ，経皮トランスを用いて非接触で電力供給を行う．伝送効率評価は，経皮トランスを生体を模擬した NaCl 水溶液中に漬けた状態で行うが，従来グランドへと漏れ流れてしまうコモンモード（CM）電流が正確な効率測定を妨げていた．本研究では，効率測定中の CM 電流の抑制として CM チョークコイルとフローティング測定のための無停電電源装置を用いた状態で，実測効率と理論効率とを比較検討した．結果，周波数 500 kHz において最大電力伝送効率は 91.82%，理論効率 93.50%と近い値を得た．

キーワード　空心偏平型経皮トランス，ワイヤレス電力伝送，コモンモード電流，NaCl 水溶液

1 まえがき

現在，補助人工心臓(VAD)へ電力を供給するために体外の電力源から腹部または胸部を有線が貫いている．このため，有線が患者の生活の質を低下させ，皮膚貫通部分において重大な感染症が引き起されてしまう[1]．これらの問題を解決するために，空心偏平型経皮電力伝送システム（TETS）が研究されている [2]. TETS は平らな 2 枚の円形コイルで構成されており，1 枚は体外の胸部または腹部に配置し，もう 1 枚を体外のコイルと互いに向かい合うように体内の皮膚に埋め込む．これらのコイルから構成される空心型トランスにより電磁誘導作用を利用して体内へ非接触電力を供給することが可能である．トランス間の伝送損失は人体に熱として吸収されてしまうため，伝送効率は高効率が望ましい．既に TETS の高効率化を目的とした研究は行われており，電力伝送効率 96%以上といった結果が報告されている[3]．しかし，実測値と TETS の等価回路より計算した理論値との比較検討が行われていない．また，1，2 次コイルの間や測定機器とグランドとの間に発生してしまう寄生容量を介して大地へと漏れ流れてしまうコモンモード電流[4]やオシロスコープのサンプリングレートのような，測定機器の精度などが考慮されておらず，既に報告されている伝送効率には不確かさが含まれる．

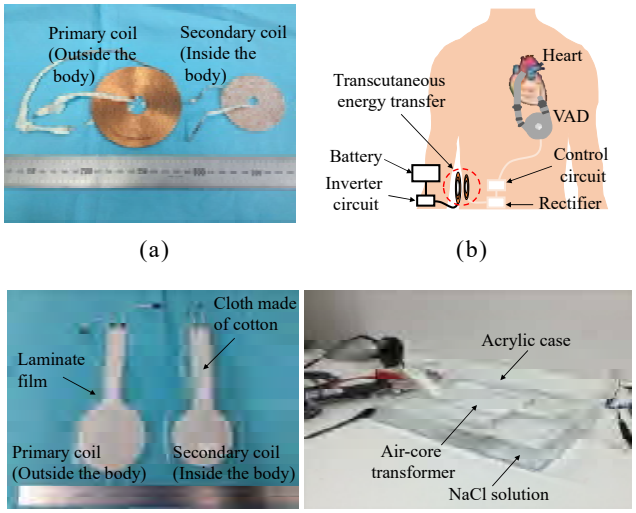
そこで，本研究ではコモンモード電流を抑制するためにコモンモードフィルタ及び無停電電源装置（uninterruptible power supply : UPS）と呼ばれるバッテリを用いグラウンドに対して測定機器をフローティングさせた．さらに，1000 kHz 以上においてサンプリングレートが GHz 帯のオシロスコープや-55 dB 以上の同相信号除去比をもつ差動プローブを用い正確な効率測定を試みた．生体組織を模擬した NaCl 水溶液中に空心型トランスを沈めコモンモード電流と電力伝送効率を測定し，理論値との比較検討を行ったので報告する．

2 方法

2.1 空心偏平型トランス

空心型コイルの外観と経皮電力伝送システムをそれぞれ図 1(a)，(b)に示す．また，空心型コイルの詳細を表 1 に示す．1 次，2 次コイルの巻線には表皮効果を考慮して，ポリウレタン被膜銅線から成るリッツ線を使用した．ここで，コイルどうしの位置ずれは結合率の低下を招き，電力伝送効率を低下させてしまう[5]．そこで本稿では，厚さ 8 mm のアクリル板に 1 次，2 次コイルが同軸平行になるよう固定した．また，体内埋込を想定し空心型コイルをそれぞれ厚さ 0.5 mm の綿製の布と厚さ 0.1 mm のラミネートフィルムで覆い防水加工を施した．従って，コイル間距離は約 9.2 mm と

なる．防水加工を施したコイルと NaCl 水溶液中のトランスをそれぞれ図 1(c)，(d)に示す．2 次コイルは皮膚の真皮に埋め込むことを想定し，導電率 0.22 S/m の NaCl 水溶液 [6]に沈めた状態で効率測定を行った．導電率の調整には導電率計（CUSTOM, CD-6021）を用いた．



(a)　(b)

(c)　(d)

図 1　(a) 空心型コイル, (b) 経皮電力伝送システム, (c) 防水加工を施したコイル,(d) NaCl 水溶液中のトランス

Fig. 1. (a) Views of air-core coils, (b) Block diagram of air-core TETS, (c) Transformer covered by PET, and (d) Transformer immersed in NaCl solution.

表 1. 空心型コイルの詳細

Table Ⅰ. Parameters of the air-core coils.

Coil details	Primary	Secondary
Inside diameter [mm]	20	20
Outside diameter [mm]	90	60
Number of turns	35	20
Litz wire diameter [mm]	0.03	0.03
Number of litz wires	504	1008
Distance between the coils [mm]	9.2	

2.2 コモンモード電流の抑制

TETS の電力伝送効率測定の際，予想されるコモンモード電流の流路を図 2 に示した．図 2 中の R_L は補助人工心臓を模擬した負荷抵抗である．コモンモード電流はトランス間に発生する寄生容量やオシロスコープなどの測定機器のグラウンドを介して大地へと漏れ流れてしまうと考えられる．コモンモード電流を抑制するために以下(i), (ii), (iii)の 3 つの方法を試みた．

(i) 1 次側の Function generator とトランスとの間にコモンモードフィルタ（Daishinmusen, DCF-RF37-BCL, Attenuation : -60 dB, 1000 kHz）を挿入する．

(ii) 2 次側で用いているオシロスコープをグランドから浮かせるために無停電電源装置（APC, smart-UPS1000）と呼ばれるバッテリを用いる．

(iii) 測定プローブには差動プローブ(Agilent, N2791A, CMRR : -40 dB / Pico, TA045, CMRR : -55 dB, 1000 kHz)を用いる．

NaCl 水溶液中における(i), (ii), (iii) を適用した測定回路図を図 3 に示す．ここで，L_1, L_2 はそれぞれ 1 次，2 次インダクタンス，C_1，C_2 はそれぞれ 1 次，2 次キャパシタンスである．補助人工心臓へ小さな入力電圧で大きな出力電圧を得るために C_1 と L_1, L_2 と C_2 をそれぞれ直列共振させた．(iii)のみを用いている従来方法と(i)，(ii)，(iii)の全てを用いた改善方法とでコモンモード電流と電力伝送効率を測定し，従来・改善方法を比較検討した．

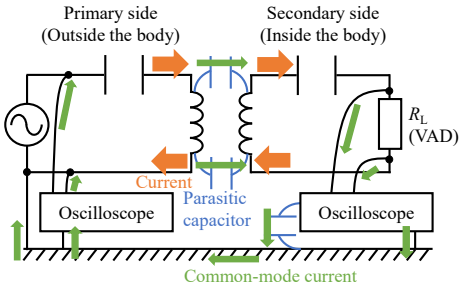


図 2　経皮電力伝送システムのコモンモード電流流路

Fig. 2. The path of CM current in TETS.

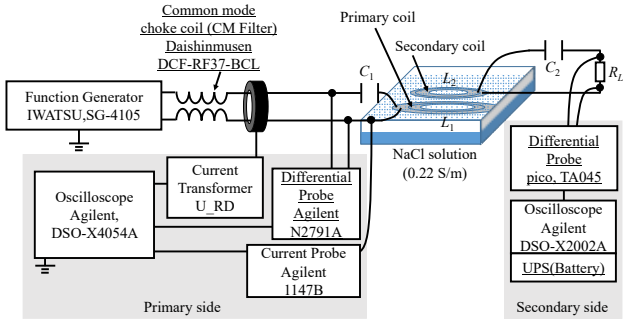


図 3　NaCl 水溶液中の測定回路図

Fig. 3. Measurement circuit applied using instruments (i), (ii), and (iii) in a NaCl solution.

2.3 NaCl 溶液中の電力伝送効率の理論計算方法

図 4 に NaCl 水溶液中のトランスの等価回路を示す．電力伝送効率の理論値は次式で表される．

$$\eta = \frac{\omega^2 {M_s}^2 R_L}{(r_{L1}+r_{C1})\{(r_{L2}+r_{C2})+R_L\}^2+\omega^2 {M_s}^2\{(r_{L2}+r_{C2})+R_L\}} \quad (1)$$

ここで，ω は角周波数，M_s は液体中の相互インダクタンス，R_L は負荷抵抗のレジスタンス成分，r_{C1}，r_{C2} はそれぞれ 1，2 次キャパシタンスの損失分，r_{L1}，r_{L2} は NaCl 水溶液中の 1, 2 次のコイルにおける損失である．LCR メータ（HIOKI, IM3536）を用いて抵抗やインダクタのインピーダンスや位相差を測定した．理論効率導出の際，L_1, L_2, r_{L1}, r_{L2} は NaCl 水溶液中の値を用いた．NaCl 水溶液中の相互インダクタンス M_s と結合係数 k_s は JIS C5321 [7]より計算した．C_1 と C_2 はそれぞれ以下の(2)式より算出した．

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_1C_1}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_2C_2}} \tag{2}$$

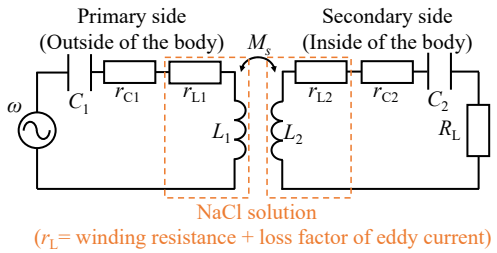


図 4　NaCl 水溶液中の経皮トランス等価回路

Fig. 4. Equivalent circuit of transcutaneous transformer in NaCl solution.

2.4 コモンモード電流と電力伝送効率の実測値

コモンモード電流の減衰量評価を行うために高周波電流変成器(U_RD, CTL-28-S90)を用いてコモンモード電流の測定を行った．高周波電流変成器は function generator とトランスの間の 2 本の導線をクランプするように挿入した（図 3 参照）．電力伝送効率の実測値は以下の(3)式より算出した．

$$\eta = \frac{\frac{V_2^2}{R_L}}{V_1 I_1 cos\theta_1} \tag{3}$$

(3)式中の V_2 は 2 次側の負荷抵抗間の電圧，V_1 と I_1 は 1 次側の電圧と電流，さらに θ_1 は V_1 と I_1 の位相差である．

なお，本研究では倫理審査や動物実験を対象とする実験は行っていない．

3 結果と考察

3.1 コモンモード電流

NaCl 水溶液中の 1 次側の電流 I_1 とコモンモード電流 I_{CM} との比率を図 5 に示す．周波数の増加に伴いコモンモード電流は増加傾向を示した．この比率は 1000 kHz において改善した方法では 1%以下であるのに対し，従来方法では 6%程であった．従って，改善した方法ではコモンモード電流を十分に抑制することができた．また，NaCl 水溶液中の従来方法において周波数の増加に伴う，コモンモード電流のは上昇は著しく大きい．これは NaCl 水溶液中においてはコイル間にキャパシタンスが生じやすい環境下であり，コモンモード電流の新たな流路が形成されたためではないかと考えられる．

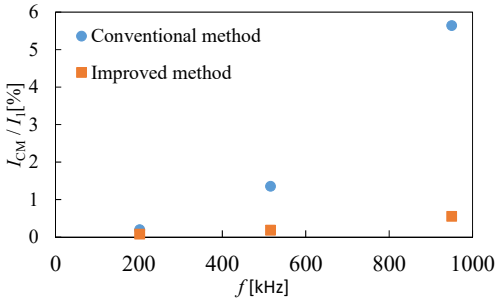


図 5　NaCl 水溶液中におけるコモンモード電流

Fig. 5. Ratio of CM current in NaCl solution obtained from measurement results.

3.2 理論計算用 NaCl 水溶液中の各素子値

図 6 に LCR メータを用いて測定した空気中と NaCl 水溶液中における，自己インダクタンス L_1, L_2 と相互インダクタンス M_s を示す．また図 7 に 1，2 次コイルにおける損失分 r_{L1} と r_{L2} を示す．空気中では損失分は巻線抵抗のみと考えられ，NaCl 水溶液中では損失分は巻線抵抗と渦電流損であると考えられる．特に NaCl 水溶液中の 1 次コイルの損失分 r_{L1} が大きく上昇しているのは，2 次コイルが 20 回巻であるのに対し 1 次コイルが 35 回巻と多いため，渦電流損の影響を強く受けたのではないかと考えられる．3.3 節でこれらの値を用いた実測効率と理論効率の比較検討を行う．

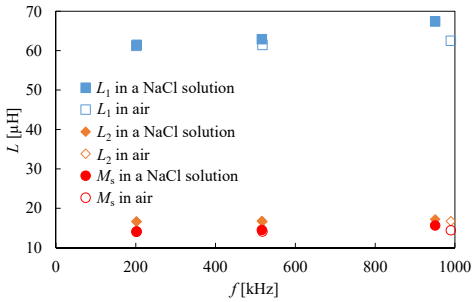


図 6　空気中と NaCl 水溶液中における自己インダクタンス L_1, L_2 と相互インダクタンス M_s

Fig. 6. Self-inductance L_1, L_2, and mutual inductance M_s as a function of frequency.

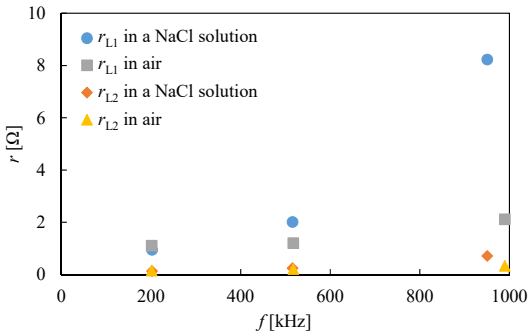


図 7　1 次，2 次コイルの損失分

Fig. 7. Loss factor of primary and secondary coils r_{L1} and r_{L2} as a function of frequency.

3.3 AC/AC 電力伝送効率の測定値と理論値の比較結果

AC/AC 電力伝送効率の実測値と理論値を図 8 に示す．各プロットには 5 回測定より得られた標準偏差をエラーバーとして示しているが，ごく微小なため全てプロット内に収まっている．改善した方法では各周波数で理論値と実測値の間に最大で 2%程の差しか見られなかった．しかし，従来の方法では特に 1000 kHz において理論値と実測値の差は大きく，6%程の差が生じた．図 5 より，1000 kHz 付近の周波数において大きなコモンモード電流がグランドへ漏れ流れてしまったため，従来の方法では電力伝送効率が著しく低下したのではないかと考えられる．

NaCl 水溶液中において改善した方法で最大電力伝送効率は，500 kHz において 91.82%であり，理論効率は 93.50%であった．実用化に際し，コイル間の電磁生体影響（SAR と体内電界強度）を考慮する必要があるが，500 kHz は安全な伝送周波数帯であることが知られている[8].

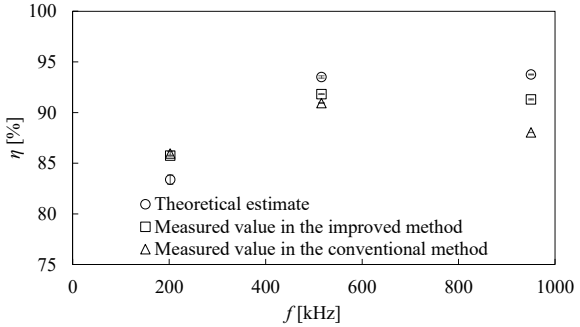


図 8　AC/AC 電力伝送効率

Fig. 8. AC/AC energy transmission efficiency.

4 まとめ

本稿では，コモンモード電流を考慮した空心偏平型経皮電力伝送システムの正確な効率測定を検討した．NaCl 水溶液の 1 次側電流 I_1 とコモンモード電流 I_{CM} の比率はコモンモードチョークコイル，無停電電源装置を用いた方法で最も抑制できた．その値は各周波数で 2.5%以下であり，TETS システムにおけるコモンモード電流の優れた抑制方法を提案した．さらに，AC/AC 電力伝送効率の実測値と理論値を比較検討した．従来の方法に比べ，本稿で提案した方法では周波数を上げていった 1000 kHz 付近においても，電力効率の低下を抑えることに成功し理論値に近しい値を得た．従って，コモンモード電流の抑制に成功したことで実測効率と理論効率がほぼ正確な電力伝送効率の測定が可能となった．最大電力伝送効率の実測値は 500 kHz において 91.82%であり，理論効率は 93.50%であった．

今後は，測定値と理論値のさらなる正確な効率測定を実現するために，TETS 等価回路に人体組織を模擬した，コイル間の寄生抵抗，容量分を含め計算し理論値を求める予定である．

謝　辞

本研究の一部は，文科省科学研究費（課題番号：17K06312）の助成によって行われた．

文　献

[1] Y. Mitamura and S. Murabayashi, “The Japanese Artificial Organs Scene: Current Status,” Artificial Organs, vol. 29, no. 8, pp. 675-680, 2005.

[2] O. Knecht and J. W. Kolar, “Comparative Evaluation of IPT Resonant Circuit Topologies for Wireless Power Supplies of Implantable Mechanical Circulatory Support Systems,” IEEE APEC, pp. 3271-3278, 2017.

[3] O. Knecht and J. W. Kolar, “High-Efficiency Transcutaneous Energy Transfer for Implantable Mechanical Heart Support Systems,” IEEE trans. Power Electronics, vol. 30, no. 11, pp. 6221-6236, 2015.

[4] Y. Chu, S. Wang, “A Generalized Common-Mode Current Cancelation Approach for Power Converters,” IEEE trans. Industrial Electronics; vol. 62, no. 7, pp. 4130-4140, 2015.

[5] S. Mao, J. Zhang, K. Song, G. Wei, C. Zhu, “Wireless power transfer using a field-enhancing coil and a small-sized receiver with low coupling coefficient,” IET Power Electronics, vol. 9, no. 7, pp. 1546-1552, 2016.

[6] D. Andreuccetti, R. Fossi, and C. Petrucci, “Calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz-100 GHz,” Inst. Appl. Phys., Florence, Italy, 2007 [Online]. Available: http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.php

[7] Japanese Industrial Standards Committee, “Electronic and Electrical Engineering.”, Japan, 1997 [Online]. Available: http://kikakurui.com/c5/C5321-1997-01.html

[8] K. Shiba, N. E. B. Zulkifli, Y. Ishioka, “Analysis of specific absorption rate and internal electric field in human biological tissues surrounding an air-core coil-type transcutaneous energy transmission transformer,” J. Artif. Organs, vol. 20, no. 2, pp. 103-109, 2017.

体内埋込型人工心臓用経皮エネルギー情報同時伝送システムにおける 8の字形コイルの設計

Design of Eight-Figure Coil for Transcutaneous Energy Transmission for Artificial Heart

河井 卓也（学生会員），山本 隆彦（正会員），越地 耕二(正会員)

Takuya Kawai , Takahiko Yamamoto and Kohji Koshiji

Abstract

This paper describes design and development of eight-figure coil, which can be used in a high-frequency region, for a totally-implantable artificial heart (TIAH). The transcutaneous energy and information simultaneous transmission system is useful for providing driving energy and controlling and monitoring TIAH. The eight-figure coil with outer 2-turns coil, we developed on this paper, has smaller size and its transmittance was -12.14 dB at 429MHz.

Key Words

Transcutaneous energy and information transmission system, artificial heart, eight-figure coil, simultaneous transmission

1. はじめに

2010 年の改正臓器移植法施行に伴い[1]，心臓移植件数は年々増加しているが，現在も心臓移植希望者の 1 割に満たない[2]．その原因の 1 つとしてドナー不足が挙げられる．これを解決するために，人工心臓の普及が急務である．この普及のための課題の 1 つとして，駆動用エネルギーや情報の伝送を非侵襲に行うことが挙げられ[3]，QOL(Quality of Life)向上のためには，経皮エネルギー情報同時伝送システムの実用化に不可欠である．

その一例として空心・扁平形エネルギー伝送コイルと 8 の字形情報伝送コイルを一体にした伝送装置を使用する方法が提案されている[4]．先行研究では 8 の字形コイルを用いて 1.6 MHz および 3.2 MHz を用いて通信を行っていたが，医療用テレメーター用特定小エネルギー無線局に割り当てられている周波数(410 MHz~430 MHz 及び 440 MHz~470 MHz)での使用を想定すると高周波化が必要となる[5]．本研究では，同周波数帯での利用を目指し，8 の字形コイルの高周波帯での適用可能性について検討した．

2. 8 の字形コイルの諸特性

2.1 経皮エネルギー情報同時伝送用トランスフォーマ

経皮エネルギー情報同時伝送用トランスフォーマの概略を Fig. 1 に示す．体内側，体外側それぞれエネルギー伝送用空心扁平コイルに情報伝送用 8 の字形コイルを重ねて一体化し経皮的にエネルギーと情報の伝送を行う．これによりトランスフォーマの小型化が可能である．一般的なコイルを重ねて一体化した経皮トランスフォーマは，エネルギー伝送コイルの磁束による誘導電流に起因したクロストークや通信機器の故障が懸念される．これに対して，情報伝送用コイルに Fig. 2 に示すように 8 の字形コイルを用いることでエネルギー伝送コイルの磁束による誘導電流は，コイルの左右で逆向きになり磁束

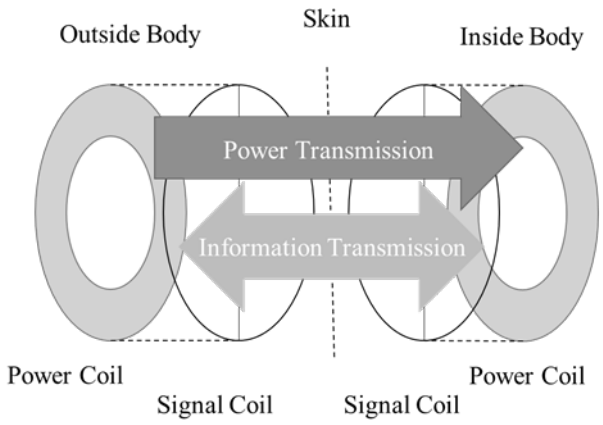


Fig. 1 Transcutaneous transformer for energy and information transmission system

を打ち消し，クロストークや装置の故障を回避できる．

ここでは，情報伝送用コイルに，直径 6.0 cm の 1 回巻きのコイル，1 回巻き 8 の字形コイルを直径 6.0 cm で 20 回巻きのエネルギー伝送コイルとそれぞれ密着させ，エネルギー伝送の周波数である 300 kHz における透過特性を測定した[6]．その結果を Table 1 に示す．一般的な 1 回巻きコイルと比較して 1 回巻き 8 の字形コイルはエネルギー伝送用コイルから情報伝送用コイルへの透過を 23 dB 低減でき，8 の字形コイルがエネルギー伝送コイルによる誘導電流を低減しているといえる．

2.2 8 の字形コイルの寸法と周波数特性

400 MHz 帯での情報伝送に適した寸法を検討するために，情報伝送用 8 の字形コイルの直径を変化させて，8 の字形コイル単体とエネルギー伝送コイルを装着した状態のそれぞれにおいて，反射特性を測定した．結果を Fig. 3 に示す．直径を小型にすると，共振周波数が高域にシフトすることがわかる．体内に埋め込むには 5.0 cm 以下であることが望ましいのに対し[6]，エネルギー伝送コイルを装着した状態の 8 の字形コイルを目標の周波数帯で共振させる直径は 6.0 cm であった．このため，小型化が必要である．

そこで，Fig. 4 のように，外寸を変化させることなく共振周波数を低減するために，8 の字型コイルの外側に更に 2 回折り返して巻いた．単に外周にコイルを 1 回巻くのみでは，エネルギー伝送コイルが発生させる磁束と鎖交する．そのため，外周に巻いたコイルを更に巻き戻す工夫を施すことによって磁束の鎖交を打ち消した．本稿ではこれを外周二回巻き 8 の字型コイルと呼ぶ．

エネルギー伝送用コイルからの磁束の影響を確かめるため，2.1 と同様の試験を行った．その結果，300 kHz における透過特性の値は-46.05 dB と同様にエネルギー伝送コイルによる誘導電流を低減できていることを確認した．

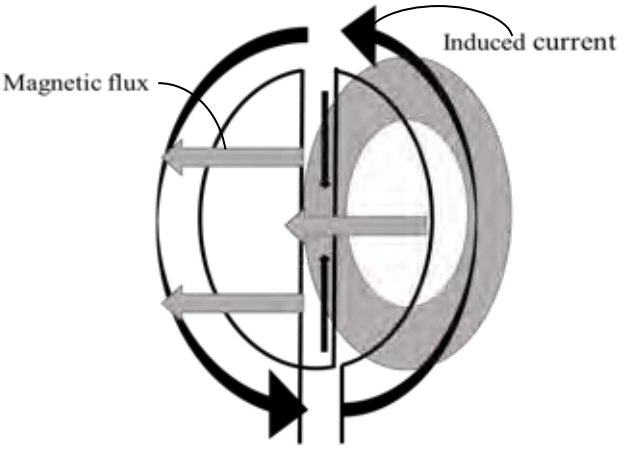


Fig. 2 External form of 8-figure coil

Table 1 Effect of wireless power transfer coils

Coil	Transmission Characteristics [dB]
Coil (1 turn)	-26.09
8-figure coil	-49.84

2.3 外周 2 回巻き 8 の字形コイルの周波数特性

外周 2 回巻き 8 の字形コイルが目標周波数で共振する直径を 2.2 と同様に調べたところ，2.8cm であることがわかった．この 2.8 cm の外周 2 回巻き 8 の字形コイルと，1 回巻き 8 の字形コイルの共振周波数を比較するために，それぞれの周波数特性を測定した．その結果を Fig. 5 に示す．

共振周波数は外周 2 回巻き 8 の字形コイル単体において 338 MHz，エネルギー伝送コイルを装着した場合において 427 MHz，1 回巻き 8 の字形コイル単体では 748 MHz，エネルギー伝送コイルを装着した場合において 980MHz と，エネルギー伝送コイルを装着した状態で，外寸を変化させることなく共振周波数を低域にシフトできた．

2.4 8 の字形コイル間の透過特性

Fig. 1 に示した経皮エネルギー情報同時伝送トランスフォーマに外周 2 回巻き 8 の字形コイルが適応可能であるか確認

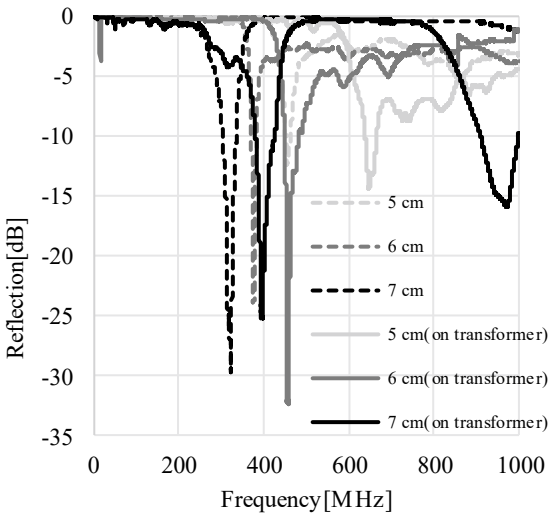


Fig. 3 Frequency characteristic of each 8-figure coil

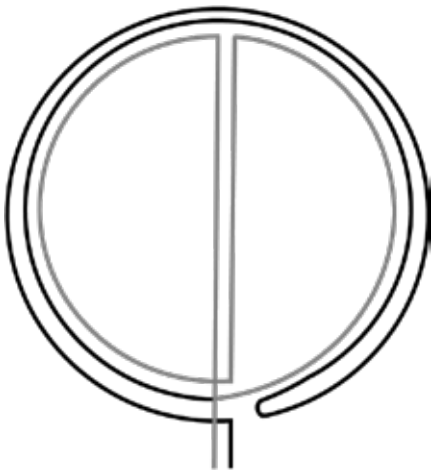


Fig. 4 External form of Two turns of outer

circumference 8-figure coil

するため，体内外双方の外周 2 回巻き 8 の字形コイルにエネルギー伝送用体内外コイルを装着し，発泡スチロールを用いてこれらの間に皮膚圧を考慮した 5.0 mm の間隙を設けた．外周 2 回巻き 8 の字形コイルで構成される情報伝送用経皮トランスフォーマ間の透過特性を Fig. 6 に示す．一例として，後述の通信実験に用いる通信ユニット (MU1N-429, 株式会社サーキットデザイン) のキャリア周波数である 429MHz における透過特性は-12.14 dB であった．

さらに，Fig. 7 に示すように，体内外コイル間にずれが生じた場合の 429MHz における透過特性の値を Fig. 8 に示す．先行研究では，8 の字形コイルに位置ずれが生じた際にコイルの中間地点に，通信が出来ない零点が存在した[4]．これに対し，本研究では，過特性が緩やかであることがわかった．8 の字形コイルが重なる 3.0 cm 以内のずれの範囲での透過特性の最低値は横に 3.0 cm ずらしたときの-23 dB となった．

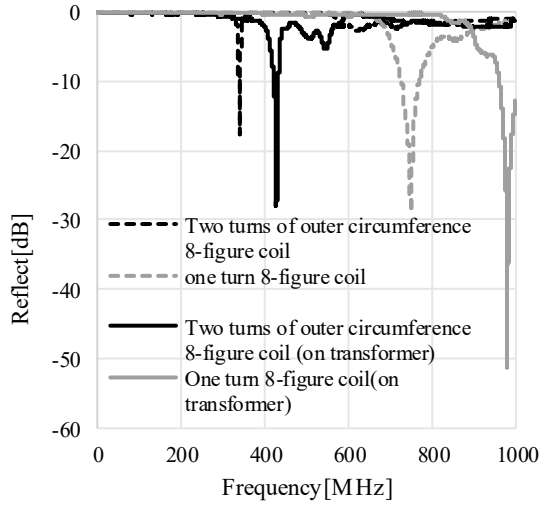


Fig. 5 Frequency characteristic of coil

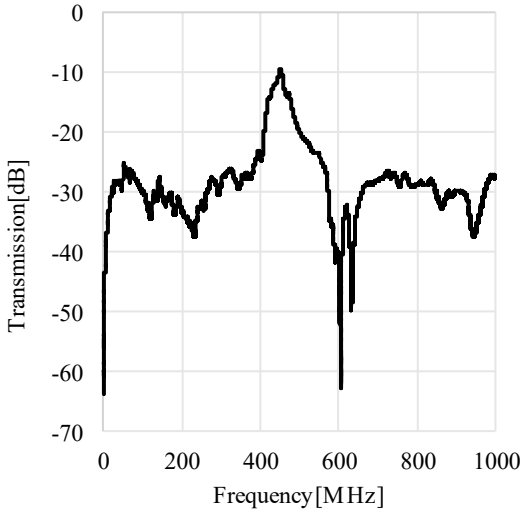


Fig. 6 Transmission characteristics

2.5 エネルギー情報同時伝送

外周 2 回巻き 8 の字形コイルを用いた場合のエネルギーと情報の同時伝送の可能性を検討するために，外周 2 回巻き 8 の字形コイルをエネルギー伝送コイルに密着し，体内側のコイルに埋め込み型人工心臓の負荷を想定した 30 Ωの抵抗負荷を繋接続した．この状態で体外から体内へ 20 W[7]の人工心臓駆動用エネルギーを伝送した状態で, 1 000 文字分の情報を双方向で伝送した．その整合率が 100 %を通信可能と定義して，トランスフォーマに位置ずれを生じさせた際の通信可能範囲を測定した．この結果，エネルギー伝送コイルが重なる縦横 5 cm の範囲すべてで通信可能であることを確認した．

また, 経皮トランスフォーマに横方向のズレが生じた場合，8 の字形コイルに鎖交する磁束に差が生じて誘導電流を打ち消さなくなる可能性がある．そこで，横方向に 0.5 cm 間隔でずらしていき，そのときのエネルギー伝送用コイルからが外

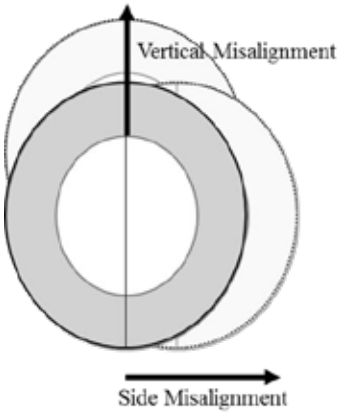


Fig. 7 The Misalignment of communication test

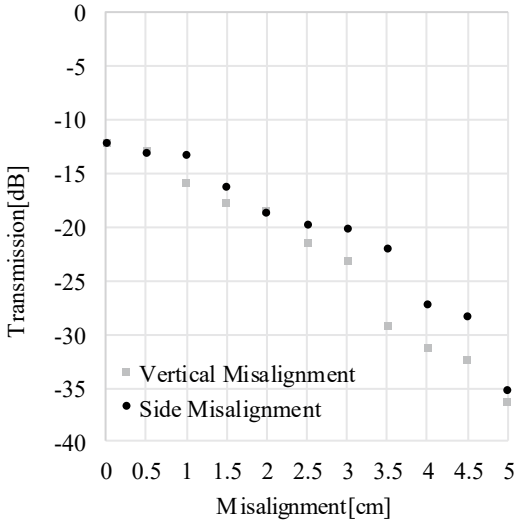


Fig. 8 Relation of between misalignment and transmission characteristics at 427MHz and misalignment

周 2 回巻き 8 の字形コイルへの 300 kHz の透過特性を測定した．その結果を Fig. 9 に示す．最大で，横方向に 1.5 cm ズレが生じたときに透過特性が-43.12 dB になることが確認できた．

結言

本稿では，外周 2 回巻き 8 の字形コイルの提案とこれをエネルギー伝送コイルに装着した状態における，エネルギーと情報の同時伝送について検討を行った．その結果，エネルギー伝送装置が重なる縦横 5 cm の範囲内において情報伝送が可能であった．これにより，従来の 8 の字形コイルと比較し該当周波数において小型化することができた．

また，本稿ではエネルギー伝送コイルからの影響のみ考慮して測定していたが，実際には体内の埋め込みスペースの制限により，エネルギー伝送用埋込回路の影響が 8 の字形コイルに与える影響も考慮する必要があると考えられる．

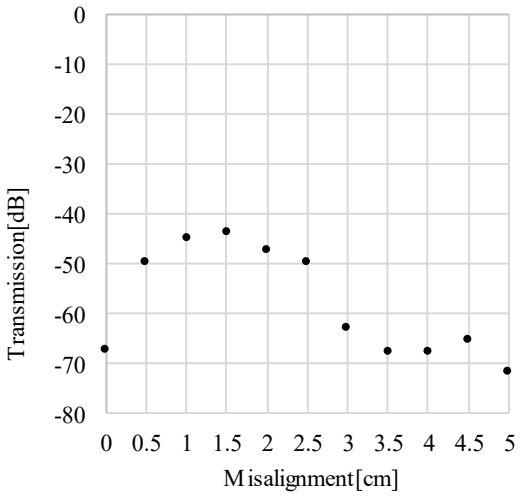


Fig. 9 Relation of transmission at 427MHz and misalignment

参考文献

(1) 厚生労働省:政策レポート 改正臓器移植法
http://www.jotnw.or.jp/studying/1-4.html
(2) 日本臓器移植ネットワーク 臓器移植に関する提供件数と移植件数（2017 年）
https://www.jotnw.or.jp/datafile/offer/index.html
(3) 高橋護，松木英敬，経皮コイルによる体内埋め込み機器動作監視に関する実験的検討
電気学会論文誌 A, 2008, 1025-1031
(4) 染川達郎，田倉哲也，佐藤博文，松木英敬, 佐藤忠邦，巽英介，妙中義之　8 の字コイルを用いた全二重信号伝送システムの評価，　Journal of Magnetics Society of Japan, 2007，385-388
(5) 総務省電波利用ホームページ，周波数割当て・公開
http://www.tele.soumu.go.jp/j/adm/freq/
(6) 若林春貴，山本隆彦，越地耕二
完全体内埋め込み型人工心臓駆動用経皮エネルギー伝送システム-空心型経皮トランスのコイル寸法検討による結合特性の向上-
生体生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2010 講演論文集, 2010, 245-246
(7) 三浦英和 電磁誘導による無線給電方式の現在と未来
電気学会誌 135 巻 9 号, 2015, 617-619

スパイラルコイルを利用する近距離ワイヤレス通信における SAR の検討

山口 諒也[†]　　越地 福朗[†]　　越地 耕二[*]
[†]東京工芸大学 工学研究科　電子情報工学専攻
[*]東京理科大学 研究推進機構 総合研究院

1. はじめに

近年，高速・高周波実装技術や高密度実装技術，精密微細加工技術などの進化にともない，電子機器は小型・軽量化が進み，モバイル機器からウェアラブル機器へと進化しつつある．また，これらのモバイル機器・ウェアラブル機器に搭載されるワイヤレス通信システムも，高速化，多様化しており，ひとつの電子機器に複数の通信機能が搭載されているものも多い．

これらのモバイル機器やウェアラブル機器に搭載される近距離ワイヤレス通信技術のひとつに，Near Field Communication (NFC) 技術があげられる．NFC 技術は，13.56 MHz 帯を利用する Radio Frequency Identification (RFID) などに代表されるように，数 cm 程度の伝送距離を想定したものであり，通信相手とはほぼ接触した状態で通信を行うことが一般的である[1]．このように，NFC 技術は，ワイヤレス通信でありながら，数 cm 程度のほぼ接触した状態までお互いの機器を近づけて通信するため，通信相手が明確であるというメリットがあるものの，人間の日常の自然な動作から考えると，お互いの機器をほぼ接触する距離まで近づけて通信する動作は煩わしく，利便性が高い通信技術とは言いがたい．

著者らは，これまでに，スパイラルコイルの共振結合を利用することで，従来の数 cm 程度の伝送距離であった NFC 技術を数十 cm 程度の伝送距離へと拡張することが可能であることを示し[2]，さらに，送受信コイル間の伝送距離やコイルの傾きに対する伝送特性を検討している[3]．

しかしながら，本技術がモバイル機器やウェアラブル機器に搭載されることを考えると，人体が近接することが想定され，スパイラルコイルの共振周波数変動や伝送特性変動が引き起こされる可能性があり，これらの影響を検討する必要がある．

本研究では，スパイラルコイルに人体手部が近接した場合の伝送特性への影響および SAR について電磁界解析により検討を行う．

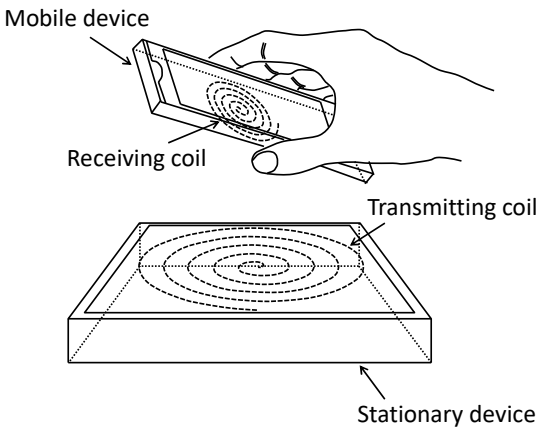


Fig. 1　System configuration

2. システム構成

図 1 に，本研究で想定する近距離ワイヤレス通信システムの構成を示す．同図に示すように，スマートフォンなどのモバイル機器を，通信パッドなどの設置型機器の上面に配置した（かざした）場合の通信を想定する．また，同図内に破線で示すように，モバイル機器および設置型機器内部には，平面形状の通信用スパイラルコイルが内蔵されている．

3. 電磁界解析モデル

図 2 は，本稿で検討する電磁界解析モデルを示したものである．ここでは，モデルを単純化し，各機器に内蔵する通信用スパイラルコイルと人体手部に相当する直方体ブロックのみをモデル化して電磁界解析を行う．

図 2 からわかるとおり，設置型機器に内蔵するスパイラルコイルを送信コイルとし，半径 $r_1 = 50$ mm，ピッチ $p_1 = 10$ mm，巻数 $n_1 = 5$，モバイル機器に内蔵するスパイラルコイルを受信コイルとし，半径 $r_2 = 25$ mm，ピッチ $p_2 = 5$ mm，巻数 $n_2 = 5$ としている．また，人体手部は受信コイルの

上部に g = 10 mm の間隔を設けて配置している．日本人成人男性の平均的な手部のサイズ[4]を考慮し，L×W×H = 190.8 mm×101.8 mm×27. 5 mm の直方体でモデル化している．

送信コイルの励振源には，内部抵抗 50 Ω の信号源を用い，受信コイルの受信抵抗は 50 Ω としている．また，受信コイルには，共振周波数調整用のインダクタンスを挿入している．送受信コイル同士は，間隔 d で配置されている．電磁界解析には，有限要素法を用いる．人体手部は，筋肉の電気特性（導電率 σ = 0.62 S/m，比誘電率 ε_r = 170 @ 10 MHz）を有する均一媒質として表現している[5]．

4.　伝送特性

図 3 は，図 2 において，送受信コイル間隔 d = 100～500 mm に対する送受信コイル間の伝送特性 S_{21} を示したものである．また，同図には，人体手

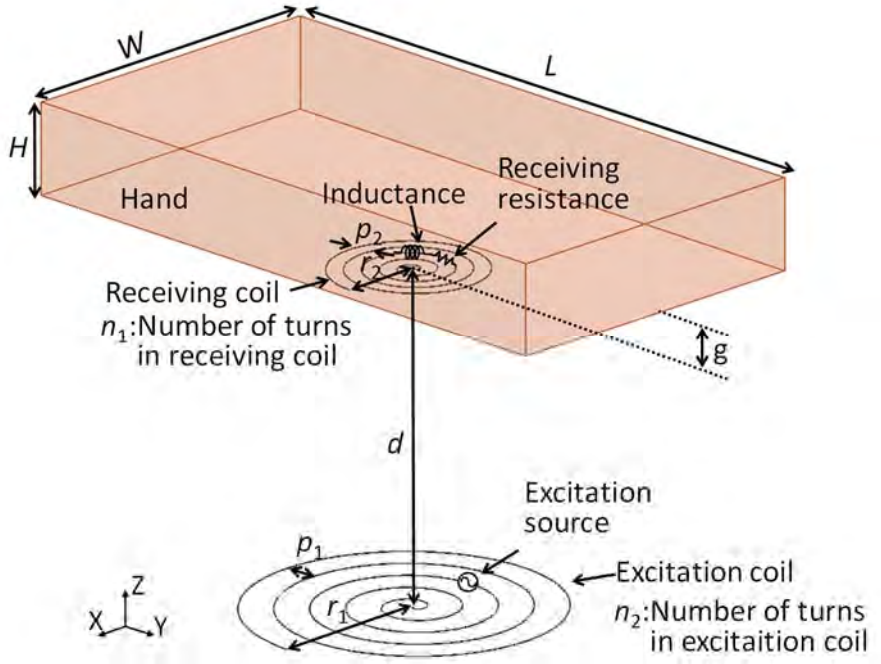


Fig. 2　A model for electromagnetic field analysis

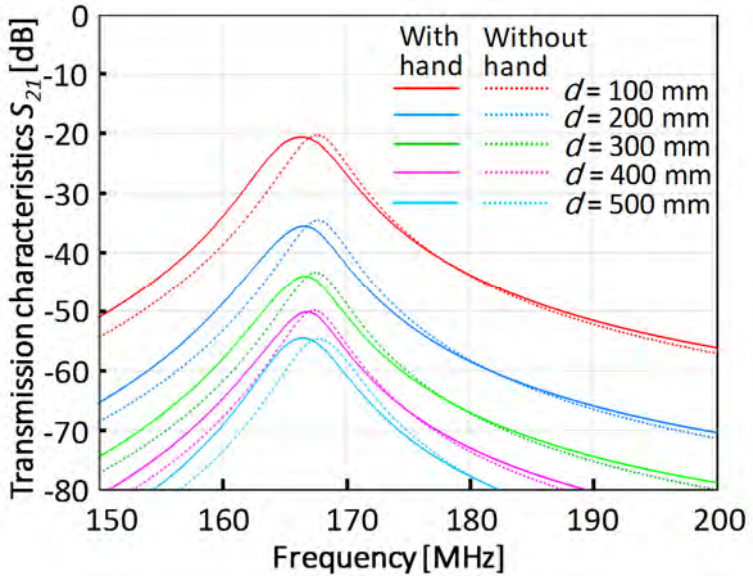


Fig. 3　Transmission characteristics S_{21}

部が存在しない場合の伝送特性もあわせて示す．

図 3 からわかるとおり，伝送特性 S_{21} は，人体手部が存在する場合には 166.7 MHz で最大値をとり，人体手部が存在しない場合には 167.7 MHz で最大値をとる．手部が存在する場合には，最大伝送特性が得られる周波数が 1.0 MHz 低下する．これは受信コイル近傍に高誘電率である手部が存在するため，受信コイルの分布容量が増加し，共振周波数が低下しているためである．

ここで，167.7 MHz を通信周波数とする場合，手部が近接することで生じる伝送特性の低下は 2.0 dB 以下であり，安定した伝送特性が確保され，実用上問題ないといえる．

5.　磁界強度分布

図 4 は，送受信コイル間の伝送距離 $d = 100$ mm のときの磁界強度分布を示したものである．同図(a)は手部が存在しない場合，同図(b)は手部が存在する場合を示しており，また，最大磁界強度を 0 dB として規格化して表示している

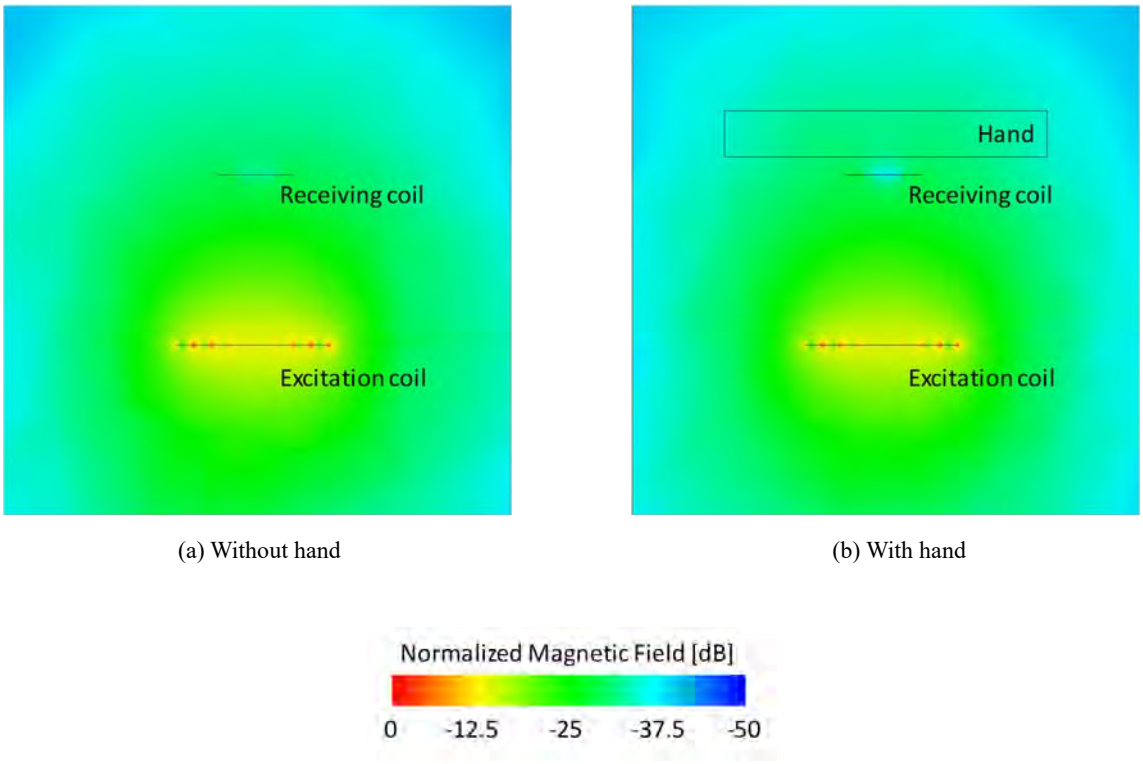
図 4 からわかるとおり，磁界強度分布は手部の有無によらずほぼ同様の分布となっており，送受信コイル同士が共振結合し，良好に伝送されている様子が確認できる．

6.　SAR 分布

図 5 は，送信コイルの出力電力を 1mW, 10mW, 100mW，1000mW としたときの SAR 分布を、ICNIRP の定める許容値である 2 W/kg を 0dB として表示したものである．送信コイルからの出力電力が 1000 mW であっても，約-15 dB（ICNIRP の定める許容値の 1/30 程度）であり，人体に対する高い安全性が確認された．

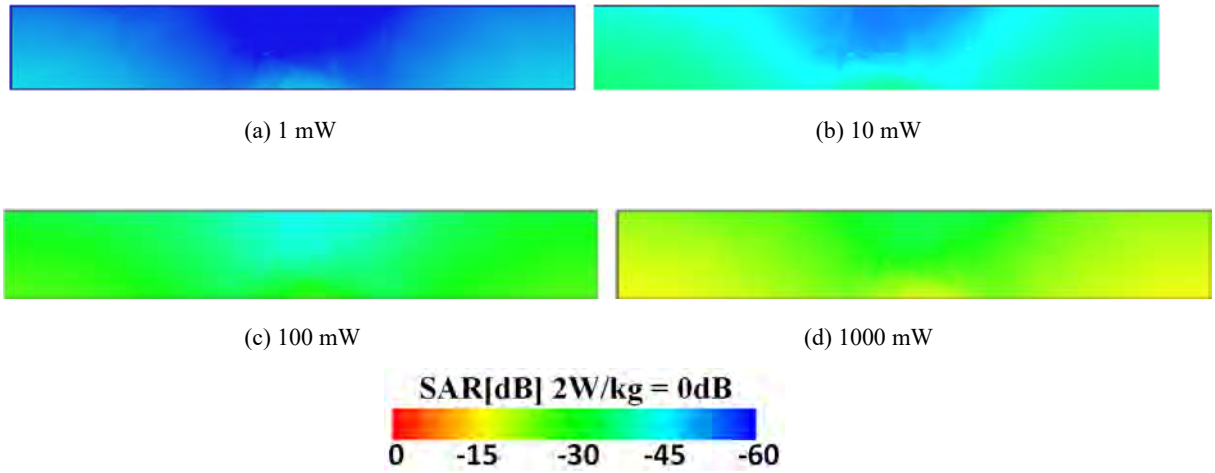
7.　まとめ

本研究では，スパイラルコイルの共振結合を利用する近距離ワイヤレス通信における人体手部の近接による伝送特性への影響を電磁界解析により検討を行った．その結果，手部とスパイラルコイルが 10 mm の距離に近接する場合であっても，共振周波数変動は 1.0 MHz 程度であり，伝送特性の低下は 2.0 dB 以下であることを明らかにした．また，この伝送特性の低下はわずかであり，安定した伝送特性が確保され実用上問題ないといえる．また，送信コイルからの出力電力が 1000 mW であっても，約-15 dB（ICNIRP の定める許容値の 1/30 程度）であり，人体に対する高い安全性



(a) Without hand　　(b) With hand

Fig. 4　Magnetic field distributions



(a) 1 mW　(b) 10 mW

(c) 100 mW　(d) 1000 mW

Fig. 5　SAR

が確認された.

謝辞

本研究の一部は，科学研究費補助金（若手研究（B））課題番号 17K13101 によって実施されたものである.

参考文献

[1] Roland Minihold, “Near Field Communication (NFC) Technology and Measurements”, Rohde & Schwarz, White Paper, June 2011.

[2] 山口諒也, 越地福朗, 越地耕二, “磁界共振結合を利用する近距離ワイヤレス通信における伝送特性の検討”, 第 28 回「電磁力関連のダイナミクス」シンポジウム講演論文集 (The 28th Symposium on Electromagnetics and Dynamics (SEAD28)), 18B4-2, pp.192-195, Kanagawa, Japan, May 2016.

[3] 山口諒也, 越地福朗, 越地耕二, “磁界共振結合を利用する近距離ワイヤレス通信の検討”, 第 30 回エレクトロニクス実装学会春季講演大会講演論文集, Tokyo, Japan, March 2016.

[4] "設計のための人体寸法データ集", 生命工学工業技術研究所編, 人間生活工学研究センター,日本出版サービス, ISBN-10: 987-4889220933, September 1996.

[5] S. Gabriel, et al., "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz", Phys. Med. Biol. 41, pp.2251-2269, 1996.

骨格筋収縮を用いた体内エネルギーハーベスティング用発電機の設計

持田　匠 (東工大), 土方　亘 (東工大)

Abstract: We propose an implantable energy harvesting device driven by contraction of electrically-stimulated skeletal muscle as a method for supplying electrical energy to implantable medical devices. Previously, we developed an electromagnetic generator with a parallel leaf spring and a frictionless clutch mechanism. However, this device can generate only when skeletal muscle is contracted. In this study, we propose the generator, which can be driven during not only muscle contraction, but also relaxant. The proposed generator has another parallel leaf spring outside of the former one. We indicate design process of parallel leaf springs and evaluate generated power and efficiency of the prototype. The results show that the prototype could generate 26.1 μW, and achieved efficiency of 13.7% .

1.　緒言

ペースメーカーなどの体内植込み型医療機器の多くは，内蔵のバッテリーで駆動する．寿命を迎えたバッテリーは，外科手術によって機器本体ごと交換する必要があり，患者にとっては大きな負担である．この解決方法として，体内のエネルギーを電気エネルギーに変換して給電する体内エネルギーハーベスティングが挙げられる．これまでに，心拍が生じる慣性力や，動脈の血圧を駆動源とする発電機が開発された [1-2]．これらの発電デバイスは，生命活動に伴い体内に分布しているエネルギーを受動的に収集するため，持続的な発電が可能であるが，心臓や動脈に発電機を設置するため，機器の破損が生命維持活動に支障をきたす．

そこで本研究では，図1のように，電気刺激によって骨格筋を収縮させ，その力で発電機を駆動し，電気エネルギーを得るシステムに着目する．骨格筋の筋収縮時の仕事量は，1g あたり最大 1mW 程度と報告されている [3]．一方で，骨格筋の電気刺激と体内植込み型医療機器への給電には 50μW 程度あればよく，数 g 程度の骨格筋でこれらの消費電力を賄える可能性がある．

以前の研究で我々は，平行ばねの振動を利用した電磁誘導式発電機を試作し，上記発電量には満たないものの，20.9μW を達成した．ただし，この発電機は，筋収縮時の運動のみを考えた原理検証機であり，連続駆動は実現していなかった．本研究では，筋収縮と筋弛緩両方の運動を考慮した高出力かつ摺動部のない，振動型電磁誘導式発電機の実現を目的とし，発電機構の設計，試作，および発電量評価を行ったのでこれを報告する．

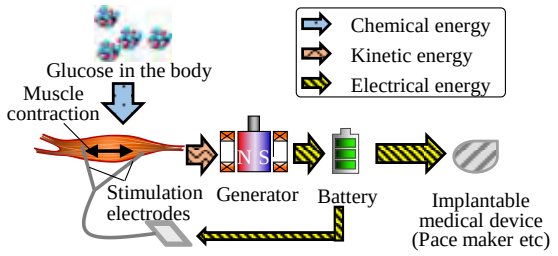


Fig. 1 Energy flow of the proposed energy harvesting system

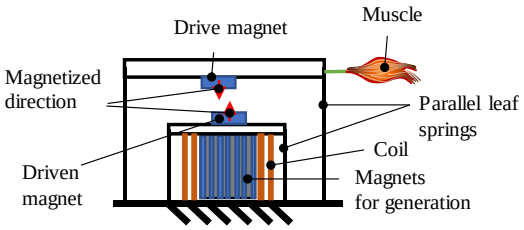


Fig. 2 Concept of the proposed generator

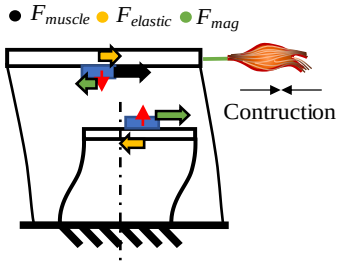
2.　振動型電磁誘導式発電機の設計と試作

本研究で提案する発電機の概要を図 2 に示す．本発電機は二つの平行ばね機構，クラッチ機構用永久磁石，発電用永久磁石とその前後面に配置した二組の発電用ステータコイルから構成される．クラッチ機構用磁石は，互いに反発する駆動側，従動側磁石に分かれ，それぞれ外側平行ばね，内側平行ばねに取り付けられている．骨格筋は，外側平行ばねに取り付けた駆動側磁石をけん引し，クラッチ機構用磁石に働く斥力 F_{mag} によって内側平行ばねと発電用磁石を振動させる（図 3 (a)）．ただし，$F_{elastic}$ は平行ばねの復元力，F_{muscle} は筋収縮力である．この際，発電用磁石とステータコイル間には電磁誘導が発生し，内側平行ばねの運動エネルギーを電気エネルギーに変換する．また，筋弛緩後は，外側平行ばねの復元力によって初期位置に戻る（図 3 (b)）．本研究では，初期位置に戻るときも発電することができるよう，外側，内側平行ばねの剛性 k_{ex}, k_{in}(N/m)の設計を行った．

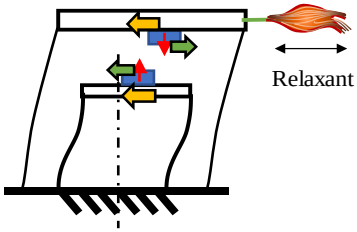
設計にあたり，まず骨格筋収縮力と磁石の斥力について検討した．従来の研究では，質量 0.2 g，筋長 22 mm のカエル骨格筋に電気刺激を与えた場合，最大収縮力 0.37 N，最大筋収縮量 3.5 mm となることが報告されている [4]．本研究では，筋疲労を考慮し，筋収縮力と筋収縮量に多少余裕を持たせた 0.25 N，3 mm を発電に利用すると仮定した．

また，磁石の斥力は，駆動側，従動側磁石間のけん引方向に関する相対変位 x_{rel}(m)の関数であると考えられる．本研究では，設計を容易にするため，磁石の斥力を式(1)のように近似した．

$$F_{mag} = ax_{rel}e^{-bx_{rel}^2} \quad (1)$$



(a) Relationship of forces during muscle contraction



(b) Relationship of forces during muscle relaxant

Fig. 3 Clutch mechanism

a, b は定数であり，先行研究の磁場解析結果から $a = 1.45\times10^{2}$, $b = 1.43\times10^{5}$ とした [5]. 式(1)を x_{rel} について微分することで，磁石の最大斥力 $F_{mag,max}$，およびその時の相対変位 $x_{rel,Fmax}$ は式(2)のように求められる.

$$F_{mag,max} = \pm\frac{a}{\sqrt{2b}}e^{-\frac{1}{2}} = \pm 0.16 \text{ N}$$
$$x_{rel,F\,max} = \mp\frac{1}{\sqrt{2b}} = \mp 1.87\times10^{-3} \text{ m} \quad (2)$$

次にばね剛性 k_{ex}, k_{in} を設計するために，外側，内側平行ばねに加わる力の大小関係を考えた．外側平行ばねけん引時にクラッチが解放される条件は，筋収縮力が磁石の最大斥力と外側平行ばねの復元力の合力を上回っていればよい．よって，筋収縮力 F_{muscle}(N)，磁石の最大斥力 $F_{mag,max}$(N)，クラッチ解放時の外側平行ばねの変位 $x_{ex,1}$(m)から式(3)のように表せる.

$$F_{muscle} > F_{mag,max} + k_{ex}x_{ex,1} \quad (3)$$

また，クラッチが解放される際に内側平行ばねが振動するための条件は，内側ばねの復元力が磁石の最大斥力を上回っていればよいため，このときの内側平行ばねの変位を $x_{in,1}$(m)として，式(4)のように表せる.

$$F_{mag,max} < k_{in}x_{in,1} \quad (4)$$

さらに，筋弛緩時のクラッチ解放条件を考える．筋弛緩時にクラッチが解放されるためには，骨格筋によって外側平行ばねに蓄えられた力学的エネルギーが，磁石の斥力によるポテンシャルエネルギーを上回る必要がある．ここで，計算を簡単にするため，斥力によるポテンシャルエネルギーは，相対変位が無限遠から 0 まで斥力に逆らって行った仕事量とした．したがって，筋弛緩時のクラッチ解放の必要条件は，クラッチ解放後の外側平行ばねの変位を $x_{ex,2}$(m)として式(5)のように表せる.

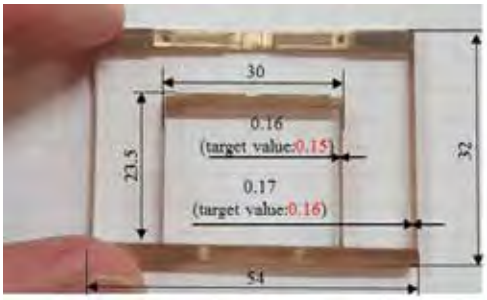


Fig. 4 Prototype of parallel leaf spring

$$\frac{1}{2}k_{ex}x_{ex,2}^{2} > \int_{-\infty}^{0} -F_{mag}\,dx_{rel} = \frac{a}{2b} \quad (5)$$

以上より，筋弛緩時も発電が可能となるための各平行ばねの剛性の必要条件は式(6), (7)のように表せる.

$$\frac{a}{bx_{ex,2}^{2}} \le k_{ex} \le \frac{F_{muscle} - F_{mag,max}}{x_{ex,1}} = \frac{F_{muscle} - 0.16}{x_{ex,1}} \quad (6)$$

$$k_{in} \le \frac{F_{mag,max}}{x_{in,1}} = \frac{0.16}{1.87\times10^{-3} + x_{ex,1}} \quad (7)$$

この条件式より，k_{ex} = 80 N/m, k_{in} = 200 N/m とした.

得られた剛性より，発電機の寸法を決定した．本発電機では，永久磁石は先行研究と同じ磁気特性を持つネオジム磁石（株式会社マグファイン，宮城県，東京）を用いた．駆動側，従動側磁石の寸法はそれぞれ 3×2×3 mm, 1×2×3 mm とした．また，発電用磁石は 20×1×1 mm のものを前後面に 10 本ずつ，計 20 本全て同じ極になるよう配置した．また，平行ばねの剛性 k(N/m)と平行ばね長さ l, 幅 b, 厚さ t (m)，および材料の縦弾性係数 E(Pa)の関係は式(8)で表せることが報告されている [6].

$$k = Eb\left(\frac{t}{l}\right)^{3} \quad (8)$$

平行ばねの幅は磁石の幅と同じになるよう 3 mm とした．また，平行ばねの厚さ，および長さは，将来的に体内に植込むにあたり，できるだけ小さいことが望ましい．ただし，平行ばねに加工誤差が生じた場合に備えて，先行研究での厚さ 0.11 mm に多少余裕を持たせ，今回は外側を 0.16 mm，内側を 0.15 mm とした．したがって式(8)より，外側平行ばね長さを 32 mm，内側平行ばね長さを 23.5 mm とした.

試作した平行ばねを図 4 に示す．平行ばねの厚さを計測したところ，外側では 0.17 mm，内側では 0.16mm となり，設計値より 0.01 mm の誤差を確認した．そこで，平行ばねに重さが既知の錘を吊るし，その際の変位を計測することで，ばね剛性を求め，設計値との誤差を調べた．その結果を図 5 に示す．実験の結果，外側平行ばねの剛性 k_{ex} が 79 N/m，内側平行ばねの剛性 k_{in} が 199 N/m となり，概ね一致していることが明らかとなった.

3.　発電量評価実験

設計・試作した平行ばね機構を用いて実際に発電量，および発電効率を評価した．本発電機では，筋収縮力による仕事量を入力とし，

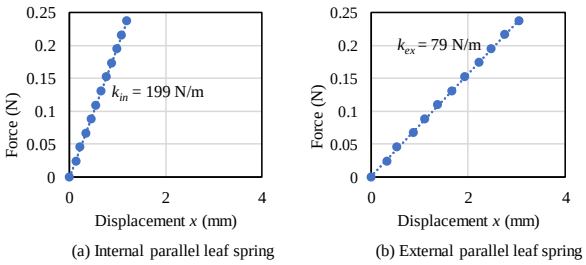


Fig. 5 Stiffness of the prototype parallel leaf springs

発電機に接続した負荷抵抗での消費電力を発電量とする．筋収縮力は，準静的過程では外側平行ばねの復元力，および磁石の斥力と釣り合っている．よって，筋収縮力がなす仕事量 W_{in}(J)は外側平行ばねの初期変位を $x_{ex,initial}$ として式(9)で表せる．

$$W_{in} = \int_{x_{ex,initial}}^{x_{ex,1}} (k_{ex}x_{ex} + F_{mag})dx_{ex} \tag{9}$$

磁石の斥力は直接測ることができないため，内側平行ばねの変位を計測し，内側平行ばねの復元力と慣性力の和から間接的に求めた．なお，振動部質量は減衰固有振動数とばね剛性から求めた．

発電電力は，1.5 秒間筋収縮を維持し，1.5 秒間弛緩するというサイクルを仮定する．負荷抵抗での発電量 W_{out}(J)は式(10)のように，回路に流れる電流 I(A)と，負荷抵抗 R_{load} (Ω)を用いて微小時間当たりの発電電力 P_{out} (W)を算出し，それを筋収縮開始時刻 t_1(sec.)から 1.5 秒後，および筋弛緩開始時刻 t_2(sec.)から 1.5 秒後まで積算することで求めた．ただし，本式では回路中にインダクタンスとキャパシタンスがないものとする．

$$\begin{aligned} W_{out} &= \int_{t_1}^{t_1+1.5} P_{out}dt + \int_{t_2}^{t_2+1.5} P_{out}dt \\ &= \int_{t_1}^{t_1+1.5} I^2R_{load}\,dt + \int_{t_2}^{t_2+1.5} I^2R_{load}\,dt \end{aligned} \tag{10}$$

式(9)，(10)から，発電機の発電効率 η は式(11)より求められる．

$$\eta = \frac{W_{out}}{W_{in}} = \frac{\int_{t_1}^{t_1+1.5} I^2R_{load}\,dt + \int_{t_2}^{t_2+1.5} I^2R_{load}\,dt}{\int_{x_{ex,initial}}^{x_{ex,1}} (k_{ex}x_{ex} + F_{mag})dx_{ex}} \tag{11}$$

実験装置を図 6 に示す．本実験では，外側平行ばねを釣り糸でけん引し，その後切断することで一連の筋収縮・弛緩に相当する運動を再現した．その際，各平行ばねの変位をレーザー変位計（LK-G85(左)，LK-G155(右)，株式会社キーエンス，大阪府，日本）で計測した．また，回路に流れる電流の計測には電流センサ（CT-0.4p, Liaisons Electroniques et Mecaniques, Fribourg, Switzerland）を用いた．

実験によって得られた発電量，および各平行ばねの変位を図 7，8 に示す．この結果より，筋収縮力に相当する仕事量は 571 μJ となった．また，式(10)で求めた発電量は，78.3μJ であった．これより発電効率は 13.7%となった．なお，発電電力は 26.1μW であった．

4.　結言

本研究では，筋収縮，および筋弛緩時に，発電可能な体内エネルギーハーベスティング用発電機を提案し，26.1 μW の発電量を達成した．また，筋収縮力に相当する力の仕事量は，571μJ であり，本発電機の効率は 13.7%となった．今後は，将来的に発電効率を向上し，小型化するため，発電時の損失要因を明らかにし，それを低減するための指針を導き，小型高効率発電機を設計する予定である．

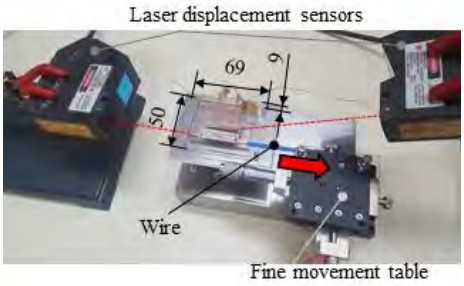


Fig. 6 Generator and setup for generating experiment

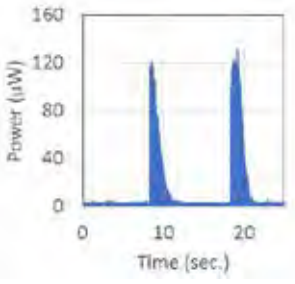


Fig. 7 Measuredpower of the prototype generator

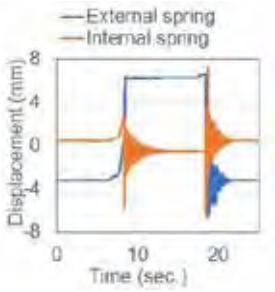


Fig.8 Measureddisplacement of each parallel leaf spring

謝辞

本研究は，平成 28 年度生体医歯工学共同研究拠点共同研究プロジェクトの助成によって行われた．

参考文献

1) R. Tashiro, N. Kabei, K. Katayama, K. Katayama, F.Tsuboi, K. Tsuchiya, Development of an electrostatic generator for a cardiac pacemaker that harnesses the ventricular wall motion, Journal of artificial organs, **5**, 2002, 239-245

2) T. Vu-Cong, C. Jean-Mistral, A. Sylvestre, Electrets substituting external bias voltage in dielectric elastomer generators: application to human motion, Smart Materials and Structures, **22**, 2013, 1-13

3) 榊原 直樹，竹村 博文，安田 保，川筋 道雄，渡辺 洋宇，Low power/ high stroke 方式によるリニアー型骨格筋アクチュエーターの有用性：慢性電気刺激広背筋による急性実験，日本人工臓器学会, **24**, 1993, 870-873B. E.

4) G. Sahara, W. Hijikata, T. Shinshi, “Implantable power generation system utilizing muscle contractions excited by electrical stimulation”, Proc IMechE Part H: J Engineering in Medicine, **230**, 2016,569-578.

5) 冨岡 洸太,他，電気刺激による筋収縮を駆動源とした体内発電機構の研究, ROBOMECH2016, 2016.

6) 久曽神 煌，佐川 大輔，豊山 晃，板ばねを利用した直動，および回転機構，精密工学会誌，**53**, 1987, 1092-1096

人体通信を用いた生体信号伝送の検討

Biomedical Signal Transmission Using Human Body Communication

○漆館 竜吾 [1]　　越地 福朗 [1]　　越地 耕二 [2]
1. 東京工芸大学大学院　2. 東京理科大学
○Ryogo URUSHIDATE[1], Fukuro KOSHIJI[1], and Kohji KOSHIJI[2]
1. Tokyo Polytechnic University,　2. Tokyo University of Science

1. はじめに

近年，高齢者のみならず若年層においても健康意識が高まっており，ウェアラブルセンサによる日常的な生体情報計測や管理・解析に対する要望が高まっている．生体情報センサのさらなるスマート化や Internet of Things (IoT) 化を考えると，センサ同士の通信や外部機器との連携など，生体近傍における省電力かつ安定した通信ネットワークが必要不可欠である．また，生体情報を扱うことを考えると，プライバシーやセキュリティを考慮する必要もあり，一般的な電波通信のように広い空間や遠方へ放射されてしまう通信方式よりも，人体近傍のごく限られたエリアで通信する方式とすることが望ましい．

本研究では，人体近傍で利用する Body Area Network (BAN) 技術のひとつである人体通信技術(1)に着目し，人体を介した電気信号の伝送特性と，人体通信による心拍データ伝送の検討を行う．

2. 人体通信における信号伝送

図 1 は，左前腕に人体通信用ウェアラブル送信機を装着し，電極から 10.7 MHz の電気信号を出力した場合の人体周囲に形成される電界強度分布を，Finite Difference Time Domain (FDTD)法により解析したものである．人体モデルには，人体モデルには，国立研究開発法人情報通信研究機構から提供された,日本人成人男性の平均的な体型を有する人体モデル(2) を用いている．人体の各生体組織の電気特性は，文献(3)に基づいている．

図 1 からわかるとおり，10.7 MHz で励振された電界は，電極近傍から人体周辺に分布しており，人体近傍においてのみ通信可能エリアが形成されることが確認できる．

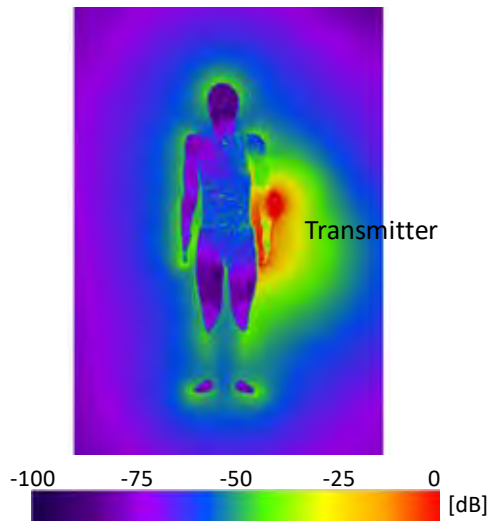
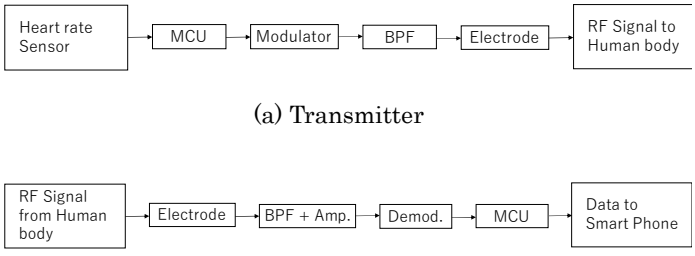


Fig. 1　Electric field distribution

3. システム構成

図 2 に，本研究で試作した人体通信システムの構成を示す．同図からわかるとおり，送信機においては，心拍センサで取得したデータは，Microcontroller Unit (MCU)を介して変調回路(Modulator)に送られ 10.7 MHz を中心周波数とする Frequency Shit Keying (FSK)変調されて，電極へと出力される．受信機においては，人体に接触する電極で受信した変調信号は，復調回路を介して復調され，MCU を介してスマートフォンへと送られる．送信機と受信機は，ともにバッテリ駆動してい



(a) Transmitter

(b) Receiver

Fig. 2　System block diagram

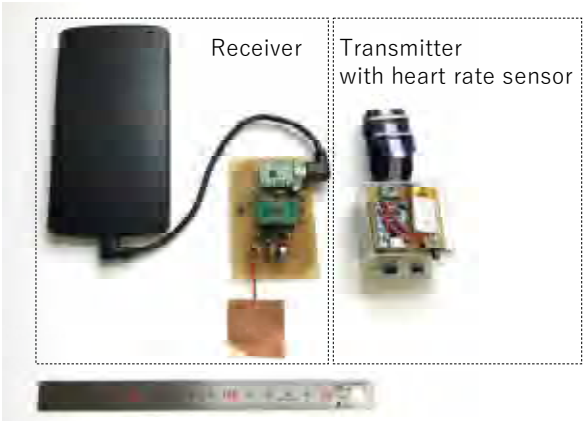


Fig. 3　Transmitter and receiver

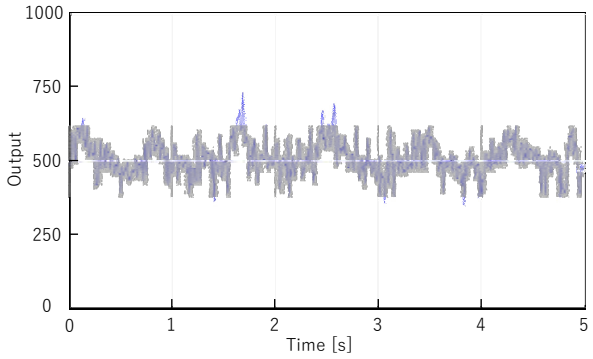
る．図 3 は，試作した送信機と受信機の写真である．

4. 心拍センシングと信号伝送

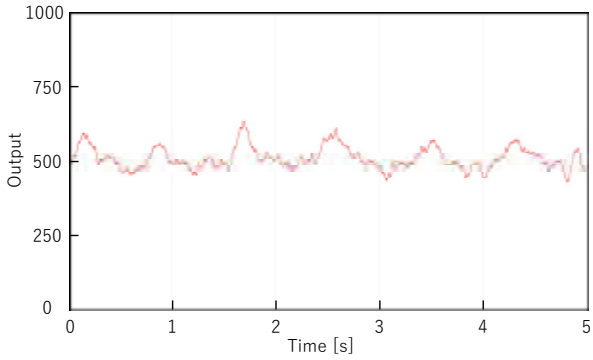
心拍データは，光を生体内に向けて照射し，血中酸素濃度の変化によって生じる反射光変化を計測する光センシング方式により取得している．本研究で用いる心拍センサでは，光源と受光部に，緑色 LED とフォトダイオードを，それぞれ用いている．

図 4 は，図 3 に示す送信機を手首部分に装着し，手首部分で取得した心拍データを，同図中の受信機の電極に指先で触れることで，人体を介して伝送したときの心拍データである． 送信機と受信機受信電極の間の距離は，約 250 mm である．

図 4 (a)は，心拍センサの出力波形（信号処理前）であり，同図(b)は，人体を介して伝送され受信機で受信した後の波形であり，心拍の周期を考慮したローパスフィルタによる信号処理を施したものである．同図からわかるとおり，心拍センサの出力は，ノイズが重畳された波形となっているが，信号処理後の波形によって拍動を確認することができる．



(a) Sensor output (Before signal processing)



(b) Received data (After signal processing)

Fig. 4　Heart rate data

5. まとめ

本研究では，人体近傍で利用する Body Area Network (BAN) 技術のひとつである人体通信技術に着目し，人体を介した電気信号の伝送特性と，光センシング方式で取得した心拍データの人体通信による伝送の検討を行った．その結果，10.7 MHz を中心周波数とする FSK 変調により，安定して人体を介した電気信号伝送ができることを確認するとともに，心拍の周期を考慮したローパスフィルタによる信号処理を施すことで，拍動を確認することが可能な波形を取得できることを確認した．

謝辞

本研究の一部は，科学研究費補助金（若手研究（B））課題番号 17K13101 によって実施されたものである．また，送受信機の試作においては，東京理科大学理工学部電気電子情報工学科助教の村松大陸氏にアドバイスいただいた．ここに謝意を表す．

参考文献

(1) 越地福朗，佐々木健，"人体内通信におけるウェアラブル送信機の電極構造によるインピーダンス整合と電極設計"，エレクトロニクス実装学会誌，Vol.12, No.3, pp.221-232, May 2009.

(2) T. Nagaoka, et al., “Development of Realistic High-Resolution Whole-Body Voxel Models of Japanese Adult Male and Female of Average Height and Weight, and Application of Models to Radio-Frequency Electromagnetic-Field Dosimetry”, Phys in Med. Biol., Vol.49, pp.1-15, 2004.

(3) S. Gabriel, et al., "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz", Phys. Med. Biol. 41, pp.2251-2269, 1996.

経皮電力伝送の生体組織影響評価を目的とした生体組織の比誘電率測定
Measurement of the Dielectric Properties of Biological Tissues for the Purpose of Evaluating Adverse Effects to the Human Body of Transcutaneous Power Transfer

○川合　史朗[1]，　柴　建次[2]
1．東京理科大学大学院　基礎工学研究科　電子応用工学専攻
2．東京理科大学　基礎工学部　電子応用工学科
○Shiro Kawai[1]，and Kenji Shiba[2]
1. Dept. of Applied Electronics, Graduate School of Industrial Science and Technology, Tokyo University of Science
2. Dept. of Applied Electronics, Faculty of Industrial Science and Technology, Tokyo University of Science

1. 緒言

近年，100-1000 kHz の電磁界を用いた人工心臓やペースメーカーなどの体内機器を対象とした経皮電力伝送システムが研究されており，それに伴い電磁界の生体影響に関心が集まっている[1]．電磁界の生体影響を評価するために生体数値モデルを用いた電磁界解析が広く行われているが，その際に生体組織の電気定数が必要となる．近年では Gabriel が 1996 年に行った実験の電気定数[2]が頻用されているが，100-1000 kHz において比誘電率の急激な上昇が見られ，1000 kHz 以下の測定データには不確かさが含まれることが Gabriel 自身らによって指摘されている[3]．それらの値は数千という値であり，誘電率が比較的高い水でもその値が 81 であることを考えるとこれらの値の大きさが分かる．Gabriel の実験では電気定数の測定に同軸プローブ法を用いており，電極と測定対象の界面で分極が生じ，電気二重層によるキャパシタンス成分が発生したために正確な電気定数の測定が行えていない．しかしながら，電極を用いずに 100-1000 kHz の比誘電率を求める方法は存在しないため，未だにこの周波数帯の生体組織の比誘電率は不明となっている．

そこで本研究では，100-1000 kHz における生体組織の比誘電率を正しく測定するために非接触で測定を行うことのできる 2 つのトランスと 2 次コイルとみなすことのできる測定試料で構成された非接触測定器を提案した．まず電気定数が既知の NaCl 溶液の比誘電率を推定し，本測定器の有用性を評価した．その後，人体組織と電気的特性が似ている豚肝臓の測定を行い，比誘電率の推定を行った．また本測定器で推定した豚肝臓の比誘電率を参考に比誘電率の値のみを変更した生体組織を用いて，経皮電力伝送の生体組織影響を電磁界解析を用いて行った．

2. 提案する生体組織の電気定数の非接触測定器

今回，提案する非接触測定器の回路図を図 1 に，実際の非接触測定器の写真をそれぞれ図 2 に示す．

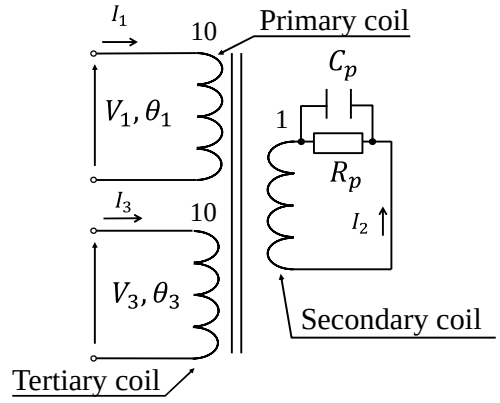


図 1 生体組織電気定数の非接触測定回路の回路図

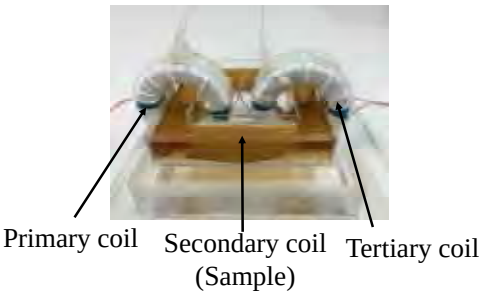


図 2　生体組織電気定数の非接触測定回路の写真

今回提案する非接触測定器は図 1 に示すように互いに磁気結合した 3 つのコイルから構成されている．Mn-Zn トロイダルフェライトコア(N30,EPCOS)を用いた 10 回巻きコイルを 1 次と 3 次コイルとして用いており，測定試料を挿入することができるアクリル容器（図 2 参照）を 1 ループの空心コイルとみなし 2 次コイルとして用いている．図 1 の R_p と C_p はそれぞれ測定試料の抵抗値と容量値である．この測定器において測定試料の導電率 σ と比誘電率 ε_r は次式によって求めることができる．

$$\sigma = \frac{l}{R_p S} \tag{1}$$

$$\varepsilon_r = \frac{C_p l}{\varepsilon_0 S} \tag{2}$$

このとき R_p:2 次コイルの抵抗値[Ω]，C_p:2 次コイルの容量値[F]，S:容器の断面積[m²]，l:容器平均長[m]，ε_0:真空中の誘電率[F/m]である．(1)，(2)式から分かるように，2 次コイルの抵抗値 R_p と容量値 C_p を求めることで測定試料の導電率と比誘電率を算出することができる．測定試料の抵抗値 R_p と容量値 C_p の推定は，測定試料を容器に充填し，そのときの 1 次と 3 次のコイルの電圧比 V_1/V_3 と位相差 θ_1-θ_3 を測定し，その結果と 2 次コイルとして既知の集中定数回路を用いた測定で得られるこれらの値（電圧比 V_1/V_3 と位相差 θ_1-θ_3）を比較することで測定試料の導電率と比誘電率の算出を行う．

3. 電圧比 V_1/V_3 と位相差 θ_1-θ_3 の測定

ファンクションジェネレータ(IWATSU SG-4105)から出力される正弦波を高速アンプ(NF 4025)とコモンモードチョークコイル (RF37-BCL)を通して，非接触測定器の 1 次側に印加する．また 1 次と 3 次の結合を低減させるために 1 次と 3 次の間に金属の遮蔽板を挿入し，ファンクションジェネレータのグラウンドに接続している．そのときの 1 次と 3 次の電圧比 V_1/V_3 と位相差 θ_1-θ_3 をデジタルオシロスコープ(Agilent 54832D，帯域 1000 MHz)で測定し，電圧比 V_1/V_3 と位相差 θ_1-θ_3 を求めた．測定は 100-1000 kHz まで 100 kHz ごとに行った．なお本研究では倫理審査や動物実験を対象とする実験は行っていない．

4. 有用性評価を目的としたNaCl溶液の非接触測定

本測定回路方法の有用性評価を行うために，電気定数が周波数に依らず一定であり，かつ理論的に既知であるNaCl溶液の電気定数の測定を行った．NaCl溶液の濃度は，0.231w/v%とした．このNaCl溶液の導電率と比誘電率の理論値は文献[4,5]よりそれぞれ $\sigma = 0.476$ S/m，$\varepsilon_r = 79$ と算出される．それを2次コイルに相当するアクリル容器に高さ14 mmまで充填し，そのときの電圧比 V_1/V_3 と位相差 θ_1-θ_3 の測定を行った．

次に，2次コイルとして電気定数が既知の集中定数素子を用い，そのときの電圧比 V_1/V_3 と位相差 θ_1-θ_3 の測定を行った．図3に2次コイルとして用いる集中定数素子を示す．集中定数素子の抵抗と容量はNaCl溶液の導電率と比誘電率を考慮した上で用意した．また集中定数素子の抵抗と容量の値及びそれらから算出される導電率と比誘電率を表1及び2に示す．

図3 集中定数素子

表1 集中定数素子の抵抗値 R_p とそれらから算出される導電率 σ

Resistance R_p [kΩ]	Conductivity σ [S/m]
2.2	0.65
3.0	0.48
5.1	0.28

表2 集中定数素子の容量値 C_p とそれらから算出される比誘電率 ε_r

Capacitance C_p [pF]	Relative permittivity ε_r
0.5	81
1.0	161

図4，5にNaCl溶液の電圧比 V_1/V_3 と位相差 θ_1-θ_3 の測定結果を集中定数素子の測定結果とともに示す．

また，本測定により推定されたNaCl溶液の導電率と比誘電率を文献値[4,5]とともに表3に示す．推定値に幅がある理由は，集中定数素子の測定結果と比較して算出しているためであり，集中定数素子の測定が少ないためである．集中定数素子を増やせばより精度の高い測定が可能となるが，100 - 1000 kHzにおける人体組織のおおよその導電率が0.01 – 2.0 S/m，比誘電率が27 - 8000であることを考慮すれば，本測定器が人体組織の電気定数の推定において十分有用であることが分かる．

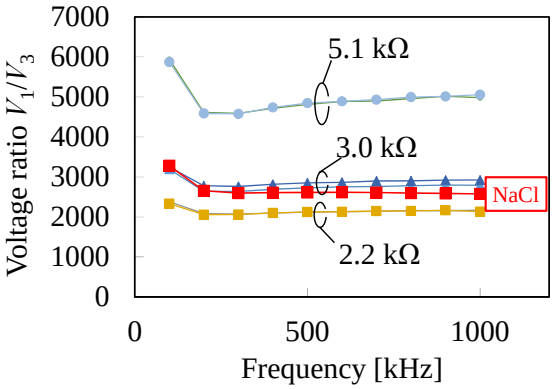


図4 NaCl溶液と集中定数素子の電圧比 V_1/V_3

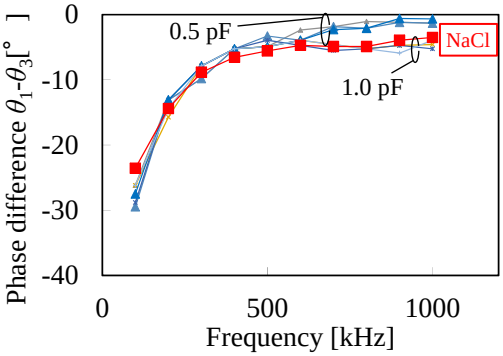


図5 NaCl溶液と集中定数素子の位相差 θ_1-θ_3

表3 推定されたNaCl溶液の導電率 σ と比誘電率 ε_r 及びそれらの理論値

Data	Conductivity σ [S/m]	Relative permittivity ε_r
This Study	0.28 - 0.65	81-161
Theory	0.476[4]	79[5]

5. 豚肝臓の電気定数の測定と算出

Gabrielの比誘電率の値と比較するために，本測定器を用いて，豚肝臓の電気定数の算出を行う．

豚肝臓は人体組織と似た電気的特性を持っていることが明らかにされている[6]．豚肝臓を薄く切ったものを2次コイルに相当するアクリル容器に高さ14 mmまで充填し，電圧比 V_1/V_3 と位相差 θ_1-θ_3 の測定を行った．次に第4章と同様に2次コイルとして電気定数が既知の集中定数素子を用い，そのときの電圧比 V_1/V_3 と位相差 θ_1-θ_3 の測定を行った．集中定数素子の抵抗と容量は人体肝臓の導電率と比誘電率を考慮した上で用意した．用意した抵抗と容量の値及びそれらから算出される導電率と比誘電率を表4，5に示す．

表4 集中定数素子の抵抗値 R_p とそれらから算出される導電率 σ

Resistance R_p [kΩ]	Conductivity σ [S/m]
8.2	0.174
10.0	0.142

表 5 集中定数素子の容量値 C_p とそれらから算出される比誘電率 ε_r

Capacitance C_p [pF]	Relative permittivity ε_r
0.5	81
2	322
5	806
10	1613
20	3227
47	7583

図 6，7 に豚肝臓の電圧比 V_1/V_3 と位相差 θ_1-θ_3 の測定結果を集中定数素子の測定結果とともに示す．なお集中定数素子の結果は代表値として容量 C_p = 0.5，10 pF の結果を示した．

また 500 kHz において本測定で推定された豚肝臓の電気定数の値を Gabriel の実験における人体肝臓の電気定数の値とともに表 6 に示す．

本測定で導電率は Gabriel の実験値に近い値が推定された．しかし，比誘電率の値は推定値が 0 - 81 の間にあり，Gabriel の実験値とは大きな差が確認された．推定値に幅がある理由は，集中定数素子の測定結果と比較して算出しているためであり，集中定数素子の測定が少ないためである．今回の結果からは少なくとも，81 よりは小さい値であることが確認できる．集中定数素子を増やせばより精度の高い測定が可能となるが，現段階の結果から人体肝臓も Gabriel の実験値より低い比誘電率を持っている可能性が示唆された．

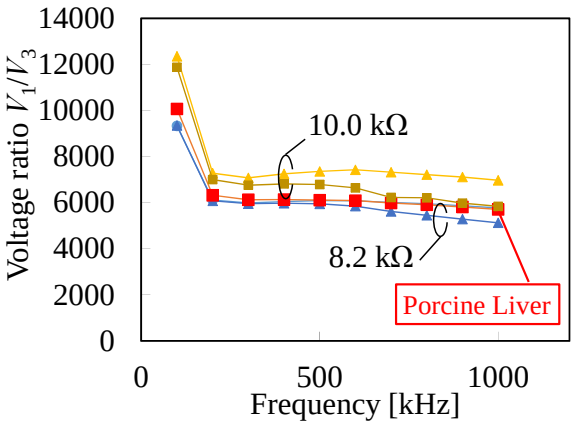


図 6 豚肝臓と集中定数素子の電圧比 V_1/V_3

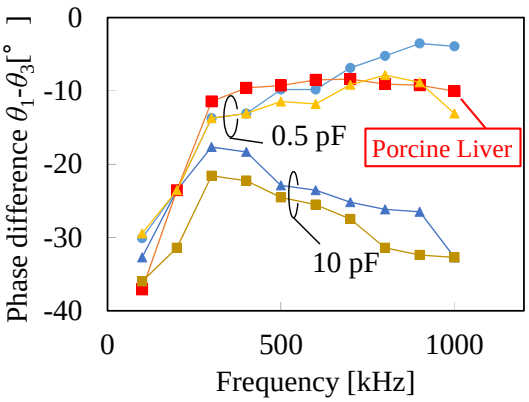


図 7 豚肝臓と集中定数素子の位相差 θ_1-θ_3

表 6 500 kHz における推定された豚肝臓の導電率 σ と比誘電率 ε_r 及び人体肝臓の Gabriel の実験値

Data	Conductivity σ [S/m]	Relative permittivity ε_r
This Study (Porcine Liver)	0.142 -0.174	0 - 81
Gabriel (Human Liver)	0.148	2769

6. 比誘電率変更時の経皮電力伝送の生体影響評価

上述の比誘電率の差が，電磁生体影響の評価にどの程度影響を及ぼすか調べるために，比誘電率を変えた 2 種類の生体組織に磁界を照射し，そのときの比吸収率（Specific Absorption Rate； SAR） [W/kg]で評価を行った．SAR は生体組織の熱の比吸収率を表し，熱作用の評価に用いられており，

$$SAR = \sigma E^2/\rho \qquad (2)$$

で定義されている．σ は導電率[S/m], ρ は密度[kg/m^3]である．

本解析では補助人工心臓駆動用として研究された経皮電力伝送システムを用いた [7]．図 8 に解析モデルの概要を示す．筋モデル表面に 1 次コイルを配置し，2 次コイルを筋モデルに埋め込んだ．1 次コイルの外径と内径はそれぞれ 90 mm，20 mm，2 次コイルの外径と内径はそれぞれ 60 mm，20 mm である．1 次コイルと 2 次コイルは同軸上 5 mm 離れた位置に配置している．生体組織には有限要素法を，コイルにはモーメント法をそれぞれ用いて解析を行った．

前章の電気定数の推定結果を参考に筋組織の比誘電率のみを変更して生体影響を評価した．表 7 に本解析で用いた 2 つの筋モデルの電気定数を示す．Model 1 は Gabriel の実験値と同様の電気定数を持つ筋のモデル，Model 2 は前章で推定した肝臓の比誘電率が Gabriel の実験値の 2.9%であったことを参考に Gabriel の実験値の 2.9%の値の比誘電率を持つ筋のモデルである．

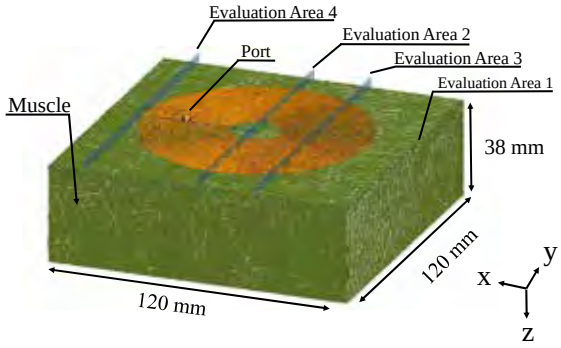


図 8 解析モデル

表 7 2 つの筋モデルの導電率 σ と比誘電率 ε_r

Model	Conductivity σ [S/m]	Relative permittivity ε_r
Model 1	0.4459	3647.3
Model 2	0.4459	106.6

図 9，10 に Model 1，2 の Evaluation Area 3 における SAR 分布の拡大図を示す．

1 次コイルと 2 次コイルの間で Model 1 より Model 2 の方が高い SAR の分布が確認できる．また x = 0 mm，y = 35 mm，z = 5.5 mm において最大誤差 2.9%を得た．これは Model 2 において比誘電率の値が低くなることでコイル間の電界の値が高くなったことが原因であると考えられる．この傾向は電界を用いて電力伝送を行う容量結合型伝送ではより顕著に現れると考えられる．

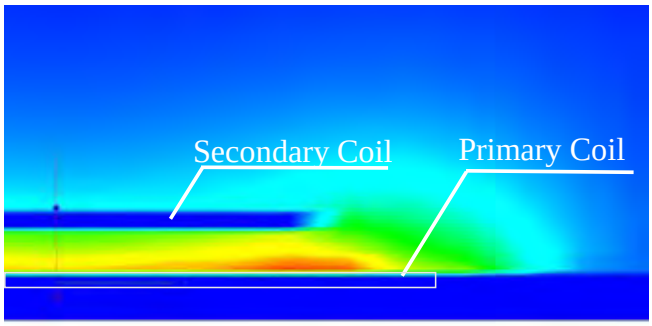


図 9 モデル 1 の Evaluation Area 3 における SAR 分布

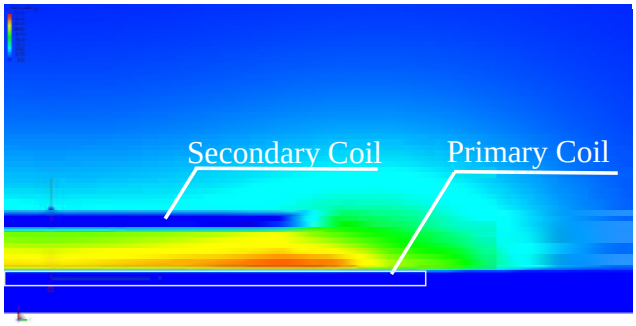


図 10 モデル 2 の Evaluation Area 3 における SAR 分布

7. まとめ

人体組織電気定数の正確な測定を行うために 3 つのトランスを用いた非接触測定器を提案した．まず NaCl 溶液の電気定数の推定を行い，本測定器の有用性を評価した．その後人体組織と似た電気的な特性を持つ豚の肝臓の電気定数の推定を行った．その結果，導電率は Gabriel の実験値に近い値が推定された．しかし，比誘電率の値はは大きな差があり，Gabriel が 2769 であるのに対し，我々は，81 程度かそれ以下であるという結果を得た．このことより人体肝臓も Gabriel の実験値より低い比誘電率を持っている可能性が示唆された．また本測定で推定された比誘電率を参考に比誘電率のみを変更したときの経皮電力伝送の生体影響評価を行ったところ，比誘電率の値が低いモデルにおいて SAR の値が最大 2.9%高くなった．このことから，Gabriel の実験値を用いて評価を行う場合は，この分を補正する必要があると言える．今後は電界を用いて電力伝送を行う容量結合型電力伝送においても同様の生体影響評価を行う．

本研究に関し，COI はありません．

8. 参考文献

1) T. Dissanayake, D. Budgett, AP Hu, S. Malpas and L. Bennet, Transcutaneous Energy Transfer System for Powering Implantable Biomedical Devices, *ICBME 2008*. Vol. 23, pp. 235-239, 2009.
2) S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, “The dielectric properties of biological tissues: Ⅱ. Measurements in the frequency range from 10 Hz to 20 GHz”, Phys. Med. Biol., vol.41, pp2251-2269, 1996.
3) C. Gabriel, A. Peyman and E. H. Grant, “Electrical conductivity of tissue at frequencies below 1 MHz”, Phys. Med. Biol., vol. 54, no.16, July 2009.
4) E. Lewis, “The practical salinity scale 1978 and its antecedents”, IEEE. Journal of Ocean. Eng., vol.5, pp.3-8, Jan. 1980.
5) A. Peyman, C. Gabriel and E. H. Grant, “Complex permittivity of sodium chloride solutions at microwave frequencies”, Bioelectromagnetics, vol.28, pp264-274, Jan. 2007.
6) Ann P O’Rourke, “Dielectric properties of human normal, malignant and cirrhotic liver tissue: in vivo and ex vivo measurements from 0.5 to 20 GHz using a precision open-ended coaxial probe”, *Phys. Med.Biol.* vol. 52,no. 15,pp. 4707-4719, 2007
7) 石岡裕司，　柴建次，”空心偏平型経皮エネルギー伝送トランス周辺の電磁生体影響の検討-子供モデルを用いた場合の SAR と体内電界の解析-”，日本 AEM 学会第 25 回 MAGDA コンファレンス，　pp. 337-339, Nov. 2016

折り曲げた半円台形不平衡ダイポールアンテナにおけるスリット装荷による 5GHz 遮断帯域を有する UWB アンテナ

島崎 勇登† 越地 福朗† 越地 耕二*

†東京工芸大学 大学院 工学研究科

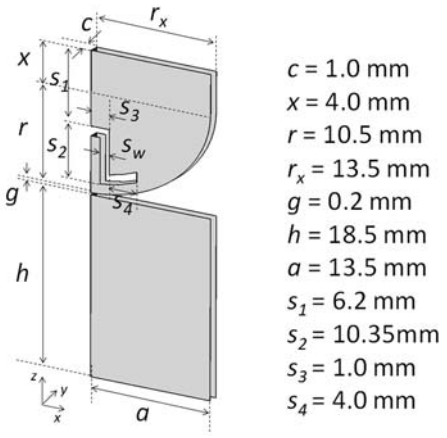
*東京理科大学 研究推進機構 総合研究院

1. はじめに

近年，医療・ヘルスケアなどの分野において，3.1～10.6 GHz の周波数帯を利用する Ultra Wideband (UWB) 通信技術が，Body Area Network (BAN)技術として注目されている．しかしながら，病院などの医療機関においては，すでに院内無線ネットワークとして，5 GHz 帯無線 LAN が利用されており，UWB 通信と無線 LAN の同時利用には混信などの課題があげられる．本研究では，過去に提案･検討された，折り曲げた UWB 不平衡ダイポールアンテナ[3]に，スリットを装荷することで 5GHz 帯の混信を抑えるべく，UWB アンテナにおいて 5 GHz 帯に遮断帯域を形成する検討を行う．

2. アンテナの構成

Fig. 1 は，本研究で提案・検討するアンテナモデルであり，過去に検討された折り曲げ型不平衡ダイポールアンテナ[3]に，スリットを装荷したアンテナモデルである． 放射素子にスリットを形成し，5 GHz 帯においてスリットに逆相の共振電流を発生させることで，遮断帯域が形成できると考えた．



c = 1.0 mm
x = 4.0 mm
r = 10.5 mm
r_x = 13.5 mm
g = 0.2 mm
h = 18.5 mm
a = 13.5 mm
s_1 = 6.2 mm
s_2 = 10.35mm
s_3 = 1.0 mm
s_4 = 4.0 mm

Fig. 1　アンテナモデル

3. VSWR 特性

Fig. 2 に，Fig. 1 に示すアンテナの VSWR 特性の電磁界解析結果を示す．電磁界解析には，Finite-difference time-domain (FDTD)法を用いた．同図には，スリットなしの場合の VSWR 特性もあわせて示す．

Fig. 2 からわかるとおり，スリットを装荷することにより，5 GHz 帯に遮断帯域が形成され，5.35 GHz を中心周波数とする VSWR≧10 となる遮断帯域が得られた．

4. 放射パターン

Fig. 3 に，Fig. 2(b)のアンテナの放射パターンを示す．Fig. 3 からわかるとおり，3.1 GHz においては，XY 面において水平面内無指向性，および ZX 面では，ダイポールアンテナ特有の８の字の放射パターンが得られている．10.6 GHz の高周波数帯では，放射素子の非対称化による放射パターンの若干の変形がみられるが，本アンテナがモバイル機器などに搭載されることを考えると実用上問題ないと考えられる．

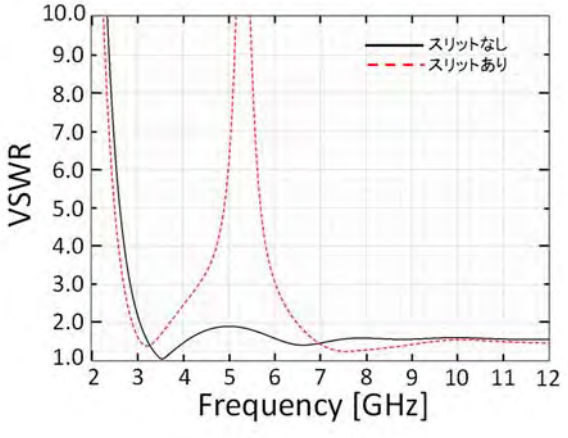
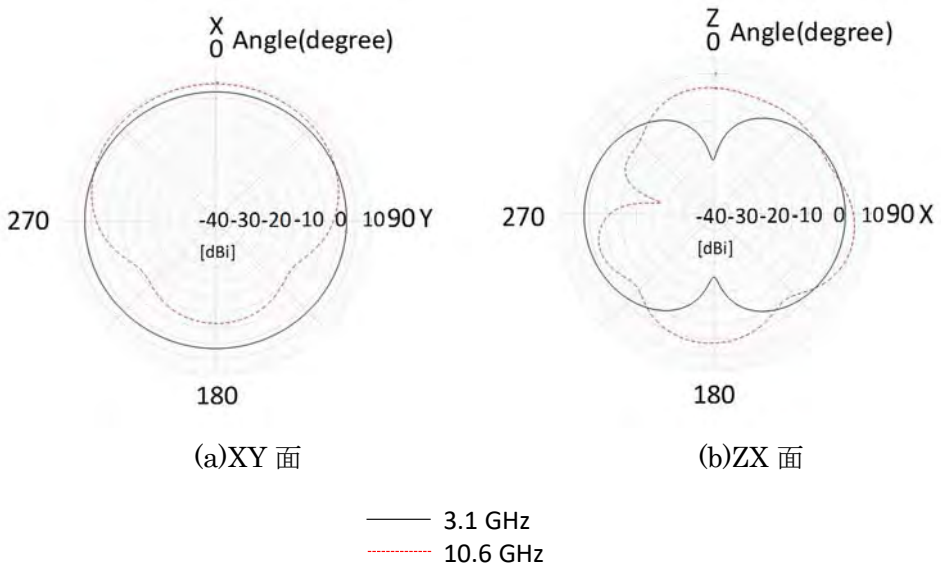


Fig.2 VSWR 特性



(a)XY 面　　(b)ZX 面

Fig. 3　放射パターン

5. まとめ

本研究では，5GHz 帯の混信を抑えるべく，UWB アンテナにおいて 5 GHz 帯に遮断帯域を形成する検討を行った．その結果，放射素子へスリットを装荷することで 5GHz 帯で，遮断帯域を形成できることがわかった．また，放射パターンにおいては，10.6 GHz 以上の高周波数帯では，放射素子の非対称化による放射パターンの若干の変形がみられるが，本アンテナがモバイル機器などに搭載されることを考えると実用上問題ないと考えられる．

謝辞

本研究の一部は，科学研究費補助金（若手研究（B））課題番号 17K13101 によって実施されたものである．

参考文献

[1] D. Porcino, W. Hirt, “Ultra-wideband radio technology: potential and challenges ahead”, IEEE Communication Magazine, vol.41, no.7, pp.66-74, July 2003.

[2] 越地福朗, 江口俊哉, 佐藤幸一, 越地耕二, “UWB 用半円台形不平衡ダイポールアンテナの提案と検討”, エレクトロニクス実装学会誌, Vol.10, No.3, pp.200-210, May 2007.

[3] 島崎勇登, 越地福朗, 越地耕二, “半円台形不平衡ダイポールアンテナにおける放射素子の折り曲げによる小型化”, エレクトロニクス実装学会, 超高速高周波エレクトロニクス実装研究会, 平成 29 年度第 1 回公開研究会論文集, Vol.17, No1, pp.5-8, June 2017.

EMGによる連続的運動推定のための手指運動の時系列性の検討

Examination of Time Series Characteristics of Finger Motion for Continuous Motion Estimation from EMG

小野 哲（東京工科大学大学院）　上野 祐樹（東京工科大）　松尾 芳樹（東京工科大）

Tetsu ONO, Tokyo University of Technology Graduate School, g2116007c9@edu.teu.ac.jp
Yuki UENO, Tokyo University of Technology
Yoshiki MATSUO, Tokyo University of Technology

1. はじめに

表面筋電位（EMG: electromyography）には身体運動に関する情報が含まれており，解析することで関節の角度や筋が発揮する力を推定することができる [1]．身体運動の中でも手指の運動は筋電義手の制御などのヒューマンマシンインターフェイス [2]，片麻痺患者のためのバイオフィードバック療法への応用が研究されている [3]．筋電義手に関する先行研究の多くでは，計測したEMGから前腕の動作を特定の種別に分類し制御信号を生成することで，強力把握や手首の回内など数種類の動作を実行することができる．

しかしながら，パターン識別器によって制御される筋電義手では既定の動作が実行可能な一方で，物の形状に合わせた精密把握や道具の使用など，指先を使う動作の中でも位置とタイミングの精度が要求されるような手動作の実行が難しい．このような連続的に変化する手指運動を推定し利用するような応用では，運動の時系列性を考慮する必要があると考えられる．

そこで本研究では，運動データの時系列性を考慮した推定アルゴリズムとして，Long Short-Term Memory (: LSTM) [4] の応用を提案する．本稿ではLSTMの応用に向けて，EMGデータと手指運動データの相互相関からEMG-手指運動間の動的特性を確認する．また，手指運動データの自己相関から運動の時系列性を確認する．

2. EMG・運動データの計測

2.1 計測条件

EMG計測にはBiometrics社製EMGセンサ「SX230-1000」とDHK社製ワイヤレスEMG送信機「PH-8310」を使用した．筋電電極は総指伸筋，浅指屈筋上に貼りつけ，サンプリング周期は1kHzとした．手指運動計測にはLeap Motion社製3Dモーションキャプチャ「Leap Motion」を使用した．サンプリング周期は32Hzとした．計測の様子を図1に示す．平面にLeap Motionを設置し，前腕に電極を張り付けた状態で手をかざす．EMGセンサとLeap Motionを起動し，専用の同期装置で同期させながら手指を動かし計測を行った．動作は5指をランダムなタイミングで屈伸させ，5指のMP関節について関節角度とそのときのEMGを計測する．計測時間は30秒とした．

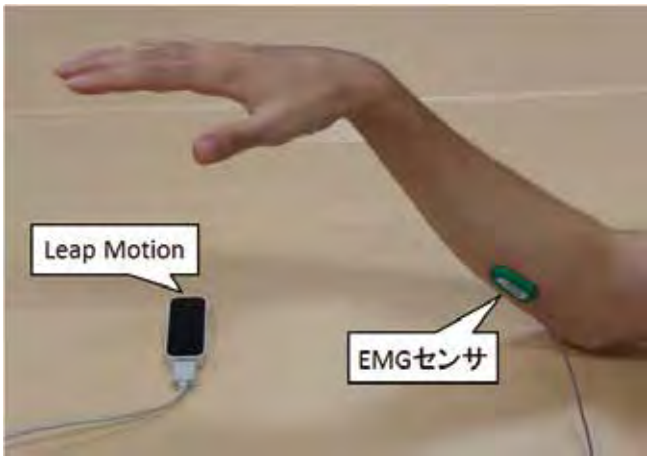


Fig. 1　Measurement experiment

2.2 計測データ

計測したEMGデータと運動データを図2に示す．計測したEMGデータでは第4指の屈曲時にもっとも大きな振幅を得られたため，解析の対象を第4指とする．EMGデータは絶対値変換を行ったあと，屈筋側と伸筋側の2チャンネル間で差をとる．その後，EMGデータと運動データからトレンドを除去し以降の解析に用いる．

3. EMG・運動データの解析

3.1 運動の時系列性

運動データの自己相関から，運動の時系列性を確認する．運動データの自己相関は，式1で求められる．

$$z(\tau) = \int_{-l}^{l} ANG(t)ANG(t+\tau)dx \qquad (1)$$

ここで，ANGは節2.2で前処理をした運動データである．解析区間を定める窓幅 l は0.5秒として，解析は図2の中からEMGに大きな振幅の見られる点を抜き出して行った．16秒付近を対象とした自己相関解析の結果を図3に示す．図3では，$\tau = 0$ から $\tau = 1.4, -1.6$ までに相関が見られ，運動に時系列性があることがわかる．

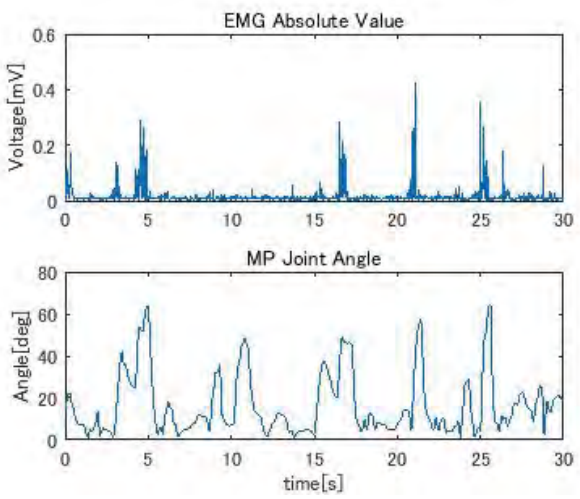


Fig. 2　Measurement EMG, Joint Angle

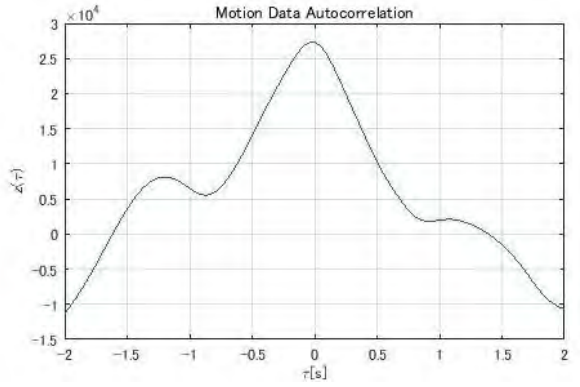


Fig. 3　Motion data auto correlation

3.2　EMG-手指運動間の動的特性

EMG と運動間の動的特性を，EMG データと運動データの相互相関から確認する [5]．EMG データと運動データの相互相関は，式 2 で求められる．

$$z(\tau) = \int_{-l}^{l} EMG(t)ANG(t+\tau)dx \qquad (2)$$

EMG は節 2.2 で前処理をした EMG データである．解析は自己相関解析と同様の 16 秒付近を対象として解析を行った．解析結果を図 4 に示す．

$\tau = 0.15$ 付近でほぼ最大の相関になり，EMG の発生から 0.15 秒で最大の相関をとることが示されている．また，以降 0.15～0.2 秒ほど EMG と手指運動との相関が持続していることがわかる．その他，図 2 の 4 秒付近や 25 秒付近でも解析を行ったところ，同様の傾向が見られた．

4.　結論

実験では運動データの自己相関から，手指運動の時系列性が確認された．また，EMG データと運動データの相互相関から，手指運動には EMG の発生から数百ミリ秒間にわたり影響が残るような動的な特性を持つことが確認された．この結果から，連続的に変化する手指運動の推定において手指

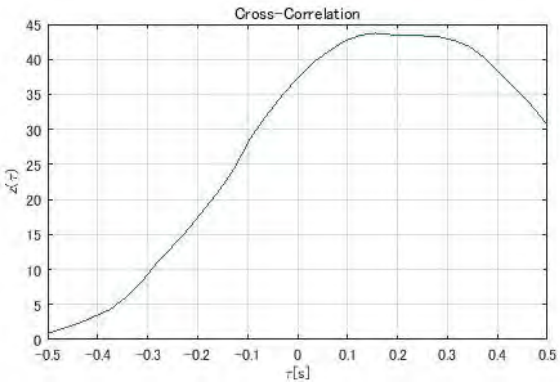


Fig. 4　EMG and motion cross correlation

運動の動的特性を考慮することで，運動推定の精度向上が望めるものと考えられる．また，その推定器を設計する際には計測した EMG と運動データの相互相関から最適なパラメータを見積もることができると考えられる．

5.　おわりに

本稿では LSTM を手指の運動推定に応用するため，計測データから EMG と手指運動の特性を確認した．運動データの自己相関から，手指運動が時系列性を持つこと，EMG と手指関節角度の相互相関から，EMG と手指関節角度間に動的特性があることを確認した．これらの特性を手指運動推定のアルゴリズムに反映することで，運動推定精度の向上が望めるものと考えられる．

今後は，今回得られた結果からパラメータを決定し運動推定器としての LSTM を構築し，推定精度を評価する．また，運動の速さを変化させた際に起こる手指運動の動的特性の変化について調査する．

文　献

[1] 木塚　朝博，増田　正，木竜　徹，佐渡山亜兵，『表面筋電図』　東京電気大学出版局, (2006).

[2] 島 圭介, 今儀 潤一, 早志 英朗, 芝軒 太郎, 栗田 雄一, 辻 敏夫, “未学習クラス推定ニューラルネットの提案と筋電義手制御への応用”, 日本ロボット学会誌 33(4), p.275-284, (2015).

[3] 志和 資朗, 佐々木 高伸, 柿木 昇治, “書痙に対する 2 チャンネル筋電図バイオフィードバック療法”バイオフィードバック研究 23, 68, (1996).

[4] Sepp Hochreiter, Jrgen Schmidhuber, “LONG SHORT-TERM MEMORY”, Neural Computation archive, Volume 9 Issue 8, Pages 1735-1780, 1997.

[5] 足立修一, 『システム同定の基礎』, 東京電気大学出版局, (2009).

手指リハビリテーション用動作推定のための特徴量・識別器の検討

Examination of Feature Value and Classifiers for Motion Estimation in Fingers Rehabilitation

○松本　航　　青代敏行　　堀内匡（松江高専）

Wataru MATSUMOTO, Toshiyuki AODAI, Tadashi HORIUCHI, National Institute Technology, Matsue College

Abstract: The purpose of this paper is to examine a new pattern classification method of finger motion for fingers rehabilitation. Our method classifies surface electromyogram (EMG) signal measured on flexor pollicis longus muscle and flexor digitorum superficialis muscle. Previous methods used feature value with elaborate calculated by fourier transform, wavelet transform or independent component analysis from multichannel EMG signal. Our method is getting feature value with a simple calculation from simple moving average of integral EMG signal. The pattern classification experiment with two classifiers, k-nearest neighbor algorithm (k-nn) and neural network (NN), showed average classification rates of 77% at k-nn and 73% at NN.

Key Words: Rehabilitation, hand motion, Motion classification

1. 緒言

脳卒中の後遺症の 1 つに上肢運動障害がある．上肢運動障害は生活の質(QOL)に大きく影響を与えるため，リハビリテーションが重要となる．しかし，経験豊富な理学療法士の慢性的な不足などより，多くの患者に対して十分なリハビリテーションが行われていない．そこで理学療法士の補助・代替となるリハビリテーション機器が必要である．

筋電位信号はヒトの随意的意思を伴っており，リハビリテーション効果の評価や動作生成に有用である．これまでに手指リハビリテーションの分野において筋電位信号を利用した研究が行われている[(1)]．また筋電義手の分野においても手指動作識別に関する研究が数多く行われている[(2), (3)]．しかし，これらの識別には 8 個以上の筋電位電極が必要であり，患者の肉体的負担や理学療法士の労力が増大してしまう．この問題に対して我々は，2 個の電極による手指動作推定手法の検討を行っている[(4), (5)]．これまでに筋電位信号総和値と確率密度関数を用いて特徴量を抽出し，k 最近傍法(k-NN)による指動作識別実験から高い識別率を得た．しかし，提案した手法は各指動作に対して個別の特徴量抽出式を要するため，リアルタイム性を欠いていた．そこで本研究では，筋電位信号からの取得が容易な特徴量を新たに提案し，複数の識別器を用いて評価した．

(a)　(b)　(c)

Fig.1 Target finger motions, (a)Thumb, (b)Four fingers, (c)All fingers

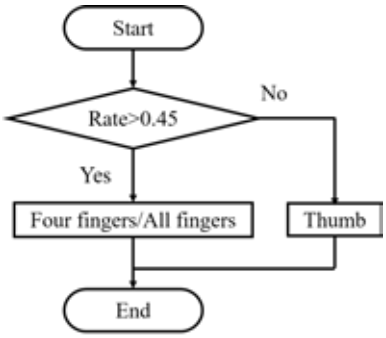


Fig.2 Simple classification algorithm

2. 対象動作時の筋電位の取得

対象手指動作を図 1 に示す屈曲・伸展運動とし，動作時の表面筋電位を取得した．筋電位電極に Blue Sensor N(N-00-S ，Ambu 社製)を使用し，筋電位センサアンプに筋電位信号(EMG)と EMG 積分値(iEMG)が出力される IW2PADW(有限会社 追坂電子機器社製)を使用した. EMG, iEMG 信号に対して，30，500Hz の 2 次ハイパス，ローパスアナログフィルタをかけ，マイコン ATMEGA328-PU の AD 変換を用いて 10[bit]，1[kHz]でサンプリングした．また，iEMG 信号に対して，30 点の単純移動平均(SMA)のデジタルフィルタを追加した．表面筋電位の測定位置は，長拇指屈筋と浅指屈筋の直上とし，各筋に貼り付けた電極を ch1，ch2 とした．また，筋の存在しない手首に電位基準となるリファレンス電極を貼り付けた. 被験者は 19～20 歳の健常者の男性 10 名とし，各屈曲・伸展運動を 5 回続けて行い，合計 150 個のサンプルデータを取得した．

3. 簡易分類アルゴリズムによる動作推定

対象動作の簡易分類アルゴリズムを図 2 に示す．対象手指動作の中で拇指の屈曲運動は長拇指屈筋による影響が最も大きい．そこで取得した iEMG 信号より算出した各 ch の SMA 値のいずれかが閾値以上となった時点から N 個(N=512)までの SMA 総和値を各 ch で算出する．ch1 と ch2 の SMA 総和値の比(Rate 値)を算出する. Rate 値から長拇指屈筋と浅指屈筋の活動量を比較し，Rate 値が低い手指動作を拇指動作として分類する．また，拇指以外の動作は筋電位信号より特徴量を抽出し，識別器を用いて 4 指または全指に分類する．

4. 動作開始時近傍に注目した特徴量抽出

拇指の分類は，総和値比により可能であることが確認された[(5)]. そこで, 4 指と全指の識別に関して検討を行った．識別に用いる特徴量は屈曲・伸展動作の動作開始時近傍に

おける筋電位の総和値とした．動作開始時近傍は，各筋群の活動度合いが特徴量として表れると考えられる．各 ch の SMA 値のいずれかが閾値以上となった時点より 51 個目から 100 個目までの SMA 値の総和を各 ch で算出する．

N=51~100 における SMA 総和値の分布を図 3 に示す．4 指と全指には分布領域に重複が確認された．この重複区間において互いに誤識別が生じることが懸念される．そこで，N=512 における Rate 値と各 ch が閾値以上に到達するまでの時間差分を算出した Time 値を特徴量に加え,次元の拡張を行った．図 4 は Rate 値と Time 値の分布である．2 つの SMA 総和値に Rate 値，Time 値を加えた 4 つを識別に用いる特徴量とした．

5. *k* 最近傍法とニューラルネットワークによる識別結果

拇指とエラーデータを除いた 98 データから取得した 4 つの特徴量を用いて識別実験を行った．識別器には *k* 最近傍法とニューラルネットワーク（NN）を使用した．*k* 最近傍法はユークリッド距離による識別を採用し，*k*=7 とした．また，*k* 最近傍法の識別精度は交差検証法により推定した．ニューラルネットワークは中間層のユニット数を 5，重み減衰を 0.5 とし，*k*-分割交差検証(*k*=2)を用いて識別した．

表 1 に従来までに得られた識別結果，表 2 に本研究で得られた識別結果を示す．NN の結果は *k* 分割した結果の平均値である．従来手法と比べて 4 指よりも全指の識別率が高いことが分かった．特に *k* 最近傍法での全指の識別率は 84%であり，従来手法よりも高い識別率が得られた．しかし，4 指の識別率は両者とも従来よりも低い結果となった．また NN より k-nn が高い識別率を示したが，両者の識別率には大きな差異は見られなかった．

6. 結言

本研究は，簡易分類により2クラス分類問題とした識別対象に対して，簡易計算から特徴量を抽出する手法を提案した．そして，新たな特徴量と複数の識別器を用いて識別実験を行った．対象動作に対する平均識別率は従来研究より低下した．しかし，全指では識別率の向上が見られた．また，識別器の違いによる識別精度の変化は見られなかった．

参考文献

(1) 乾大祐，伊藤聡，佐々木実，筋電位からの手指動作推定における特徴量とSVMカーネル・パラメータについての実験的考察，日本機会学会論文集(C編)，79巻808号，pp.221-231，2013.

(2) 吉川雅弘，三河正彦，田中和世，筋電位を利用したサポートベクタマシンによる手のリアルタイム動作識別，電子情報通信学会論文誌D，Vol. J92-D，No. 1，pp. 93-103，2009.

(3) 棒谷英法，大須賀美恵子，表面筋電信号に基いた腕・手の動作識別-独立成分分析とサポートベクターマシンを用いて，人間工学，Vol.49，No.1，p.1-9，2013.

(4) 松本航，青代敏行，手指リハビリテーション用パターンマッチング方法の検討，ライフサポート学会第25回フロンティア講演会予稿集，p. 77，2016.

(5) 青代敏行，松本航，堀内匡，表面筋電位信号を用いた手指リハビリテーション用パターン識別方法の検討，ライフサポート学会大会2016（LIFE2016）講演論文集，2A1-E02，2016.

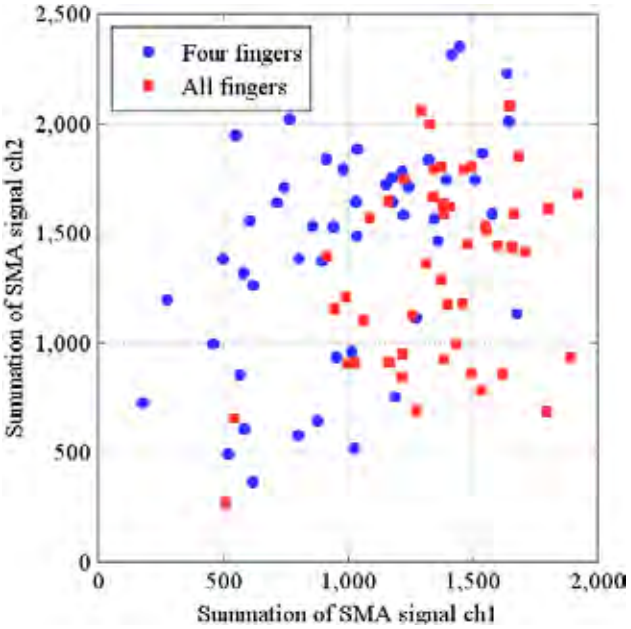


Fig.3 The distribution of summation of SMA signal

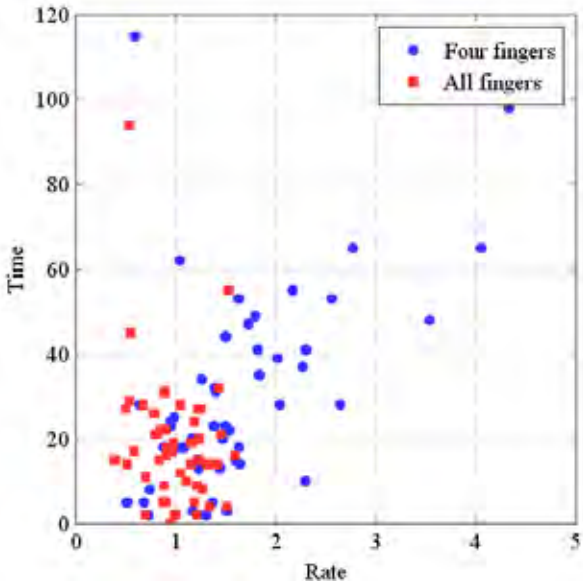


Fig.4 The distribution of Rate and Time

Table1 The classification rate of previous method

		Result of classification			
		Thumb	Four fingers	All fingers	Rate [%]
Input data	Thumb	49	0	0	100
	Four finger	0	49	0	100
	All finger	0	9	40	81.6

Table2 The classification rate of new method

		Result of classification					
		k-NN			NN		
		Four finger	All finger	Rate [%]	Four finger	All finger	Rate [%]
Input data	Four finger	35	14	71.4	15.5	9	63.3
	All finger	8	41	83.6	4.5	20	81.6

モンテジア骨折手術後の筋電図変化

Electromyographic Changes after Surgical Treatment related to Monteggia Fracture

○白石麗奈（北見工業大学）　　橋本泰成（北見工業大学）

Rena Shiraishi, Kitami Institute of Technology
Yasunari Hashimoto, Kitami Institute of Technology

Abstract: Monteggia fracture with dislocation of the head of the radius is often needed a surgical operation. Even in the case that postoperative rehabilitation is not required, the patients' muscular strength tends to decrease. In this study, two healthy volunteers and one patient suffered a Monteggia lesion of the left arm executed 8 types of motor tasks, and electromyogram was measured from 4 forearm muscles during the tasks twice per a week for a month. In the results, the patient showed remarkable recovery in hand movements, especially in repetitive griping task. Though our result may not have the reproducibility due to low number of subjects, we succeeded to obtain the continual physilogical data, which has not been reported so far.
Key Words: Electromyogram, Monteggia Fracture, Rehabilitation, Dislocation

1. はじめに

1.1 術後のリハビリテーション

神経系疾患患者は、2014 年において国内で 30 万人を超える(1)．神経系疾患の原因はさまざまであるが、外傷（特に骨折や脱臼）によっても神経障害が引き起こされる．手術を行わない場合、ギプスなどで皮膚の外から固定する外固定の期間が長期化し、関節可動域や筋力の低下は著しい．そのため、リハビリテーション（以後リハビリ）の開始が遅れることも多い．受傷の程度によってはチタンなどの金属でできたスクリューやプレートで体内の骨折を直接固定する内固定が行われる．その場合、外固定の期間は比較的短くなり、リハビリを早期に開始することができる．

内固定具は長期的な身体への影響が不明なため、抜去手術を行うことが推奨されているが、内固定具と骨が一体化していることや、手術の際に神経を傷つけてしまうことなどにより、筋力が低下する懸念もある．抜去手術後のリハビリは必須ではないものの、本人が痛みや痺れを考慮しながら、日常生活動作（ADL）を回復できるような戦略を練ることが求められる．

末梢神経の障害においてのリハビリは、痛みや疲労が出ないよう慎重に行わなければならず、方法や負荷の決定が難しい．さらに、術後の筋力を経時的に計測している例はなく、リハビリが正しく実施できているのか、また正しく実施できたとしても、実際に筋力が回復したかどうかを、患者自身で判断するのは困難である．

本研究で取り上げた外傷はモンテジア骨折（図 1）と呼ばれ、尺骨骨折と橈骨頭（肘関節側）の前方脱臼をともなう．骨折、脱臼のどちらかのみであれば、手術をせず外固定すれば良いが、骨折と脱臼を併発した際は手術が必要不可欠となり、尺骨は内固定する．

モンテジア骨折では肘関節での脱臼が起きやすく、それによってさらに橈骨神経麻痺が引き起こされることもあるが、このような外傷による橈骨神経麻痺の症例は極めて少ない．橈骨神経は主に母指および示指の伸展や外転・内転運動に関与しているから、麻痺をすると下垂手となり、手関節の伸展運動が困難になる．いくつかのリハビリ方法があるものの、基本的には麻痺手の拘縮を予防するため、手指の伸展や手関節の背屈を作業療法士がおこなわせるか、もしくは患者自身が健常手を使っておこなう．ADL が回復したとしても、関節可動域や筋力、細かい動作などを受傷前の状態まで戻すには、意識的なリハビリが必要になる．

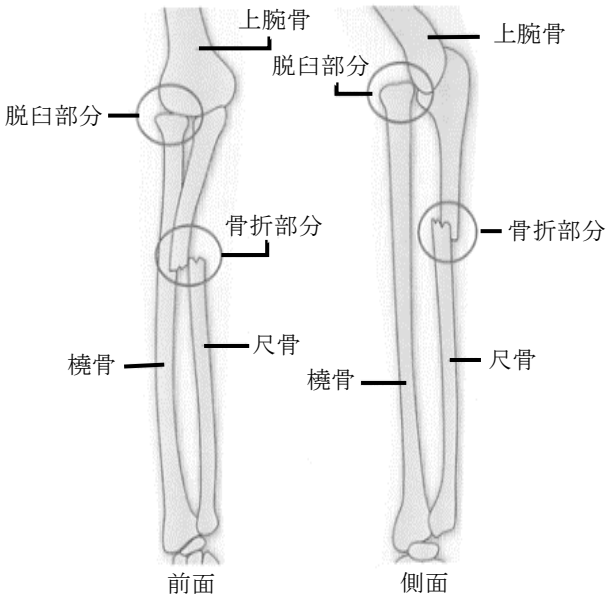


図 1　モンテジア骨折（右腕）(2)

1.2 本研究の動機

術後数週間は大きな負荷をかけることはできず、筋力が落ちることが多い．しかしながら、実際に筋力の計測を行い、回復過程を観察した例はない．術後の筋力の変化について定量的なデータを得ることができれば、リハビリの効果の検証に役立つとともに、リハビリ計画の助けになると考えられる．そこで本研究では、術後の表面筋電図（EMG）を 1 ヶ月間経時的に計測することにより、筋力回復の程度について評価することとした．また、健常者 2 名でも計測を行うことにより、表面筋電図の変化が単純な運動課題への慣れによるものではないことを明らかにすることを目的とした．

2. 方法

2.1 被験者

本研究では 22 歳、女性、左前腕橈骨神経麻痺患者 1 名および、対照例として平均年齢 21.5 歳、男性、健常者 2 名を被験者とした．

麻痺患者は 2015 年 1 月（本研究に参加する 22 ヶ月前）

に左前腕モンテジア骨折を発症し、橈骨神経麻痺を併発した．その手術の際、尺骨の内固定を行った．受傷から約 1 年 10 ヶ月後、内固定具の抜去手術を行った．また、術後約 2 週間は傷の痛みや痺れを感じており、力を入れづらい状態であった．

計測とともに筋力リハビリを抜去手術後 16 日から開始した．腹筋運動、背筋運動、腕立て伏せ、スクワット、体幹トレーニングなどの全身の運動と並行して、計測に関連する訓練も実施した．手関節の運動には、初めの 1 週間は 500 g、その後は 1 kg の重りを使用した．示指の外転・伸展には輪ゴムを用いた．強度を増すため輪ゴムは二重にし、示指と中指の第 1 関節まで装着した後、運動を開始した．全ての筋力リハビリにおいて 1 セットを 30 回とし、合計で 3 セット行った．これらは計測が終了するまでの間、週 5 回のペースで実施した．

健常者は 2 名とも日常的に週 3～4 回のペースで約 1 時間の筋力トレーニングを行っていた．主なものとしては、ベンチプレス、腹筋運動、背筋運動であった．また、週に 4 回、1 時間程度の全身運動をおこなった．

被験者は、口頭・文書による研究の説明を受けて研究に同意した．また本研究の研究プロトコルは、北見工業大学工学部の人を対象とする研究倫理審査委員会で承認を受けている．

2.2 計測および解析

被験筋は橈側手根伸筋、橈側手根屈筋、第 1 背側骨格筋、固有示指伸筋の 4 つとし、それぞれに直径 9.0 mm の銀－塩化銀電極を電極中心間距離は 2 cm として 2 つずつ貼付し、双極導出した（図 2）．

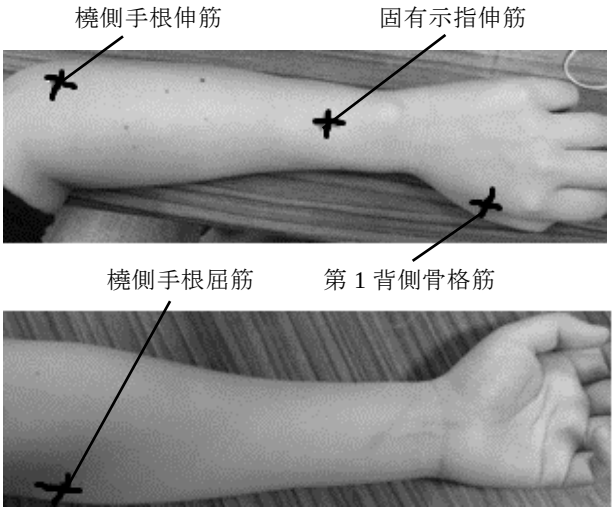


図 2　電極位置（左前腕）

筋電図の計測には生体信号計測器（g.USBamp, g.tec 社, オーストリア）を、握力の計測にはアナログ握力計（握力計スメドレー, 松宮医科精器製作所）を用いた．筋電図のサンプリング周波数は 2400 Hz とし、AD 変換前のバンドパスフィルタリングは 2-1000 Hz とした．

また麻痺患者においては、抜去手術後 7 日から 30 日まで計測を行った。

2.3 運動課題

手関節の伸展、屈曲（背屈）、示指を母指側に動かす外転運動、示指を重力に逆らって上方に動かす伸展、この 4 つの運動における最大随意収縮をそれぞれ 1 試行、握力計測を 2 試行、手を 1 秒ごとに素早く開く運動を 25 秒間行う課題を 5 試行、手をできるだけ速く握る・開く動作を 25 秒間繰り返す課題（以後開閉動作課題とする）を 2 試行、示指を少し伸展した状態を 60 秒間維持するものを 2 試行、行った（図 3）．一連の計測にかかった時間は毎回約 30 分程度であった．また毎回の計測後、被験者に対し疲労の有無について口頭で確認した．

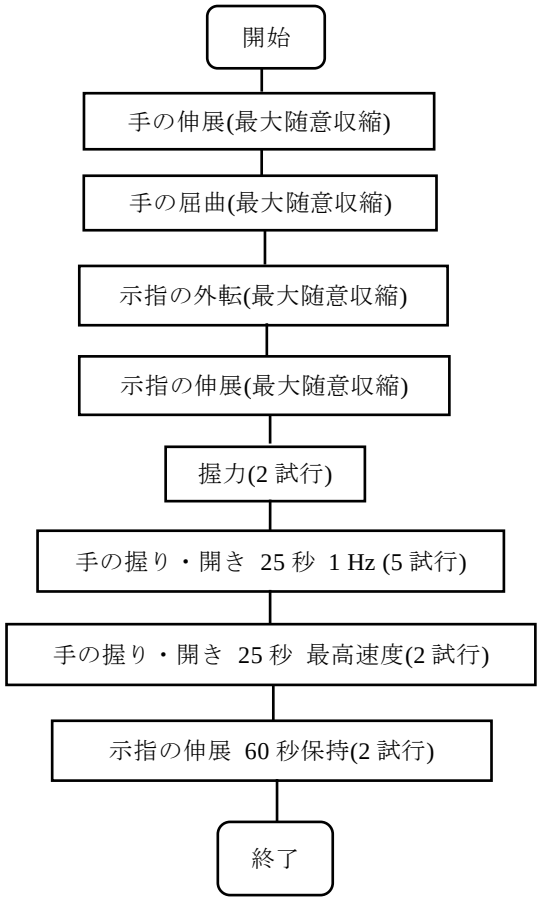


図 3　運動課題

2.4 積分筋電図

解析には積分筋電図を用いた．まず、計測した表面筋電図を全波整流して、整流した波形をローパスフィルリングした．フィルタした信号を一般的には ARV（Average Reflectified Value）と呼ぶが[3]、本研究では積分筋電図と呼称する．

3. 結果

3.1 積分筋電図

開閉動作課題中の積分筋電図に関して、図 4 に術後 1 回目の計測における麻痺患者の 2 試行目、図 5 には術後 8 回目の計測における麻痺患者の 2 試行目の結果を示す．

術後 1 回目（図 4）は、積分筋電図の振幅が全体的に小さかった．しかしながら、術後 8 回目（図 5）では全体の振幅が大きくなった．特に第 1 背側骨格筋においては 1 回目よりも波形が滑らかになった．

術後 8 回目（図 5）の結果では、橈側手根伸筋および固有示指伸筋において、10 秒以降にわずかながら振幅の増大

が見られる．

また健常者は運動後、総指伸筋や橈骨手根屈筋など、伸筋・屈筋関係なく前腕に疲労を感じ、手指にはほとんど疲労を感じなかったと報告した．それに対し麻痺患者は、運動後は手や指に疲労を感じ、前腕での疲労はほとんどなかったと報告した．

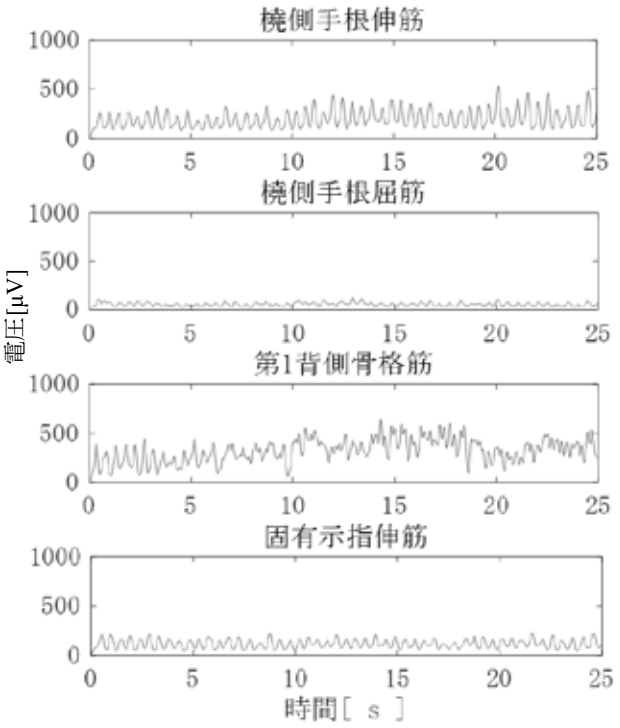


図 4　1 回目の計測における麻痺患者（2 試行目）

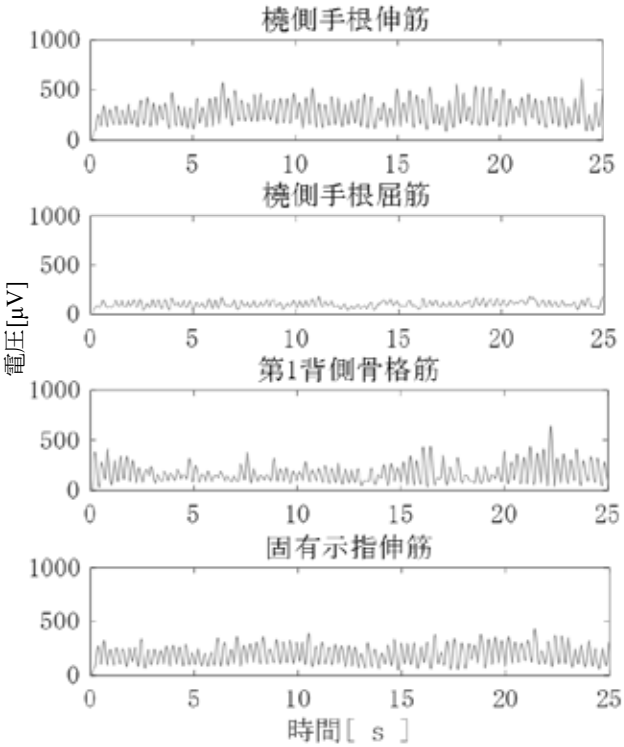


図 5　8 回目の計測における麻痺患者（2 試行目）

3.2 手の開閉運動（最大速度）および握力

健常者および麻痺患者での開閉動作課題中における、開閉回数の経時的変化を図 6 に示す．開閉回数は積分筋電図から算出した．開閉回数はほぼ直線的に増加していた．

表 1 から、健常者での回帰直線の傾きは 2.65、麻痺患者では 3.98 であった．R^2 値は健常者において 0.86、麻痺患者においては 0.94 であるから、麻痺患者の方がより直線的に手の開閉回数が上昇していることが分かった．さらに、1 日目と 22 日目の回数を比較すると、健常者では 1.24 倍だったのに対し、麻痺患者は 1.52 倍であり、麻痺患者のほうが上昇率は高かった．

図 7 に健常者および麻痺患者における握力の経時的変化を示す．麻痺患者では計測を開始してから 10 日後までは上昇が見られたが、それ以降、顕著な上昇は見られなかった．また、健常者については大きな変化はなかった．

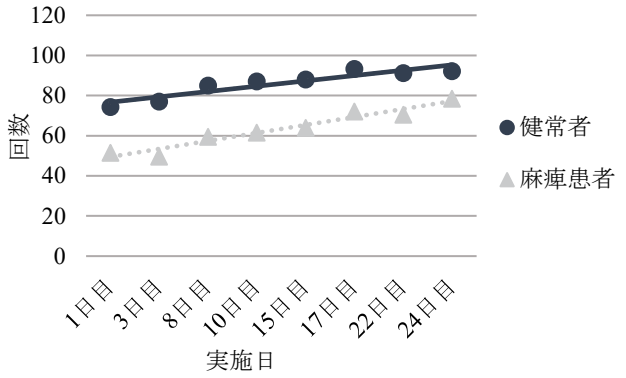


図6　手の開閉回数

表 1　健常者と麻痺患者の比較

	グラフの傾き	R^2 値(*)	1 日目と 22 日目の比
健常者	2.65	0.86	1.24
麻痺患者	3.98	0.94	1.52

(*)決定係数（その近似曲線がどの程度当てはまっているかの目安）

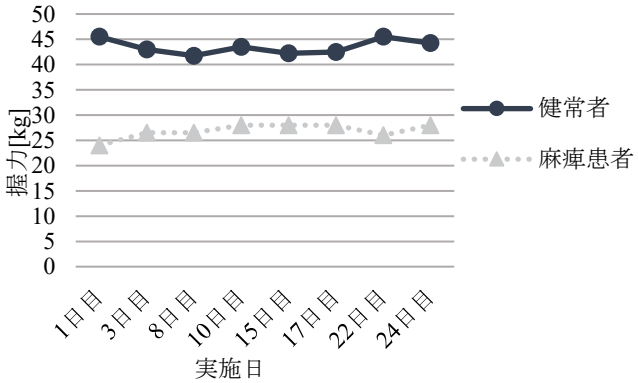


図7　握力

4. 考察

本研究では、左前腕モンテジア骨折にともなう内固定抜去手術後の筋力回復について筋電図計測を行うとともに、

健常者との比較により、運動に対する慣れが筋電図変化にどの程度影響を与えているのかを評価した．

麻痺患者の開閉動作課題の結果から、計測を始めた直後よりも最終日の方が積分筋電図の振幅が増大した．さらに開閉回数が 1 ヶ月の間に約 1.5 倍になったことがわかった．開閉回数の増加が見られた要因は、運動課題に対する慣れや運動学習による効果が一因であると考えられる．本研究で設定した開閉動作は、日常生活においてはほとんど実行されることはない．そのため、計測前は健常者および麻痺患者、双方で未学習の状態にあり、計測を繰り返すことで、より効率的な運動へと変化して回数が増加したと考えられる．開閉運動の回数を増やすために重要なのは、一度収縮させた筋を素早く弛緩させることであり、瞬間的な収縮と瞬間的な弛緩をリズミカルに繰り返すことができれば、回数を増やすことができる．実際に、積分筋電図の波形は、振幅の顕著な増大があり、積分筋電図は発揮張力とほぼ等しくなるので、弛緩と収縮の差が大きくなっていることを示している．

一方で、麻痺患者と健常者を比較するとその回数の上昇率は、麻痺患者のほうが高かった．この結果は運動に対する慣れだけでは説明しにくい．この結果には、麻痺側における神経系の改善が影響している可能性がある．普段ほとんど使用しない筋を急激に使用することによる肉離れなどを引き起こさないよう､脳がコントロールしていることや、速筋線維（大きな力を発揮するための筋線維）を用いる機会がなかったことが、麻痺患者における開閉動作の回数が健常者よりも顕著に上昇した原因であると考えられる．また、筋力トレーニングにより脳からの抑制が解除されることがあり[7][8]、そのために発揮張力が向上したとも考えられる．また、術後の痛みや痺れが軽減されたことも関与している可能性もある．

麻痺患者は図 5 に示した術後 8 回目の計測では、多少ではあるが 10 秒以降において振幅の増大が見られ、それは疲労によるものと思われる．しかしながら、麻痺患者は前腕ではなく手や指に疲れを感じたと報告した．これは、開閉動作に対する脳からの抑制が徐々に解除されたことによって発揮できる筋力が増加し、疲労を感じづらくなっていたのではないかと考えられる．

健常者と麻痺患者における違いを正確に比較するためには、運動強度を一定にすることや、運動課題や計測日の間隔を一定にすることが求められる．本研究の計測においては、麻痺患者の痛みや痺れを考慮しながら運動課題間に休息を設けた．今後は健常者や麻痺患者の被験者間において同じ条件にすることで、さらに良い結果になることを期待したい．

5. まとめ

本研究では、左前腕モンテジア骨折にともなう内固定抜去手術後の筋活動と手の動作のパフォーマンス変化を、筋電図などを用いて調査した．結果として、開閉動作課題では時間経過とともに可能な試行回数が増え、この運動課題が術後の回復を評価する上で適切である可能性を示した．本研究は被験者が健常者 2 名、麻痺患者 1 名という限定的な結果ではあるが、これまでに報告のない生体データが得られたものといえる．計測における時間間隔や強度などのパラメータを細かく設定することで、より正確な結果が得られるだろう．

参考文献

(1) e-stat 政府統計の総合窓口　患者調査　平成 26 年患者調査　上巻　第 3 表（その 2）　推計患者数の年次推移，入院－外来×傷病分類別（平成 8 年～26 年）2015 年 12 月 17 日公表
(2) 川島敏生 (2012)「ぜんぶわかる筋肉・関節の動きとしくみ事典」，成美堂出版
(3) 木塚朝博ほか (2013)「バイオメカニズム・ライブラリー：表面筋電図」，東京電機大学出版局
(4) 三田勝巳 (1991)「筋電図計測」,BME, Vol.5, No.1, p33-40
(5) 大地陸男 (2007)「生理学テキスト第 5 版」，文光堂, p28
(6) 石井直方 (2001)「筋と筋力の科学②・筋を鍛える」，山海堂
(7) 神崎素樹・宮村実晴編著 (2010)「運動生理学のニューエビデンス」，真興交易
(8) 眞野行生 (1994) 「筋疲労について」，リハビリテーション医学，Vol.31, No.9.

独立成分分析による舌骨上筋群の表面筋電位信号からの舌および顎運動の分離

Separation of Tongue and Jaw Motions from Surface Electromyography Signals of Suprahyoid Muscles by Independent Component Analysis

○ 平間　計徹[1]，佐々木　誠[1]，中山　淳[2]，大日方　五郎[3]

[1]岩手大学大学院総合科学研究科理工学専攻

[2]一関工業高等専門学校未来創造工学科

[3]中部大学工学部ロボット理工学科

Kazuyuki HIRAMA[*1], Makoto SASAKI[*1], Atsushi NAKAYAMA[*2], Goro Obinata[*3]

[*1] Iwate University, Graduate School of Arts and Science

[*2] Ichinoseki National College of Technology, Department of Engineering for Future Innovation

[*3] Chubu University, Department of Robotic Science and Technology

Key Words : Independent component analysis, Electromyography, Suprahyoid muscles, Tongue and jaw motions

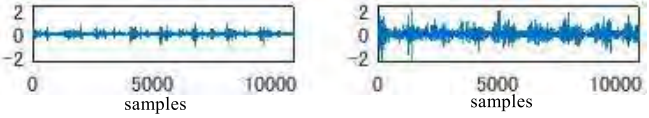
1.　緒言

平成 23 年度に我が国の死因第 3 位は脳血管疾患から肺炎へと移り変わった．肺炎による死亡者 12 万人のうち，96.5%が 65 歳以上の高齢者であり，その約半数は摂食嚥下障害による誤嚥性肺炎が原因とされている [1]．また，後期高齢者の約 30%に嚥下障害があると言われており，日本国内の障害者数は少なくとも 500 万人が見積もられている．また，摂食嚥下障害による窒息死も年間 5 千人を超えており，摂食嚥下の問題は深刻化の一途を辿っている．高齢化社会に直面した我が国において，このような摂食嚥下障害への対応は急務である．

摂食嚥下は，飲食物の形や量，質などを認識する先行期，食物を咀嚼し，飲み込みやすい食塊を形成する準備期，舌を用いて飲食物を口腔から咽頭へ送り込む口腔期，咽頭から食道へと送り込む咽頭期，食道から胃へと送り込む食道期の 5 つに分けられる [2]．このうち準備期では，食物が喉の奥などに行かないように適当に舌を変形させながら，歯列の上に食物を移動させ，咀嚼を行う．この際，口腔内の感覚や舌と下顎の協調運動に何らかの問題があり，適切に食塊を形成できない場合は，飲食物が誤って気道に入り，窒息や誤嚥を引き起こすなどのリスクが高まる．したがって，舌と下顎の協調運動を定量的に評価することは，個々人の食塊の形成能力を把握する上で重要である．ただし，装置購入が可能な下顎運動の計測に対して，口腔内における舌運動の計測技術は十分に確立されていない現状がある．

このような背景に対し，著者らは，捕食，咀嚼，嚥下，構音などの口腔機能において重要な役割を担う舌骨上筋群の筋活動から，舌の随意運動，開口，嚥下を動作識別する手法を提案してきた [3]．本技術の主な特徴は，顎下部に多チャンネル表面電極を装着し，機械学習で信号分析するだけで，口腔内の舌運動を特定できるところにある．ただし，咀嚼のように舌と下顎が協調運動を行う際には，各動作に関連した筋活動が干渉した形で観測されるため（図 1），提案手法により，舌運動と顎運動を同時に識別することは困難である．

そこで本研究では，多次元信号の分離手法である独立成分分析（Independent Component Analysis : ICA）を用いて，舌骨上筋群の表面筋電位信号（Surface Electromyography Signals : sEMG）を，舌および顎運動に対応する信号に分離する手法の開発を目的とする．



(a)下顎の開閉運動　　(b) 咀嚼運動

Fig.1 咀嚼時の舌骨上筋群の筋活動

2.　計測方法

舌骨上筋群の sEMG 計測には，22 チャンネル電極を用いた（図 2）．舌骨上筋群は顎舌骨筋，顎二腹筋，茎突舌骨筋，オトガイ舌骨筋からなり，舌根や舌骨を持ち上げる役割を持つ．本電極は，喉頭部に干渉せず，かつ下顎底部奥に存在する茎突舌骨筋部分も計測できるような形状に設計してある [3]．

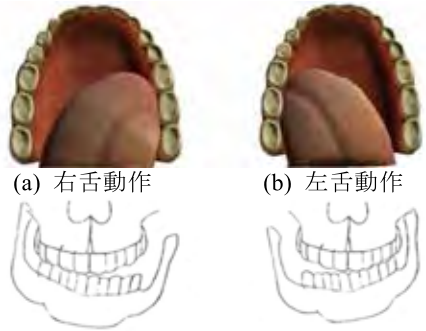
被験者は男子大学生 5 名（年齢 23.4±0.9 歳，身長 172.0±7.2 cm，体重 60.0 ± 6.2 kg，mean ± SD ）であり，各

被験者を A，B，C，D，E と定義した．まず，「基本動作」として，上顎右奥歯，左奥歯の歯頸部を舌で触る動作，ならびに，右奥歯，左奥歯をそれぞれ噛締める動作の 4 動作を計測した（図 3）．次に，舌と下顎の「複合動作」として，右奥歯を噛みしめながらその歯頸部を舌で触る動作，左奥歯を噛みしめながらその歯頸部を舌で触る動作をそれぞれ 8 回ずつ計測した．各動作の実施時間は，2 秒とした．sEMG は，筋電アンプボックスを介して 2,052 倍に増幅した後，AD 変換器を用いてサンプリング周波数 2,000Hz で PC に取り込んだ．

なお，本研究は，岩手大学における人を対象とする医学系研究倫理審査委員会にて承認を得たのち（第 201405 号），口頭および書面にて対象者に十分な説明を行ったうえで実施した．

(a)装着した様子　　(b) 電極配置

Fig. 2　22 チャンネル表面電極



(a) 右舌動作　　(b) 左舌動作

(c) 右噛締動作　　(d) 左噛締動作

Fig.3 動作イメージ

3.　舌と下顎の基本動作に対応した sEMG の信号分離

3.1.　独立成分分析

ICA は多次元のデータから隠された因子や成分を見つけ出すための 1 つの手法である．もともとは複数の話者の声の波形を分離するカクテルパーティー問題と関連性の高い問題を扱うための手法であったが，近年では，さまざまな分野に応用されている [4]．

ICA は，線形に混合された信号から統計的独立性という性質のみを用いて原信号を分離する手法である．繰り返し学習によって，原信号と混合行列がともに未知であるにも関わらず，信号の分離が可能である．ここで，n 個のセンサから得られた観測信号 $x(t) = (x_1(t), \cdots, x_n(t))^T$ と統計的に独立な成分である原信号 $s(t)=(s_1(t), \cdots, s_n(t))^T$ の関係性は混合行列 A を用いて

$$x(t) = As(t) \tag{1}$$

と仮定する．これが ICA モデルの基本形であり，$s(t)$を混合して観測信号 $x(t)$が生成される過程を示している．独立成分（Independent Component：IC）$s(t)$と混合行列 A は未知であり，このとき観測できる $x(t)$の情報のみで $s(t)$と A を両方推定する．これはある行列 W を用いて観測信号 $x(t)$から復元信号 $y(t)$を

$$y(t) = Wx(t) \tag{2}$$

によって構成したとき，復元信号の各成分 $y(t)$が互いに独立となるよう復元行列 W を求める問題となる．図 4 は ICA の概念図を示す．

本研究では，観測信号 $x(t)$が 22 チャンネル sEMG，復元信号 $y(t)$が抽出した独立成分 IC に該当する．

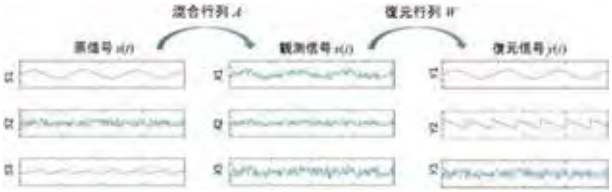


Fig. 4 ICA 概念図

3.2.　検討事項①：舌と顎の基本動作に対応した sEMG の信号分離

sEMG に ICA を適応した先行研究として，sEMG の整流平滑化信号（Average Rectified Value：ARV）を ICA の前処理として用いた手の動作識別がある [5]．しかし，舌運動は手のように各筋と運動の対応が明確ではなく，より複雑な筋活動によって生み出されており，同様な処理で，各動作に対応する IC を見つけることができない可能性がある．そこで，まず各動作に対応する IC の抽出方法として，生波形 rawEMG を用いた場合と，整流平滑化信号 ARV を用いた場合について比較検討した．

3.2.1.　解析方法

ARV は 22 チャンネル rawEMG に対し，全波整流処理を施した後，カットオフ周波数 2.5Hz のバターワースフィルタにより平滑化し，200Hz にダウンサンプリングした後，50 点で平滑化を行って求めた．この処理は計測した 8 セット分のすべてのデータに対して適用した．次に 4 セット分のデータに対応した 22 チャンネル rawEMG と ARV に対して，それぞれ ICA を適用し，各復元行列を求めた．そし復元行列に，残り 4 セットの rawEMG と ARV を次式のようにそれぞれ乗じることで，IC を導出し，舌と顎の各運動に対応する成分の有無を確認した．

$$IC_i(t) = W \times sEMG_i(t) \tag{3}$$

なお，式(2)の復元信号 y(t)は IC，観測信号 x(t)は sEMG にそれぞれ対応している．ICA のアルゴリズムは fastICA を用い，計算処理は MATLAB（バージョン：2016b, MathWorks）にて行った．図 5 は本解析の全体のフローチャートである．

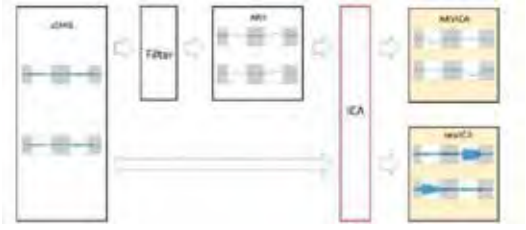
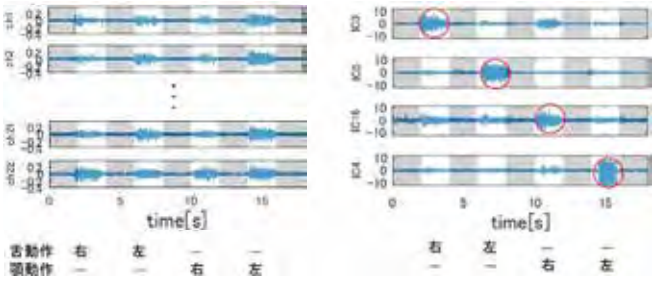


Fig.5 解析のフローチャート

3.2.2.　結果と考察

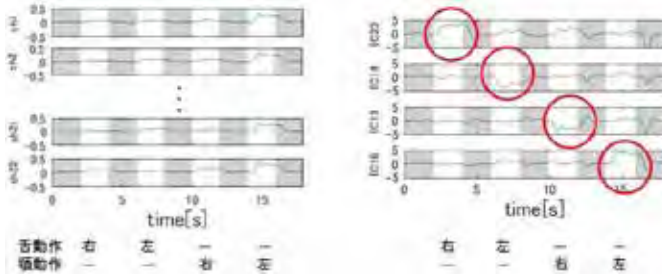
被験者 A の舌と顎の基本動作における 22 チャンネル rawEMG と，ICA を用いて抽出した IC をそれぞれ図 6 に示した．スペースの関係上 rawEMG と IC は 22 チャンネル分にうち各動作との対応が目視で確認された 4 成分のみを示

した．また，IC は各動作との対応がわかりやすくなるように，グラフの順番を並べ替えてある．図 6 (b)より，IC3 が右舌動作，IC5 が左舌動作，IC16 が右噛み動作，IC4 が左噛み動作にそれぞれ対応し，各動作を識別可能な IC を抽出できたことが示された．また，同様に被験者 B の基本動作における 22 チャンネル ARV と，ICA を用いて抽出した IC をそれぞれ，図 7 に示した．図 6 と同様の表示上の並べ替えを行っている．図 7(b)の結果より，IC20 が右舌動作，IC14 が左舌動作，IC13 が右噛み動作，IC16 が左噛み動作にそれぞれ対応し，各動作を識別可能な IC が rawEMG の場合と同様に抽出できたことが示された．



(a) 22 チャンネル sEMG　　(b) ICA 結果

Fig.6　基本動作の rawEMG に対する ICA



(a) 22 チャンネル ARV　　(b) ICA 結果

Fig.7　基本動作の ARV に対する ICA

3.3.　検討事項②：複合動作に対する ICA の有効性

3.2 の実験にて舌と顎の基本動作に対しては，ICA を用いることで各動作に対応した IC を抽出できることが示された．しかし，現実に行われる動作は，これらの動作が複合される場合がほとんどを占め，完全に独立した動作は少ない．よってこの実験では複合動作についても信号分離が可能かどうかの検討を行った．

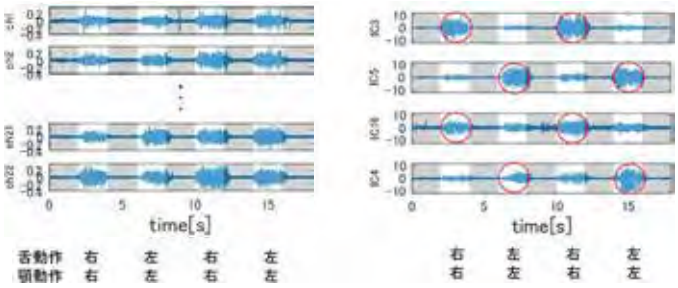
3.3.1.　解析方法

3.2 で求めた基本動作に対する復元行列を用いて，複合動作における 22 チャンネル rawEMG と ARV から IC を抽出した．

3.3.2.　結果と考察

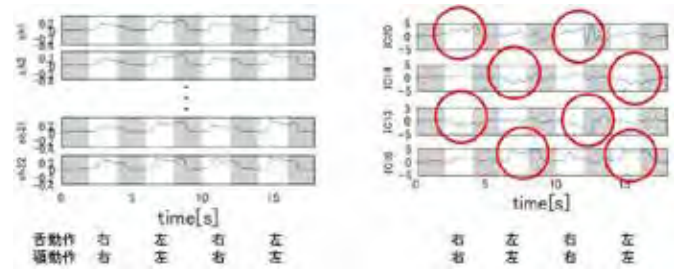
被験者 A の基本動作 rawEMG から推定した復元行列に，複合動作における rawEMG を乗じて抽出した IC を図 8 に示した．その結果，右舌+右噛み動作時には IC3 と IC16，左舌+左噛み動作時には IC5 と IC4 がそれぞれ対応し，複合動作においても，各動作を分離できることが示された．同様に，被験者 B の基本動作 ARV から推定した復元行列を複合動作 ARV に乗じ，得られた IC を図 9 に示す．右舌+右噛み動作時には IC20 と IC13，左舌+左噛み動作時には IC14 と IC16 がそれぞれ対応し，この手法でも各動作を分離できることが示された．

以上により，あらかじめ基本動作を分離する復元行列を求めておくだけで，舌と顎の複合動作を分離できることが示された．



(a) 22 チャンネル sEMG　　(b) ICA 結果

Fig.8　複合動作の rawEMG に対する ICA



(a) 22 チャンネル ARV　　(b) ICA 結果

Fig.9　複合動作の ARV に対する ICA

3.4.　独立動作，複合動作の分離実験を通しての考察

rawEMG に ICA を適応した手法において，すべての動作を特定できたのは被験者 A のみであった．他の被験者については，4 動作のうち 2～3 動作の特定に留まった．これに対して，ARV に ICA を適応した手法では各被験者とも基本動作の各動作に対応する成分を特定でき，複合動作に対しても同様の結果が得られた．

以上により，多次元信号の分離手法である ICA を適用することで，舌や下顎の運動時に筋活動が観測される舌骨上筋群の sEMG から，舌と下顎の運動に対応した独立成分を抽出できることが明らかとなった．また，rawEMG に対して直接 ICA を適用するよりも，フィルター処理により整流平滑化した ARV を用いた方が，舌運動と下顎運動の信号分離に優れていることが示唆された．

3.5.　検討事項③：舌と顎の動作識別

ここまでの検討により，ARV に対し ICA を適応することで，各動作に対応する成分を抽出できることが確かめられた．ICA によって抽出された統計的性質の高い信号成分は，動作認識に有意義な特徴量となる可能性があり，これを用いることで，閾値処理などの簡単な判別手法で動作認識を行うことができると考えられる．しかし，ICA には IC の順序を決定できないというあいまい性（順序の不定性）が存在するため [4]，検討事項①②では，目視で動作と IC の対応を判断していた．しかし，実用上は，動作に対応する IC を自動的に抽出できることが望ましい．そこで，動作に対応する IC の自動抽出と，得られた IC に閾値処理を行った動作識別の可能性について検討した．

3.5.1.　基本動作に対応したICの選択法

ARVに対して抽出したすべてのICの中から，各動作に最もよく対応する成分を次の指標を用いて探索した．

$$J_N = \min P_N - \max_{(i \neq N)} P_{ij} \quad (P_N > 0) \tag{4}$$

$$J_N = \max P_N - \min_{(i \neq N)} P_{ij} \quad (P_N < 0)$$

ここで，J_Nは，N動作のICの評価指標，P_{ij}はi動作のj回目の動作セットのICのピーク値を表す．抽出されるICには，符号の不定性があるため，N動作のピーク値の正負で場合分けを行っている．この指標は，大きくなればなるほどその IC がどの動作に対してよく反応するのかを示すものである．この指標を用いることで，これまで目視で特定したICをほぼ自動で決定することが可能となった．

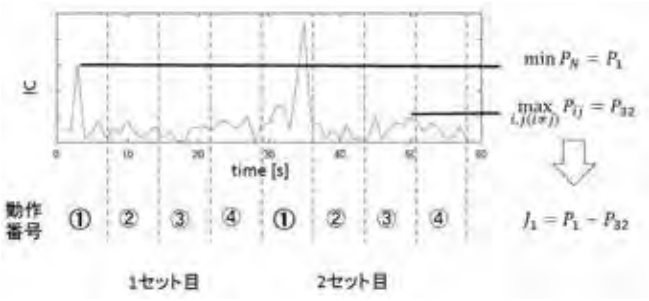


Fig. 10 ICの指標の決定手法

3.5.2.　動作識別の方法

(4)式で特定したICに対し，次の閾値を用いることで，基本動作の識別を行う．なお，ICAには，上述した符号の不定性の問題が含まれるため，あらかじめピーク値が正となるように処理を行った．

$$\sigma_N = 0.5 \times (\max_j P_{Nj} - \min_{i,j(i \neq N)} P_{ij}) \quad (P_{Nj} > 0) \tag{5}$$

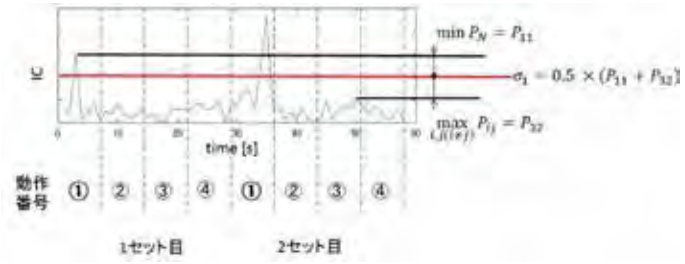


Fig.11　閾値処理例

3.5.3.　結果と考察

図12に基本動作に対応したICに対して，本手法で得られた閾値をプロットした図を示した．図 12 より本手法を用いて求めた閾値を導入することにより，各動作に対応した閾値を決定することができ，その閾値を利用することで動作識別が可能であることが示唆された．また同様に，複合動作でも，ある程度の動作に識別が可能であることが示唆された（図13）．

手指や舌の動作識別の研究において[3,6]，ニューラルネットワークやサポートベクターマシンなどの機械学習を用いる手法が一般的である．これに対して，本提案手法ではICAを適用するだけで，正解値を教示・学習することなく，簡便な閾値処理のみで動作識別を行える可能性が示されたことは，興味深い結果といえる．咀嚼のように舌と下顎の協調運動を行う際の合成された筋活動波形から，各動作を識別することは機械学習でも容易なことでないが，得られた独立成分を特徴量とした動作識別は可能であると考えられる．今後は，その動作識別の可能性と精度について検証を行う必要がある．

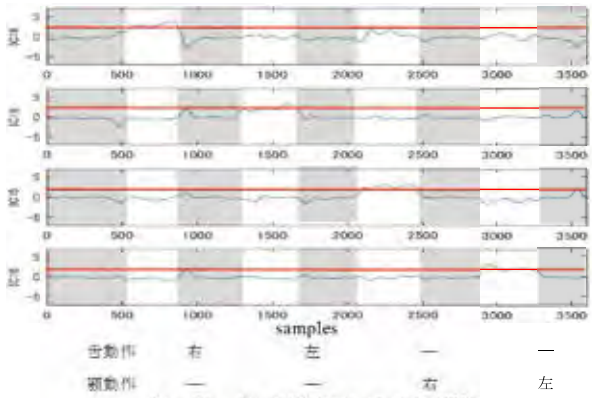


Fig.12　基本動作における閾値

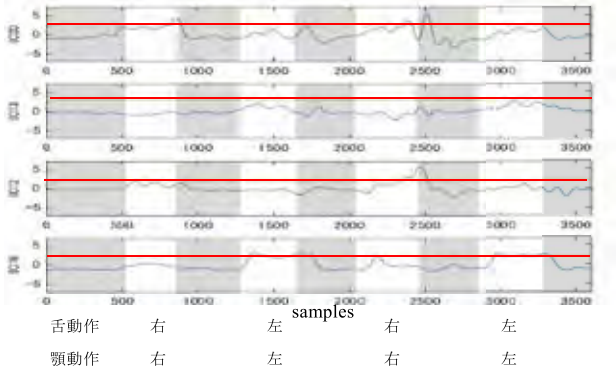


Fig.13　複合動作時における閾値

4.　結論

本研究では，捕食，咀嚼，嚥下，構音などの口腔機能と密接に関与する舌骨上筋群の表面筋電位信号に，独立成分分析を適用することで，舌および下顎の各運動に対応する独立成分を抽出できることを明らかにした．本手法により，4 つの独立成分に着目し，閾値処理を施すだけで，舌と下顎の基本動作，ならびに複合動作における各運動を識別できる可能性が示唆された．

参考文献

1)　厚生労働省：平成 23 年度人口動態統計月報年計
2)　平野浩彦（監修），実践！オーラルフレイル対応マニュアル，そうめいコミュニケーションプリンティング，2016
3)　Makoto Sasaki, Kohei Onishi, Dimitar Stefanov, Katsuhiro Kamata, Atsushi Nakayama, Masahiro Yoshikawa, Goro Obinata: Tongue Interface Based on Surface EMG Signals of Suprahyoid Muscles, ROBOMECH Journal, 3:9, 2016
4)　A. Hyvärinen, J. Karhuen, and E. Oja 著，根本幾，川勝真喜訳: 詳解 独立成分分析，東京電機大学出版局, 2005.
5)　平手庸介，大日方五郎，長谷和徳，中山淳，金泳佑：独立成分分析による表面筋電位からの手の動作の推定，バイオメカニズム学会誌, 33(2), pp.134-141, 2009
6)　吉川雅博，三河雅彦，田中和世：筋電位を利用したサポートベクトルマシンによる手のリアルタイム動作識別，電子情報通信学会論文誌, J92-D (1), 93-103, 2009.

支持面速度に応じた立位時姿勢制御の安定化戦略

Balance Control Strategy Considering Velocity of Support Surface

○ 園部 元康（高知工大）　　芝田 京子（高知工大）　　井上 喜雄（高知工大）

Motomichi SONOBE, Kochi University of Technology
Kyoko SHIBATA, Kochi University of Technology
Yoshio INOUE, Kochi University of Technology

Abstract: This paper demonstrates how to keep human body balance standing on a moving plate to lateral direction. In the frequency response test, we found that the phase between acceleration of support surface and posture angle of a subject is delayed at low frequency range below 0.2 Hz. We assume that the phase delay is generated by acceleration feedback of support surface (SS) via somatosensory feedback or velocity feedback of SS via visual feedback. These hypothesises are verified by fitting models to the frequency response diagram from experimental data. As a result, stable and well fitted model parameters are obtained with velocity feedback model. In addition, constant veolocity test was conducted to verify the hypothesis of velocity feedback of SS. From the result, equilibrium angle standing on a board moving with constant velocity is varied according to velocity of SS. Consequently, we confirmed that phase difference at low frequency range is generated by velocity feedback of support surface.

Key Words: Balance, Modeling, Inverted pendulum, Frequency response analysis, Visual feedback

1　緒言

ヒトの立位姿勢の制御については，前庭感覚，体性感覚，視覚によるフィードバック制御，あるいはフィードフォワード制御との重ね合わせによって実現していると考えられている[1]が，詳細な制御則については明らかにされていない．本研究では，ヒトの立位バランス応答の特徴を抽出し，その特徴をできるだけ単純なモデルで表現することを目指している．モデルの簡易化のためには，周波数帯域を限定し，入力と出力の因果関係が明確な応答を得る必要がある．そのため，本研究では周波数帯域を 0.1Hz～1Hz 程度に限定し，その帯域で比較的大きな応答を得るために，支持面を大きく水平揺動した場合の応答を計測した．この応答を周波数解析することより，一定の再現性のある周波数応答線図が得られる[2],[3]．

前額面を対象とした実験では，特に 0.2 Hz 以下の低周波帯域での位相が遅れる特徴がみられた．一般的な制御理論では低周波帯域になるにつれて位相遅れは小さくなるはずであり，この現象は特異である．そこで，本研究では低周波帯域での位相の遅れに着目し，その発生要因を調査する．

我々は，低周波帯域における位相遅れの原因として，(a) 体性感覚による支持面の加速度フィードバックの影響，(b) 視覚による支持面の速度フィードバックの影響，の 2 つの仮説を立て，モデル化による検証と実験による検証を行う．

2　周波数応答実験

支持面の揺れに対する立位バランスの応答特性を調べるために，周波数応答実験を実施した．本実験では，予期できない支持面の揺動に対する受動的な応答を計測することを目指す．支持面の揺動は，DC モータによって水平方向加速度を制御する．支持面の加速度は以下の関数で与えた．

$$a_{ref} = a\sum_{k=1}^{20}\cos(\omega_k t + \phi_k) \qquad (1)$$

0.1～1.0 Hz 程度の低周波帯域での応答を計測するために，式(1)の角振動数は $\omega_1 = 0.46, \cdots, \omega_{20} = 6.29\,\mathrm{rad/s}$ まで約 0.3 rad/s きざみで等間隔に与えた．位相 ϕ_k は加速度波形の標準偏差が最大値の 20%程度となるように調整した．実験時に繰り返しによる揺動への慣れ・予測を防止するために，異なる位相パターンを 3 セット用意して順番に変更した．揺れの大きさについては，最大加速度が $0.3\mathrm{m/s^2}$ となるように a を調整した．この大きさは，腰の部分を大きく曲げることなく安定して立つことができる最大の揺動の大きさである．一般的に，ヒトのバランス応答は非線形であり，外乱が増大するにつれて応答が小さくなることが報告されている[4]．しかし，本実験では揺動の大きさを 1 つに固定しており，非線形性は考慮しない．

被験者は 20 代の健康な男性 7 名とし，それぞれの被験者に対し 12 回ずつ実験を行った．被験者はスタンス幅 230mm の計測板の上に立ち，視線は前方で固定，両腕は自然に下ろした状態で立位姿勢を維持するように指示した．応答の計測は，足首から上の身体部分を図 1 のように 1 つの剛体棒とみなし，身体に貼り付けたマーカから 3 次元モーション解析装置(Optitrack V120Trio)を用いてその質量中心を計測した．得られた質量中心が両足首の中点を回転軸として回転運動をしているとみなし，鉛直軸からの角度を姿勢角と定義した．

入力を支持面の加速度，出力を姿勢角（いずれも正方向を図 1 に記載）として得られた周波数応答線図を図 2 に示す．図中の○印は被験者 7 名の平均，エラーバーは標準偏差を表す．個々の実験ではばらつきがあるものの，複数回実験を行って平均をとることにより，再現性のあるデータが得られる．

この図 2 の実験結果では，1 rad/s を下回る低周波帯域にて位相が遅れるような特性がみられる．著者が調べた限りでは過去の研究において，低周波帯域で力学的な水平揺動を行った事例がなく，回転揺動[4]や視覚による刺激[5]では

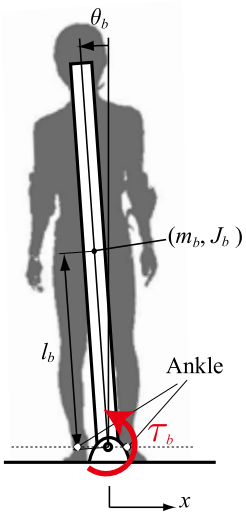


Fig. 1　Single regid body model

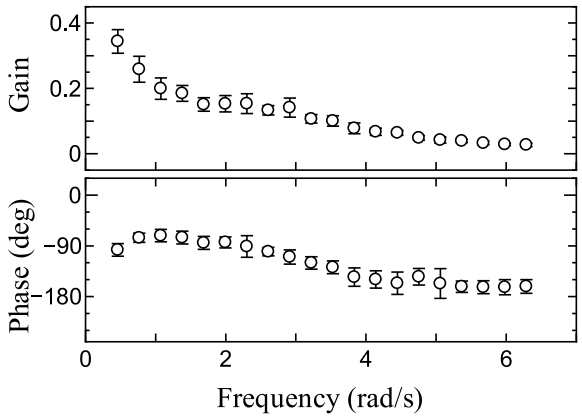


Fig. 2　Freqneucy response diagram

このような特性は報告されていない．しかし，本実験においては全被験者が同じ特性を示したため，この特性は普遍的に生じるものと判断する．紙面の都合により割愛するが，低周波帯域の位相特性は上半身と下半身で等しく生じることを確認している．

以上より，本研究の目的は低周波帯域における位相遅れが生じさせる要因を検証することである．この要因を 2 つの仮説として提示し，モデル化および検証実験によってそれぞれの妥当性を検証する．

3　低周波帯域位相特性の仮説とモデリングによる検証

ここでは，2 章で示した低周波帯域における位相遅れの要因を，2 つの仮説を立てて検証する．

一つ目の仮説は，体性感覚を介した支持面の加速度フィードバックによる影響である．支持面がある方向へ加速する場合に身体には逆向きへの慣性力が作用するが，慣性力による身体の傾きを抑制するために足首まわりにカウンタトルクをかけていることが予想される．これを実現するためには，支持面の加速度を足首まわりの体性感覚から力を検知し，それをフィードバックしていると考えられる．この特性が低周波帯域に限定される場合，低周波帯域での位相遅れという形で結果に表れる可能性がある．これを仮説 A とする．

二つ目の仮説は，視覚フィードバックによって支持面の速度に応じて姿勢角が変化することによる影響である．図 2 より，低周波帯域では支持面加速度に対して姿勢角の位相が約 90 度遅れていることから，支持面の速度と姿勢角がほぼ一致することになる．これに従えば，支持面の速度に応じて姿勢角が変化していると考えられる．これを仮説 B とする．

上述の 2 つの仮説の妥当性を検証するために，簡易モデルによる検証を行った．まず，モデルを構築するうえで，まず図 1 に対する運動方程式を定義する．

$$(J_b + m_b l_b^2)\ddot{\theta}_b - m_b g l_b \theta_b = m_b l_b \ddot{X}_s + \tau_a \tag{2}$$

ここに，m_b は剛体モデルの質量，l_b は回転軸（両足首の中点）から質量中心までの長さ，J_b は質量中心まわりの慣性モーメント，$\ddot{X}_s$ は支持面加速度である．τ_a が足首まわりの回転トルクで，これがバランス制御の制御則に依存する．なお，被験者の質量や慣性モーメントは文献[6]に従って身長体重比から導出した．

仮説 A と仮説 B で τ_a をそれぞれ以下のように定義する．

$$\left.\begin{aligned} \tau_a &= -k_p\theta_b(t-t_d) - k_d\dot{\theta}_b(t-t_d) - \tau_s \\ \dot{\tau}_s &+ \frac{1}{c_a}\tau_s = \frac{\alpha_a}{c_a}\ddot{X}_s \end{aligned}\right\} \text{：仮説 A} \tag{3}$$

$$\left.\begin{aligned} \tau_a &= -k_p\{\theta_b(t-t_d) - \bar{\theta}_b(t)\} - k_d\dot{\theta}_b(t-t_d) \\ \dot{\bar{\theta}}_b &+ \frac{1}{c_v}\bar{\theta}_b = \frac{\alpha_v}{c_v}\dot{X}_s \end{aligned}\right\} \text{：仮説 B} \tag{4}$$

両モデルとも，ヒトのバランスフィードバック制御則として一般的によく用いられる姿勢角に対する遅延を含む比例微分フィードバック制御則[7],[8]をベースとしている．t_d は遅延時間を表す．仮説 A のモデルは支持面加速度に応じて変化するカウンタトルク τ_s を追加し，仮説 B のモデルは支持面速度に応じて変化する目標姿勢角 $\bar{\theta}_b$ を追加する．τ_s および $\bar{\theta}_b$ は低周波帯域のみで有効となるように，支持面の加速度および速度に対する 1 次遅れ系（ローパス）として定義した．

各モデルに対してラプラス変換を行い，入力を支持面加速度，出力を姿勢角とする伝達関数が得られる．

$$G_A(s) = \frac{m_b l_b c_a s + m_b l_b + \alpha_a}{(c_a s+1)\left\{(J_b + m_b l_b^2)s^2 + k_d e^{-t_d s}s + k_p e^{-t_d s} - m_b g l_b\right\}} \tag{5}$$

$$G_B(s) = \frac{m_b l_b c_v s^2 + m_b l_b s + \alpha_v k_p}{s(c_v s+1)\left\{(J_b + m_b l_b^2)s^2 + k_d e^{-t_d s}s + k_p e^{-t_d s} - m_b g l_b\right\}} \tag{6}$$

この伝達関数モデルを実験で得られた周波数応答線図にフィッティングさせて，未知パラメータを導出する．

ある 1 名の被験者に対するフィッティングの結果を図 3 に示す．フィッティング計算においては，低周波帯域での特性の再現を重視して，4rad/s 以下の 12 点の周波数応答データに対して非線形最小二乗法を適用した．この結果，仮説 A と仮説 B の両方ともまずまずの適合する伝達関数およびパラメータが得られた．他の 6 名の被験者についても同様の結果が得られた．

次に，フィッティングによって得られたパラメータから，式(5)および式(6)のシステムの安定性を確認した．図 3 と同じ 1 名の被験者の特性根の分布を図 4 に示す．なお，特性方程式に指数関数を含むため，5 次の Padé 近似を使って特性根の近似計算を行った．その結果，仮説 A の場合はすべての被験者が不安定な特性根を持ち，仮説 B の場合はすべ

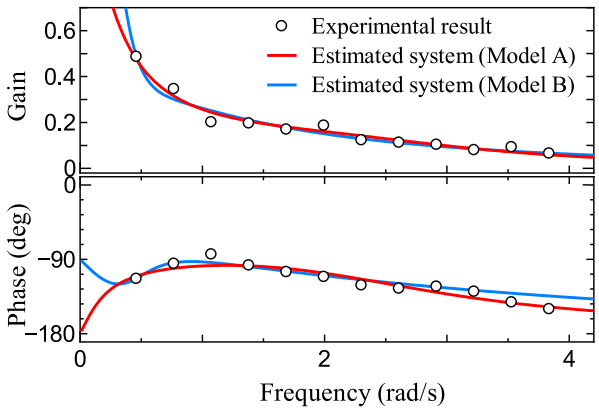
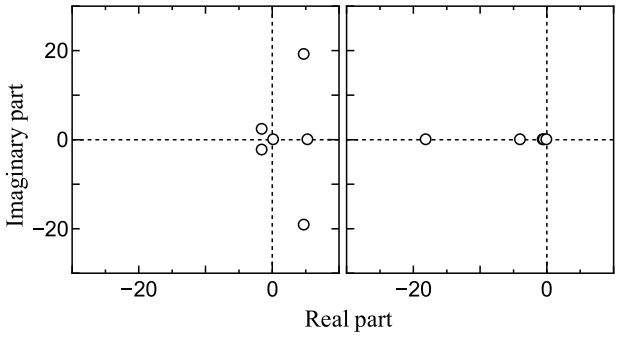


Fig. 3　Frequency response diagrams with identified model based on hypothesis A and B



(a) Hypothesis A　　(b) Hypothesis B

Fig. 4　Pole distributions in hypothesized models

Fig. 5　Fixed ankle for verification of hypothesis A

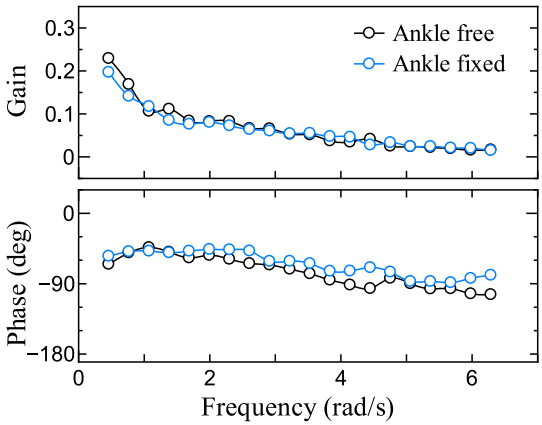


Fig. 6　Comparison between ankle free and ankle fixed situation in frequency response test.

ての被験者が安定な特性根のみ持つことがわかった．ただし，仮説 B では $s = 0$ の特性根を持つ．

ヒトのバランスモデルについては，安定なシステムであるべきと考える．例えば，静止立位時の摂動を説明するために不安定なモデルを切り替える可変構造システムと定義するアイデアも報告されている[9]が，本実験では支持面に十分な大きさの外乱を与えており，モデルに十分な安定性がない限り直立の維持は困難である．したがって，求められたシステムの安定性の観点から，低周波帯域位相特性の説明できるモデルとして，仮説 B の支持面の速度フィードバックが妥当であるという結論が得られた．

4　検証実験

低周波帯域における位相特性について，3 章ではモデリングの観点から仮説 B が妥当という結論が得られたが，仮説 B 以外にも適切なモデルが得られる可能性や，非線形特性等の影響で仮説 A のモデルが不安定化している可能性も考えられる．そこで，仮説 A と仮説 B のそれぞれについて検証実験を行った．

仮説 A については，足首まわりの体性感覚によるフィードバックと考えられるため，両足首をテーピングによって固定することで体性感覚を抑制することで低周波帯域の位相遅れが生じないことが予想される．また，仮説 B については，式(4)の第 2 式より支持面速度 $\dot{X}_s$ が一定の場合に

$$\bar{\theta}_b = \alpha_v \dot{X}_s \tag{7}$$

のように目標姿勢角 $\bar{\theta}_b$ も一定となるはずである．したがって，支持面を一定速度で動かす実験を行いそのときの姿勢角度から，仮説 B の妥当性を検証する．

4.1　足首を固定した状態での周波数応答実験

仮説 A の妥当性を検証するために，図 5 のように足首をテーピングで固定して 2 章と同じ周波数応答実験を行った．被験者は，2 章の被験者 7 名のうちの 4 名を対象として行った．両足首をテーピングで固定すること以外の実験条件は，2 章と同じである．

図 6 に足首を固定していない場合と足首を固定した場合の周波数応答線図を示す（4 名の被験者の平均）．この結果より，足首の固定の有無に関わらず，低周波帯域における位相特性に変化がみられなかった．このことから，低周波帯域の位相遅れを引き起こす要因として体性感覚のフィードバックである可能性は低いと結論づけられた．

4.2　支持面等速度実験における姿勢角の計測

仮説 B の妥当性を検証するために，支持面を一定速度で動かした場合の姿勢角の平衡角度を計測し，支持面速度と姿勢角の関係を明らかにする．過去には，人の静止立位に対して遠心力によって一定の加速度を与えた場合の姿勢に関する報告[10]はあるが，支持面が一定速度で動く場合の立位姿勢に関する報告はなされていない．

本実験では，支持面を図 7 に示すように一定加速度(0.25 m/s^2)で加速し，目標速度を超過した後に 1 秒間の等速および減速区間を経た後に，10 秒間の等速区間を設けている．等速区間での初期姿勢が平衡角度に影響することを避けるために，等速区間の直前でわずかに減速することで加速時に後ろに傾いた姿勢を元に戻している．等速区間の支持面の速度は 0.2～1.0 m/s の 0.2m/s きざみで与え，各条件について左右方向に各 10 回実験を行った．

姿勢の計測は，支持面の動きが大きくカメラによる計測

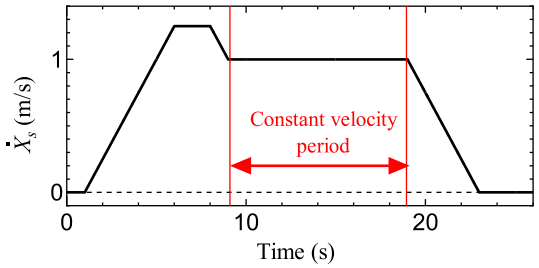


Fig. 7　Velocity of support surface in constant velocity test
($\dot{X}_s = 1.0\,\mathrm{m/s}$)

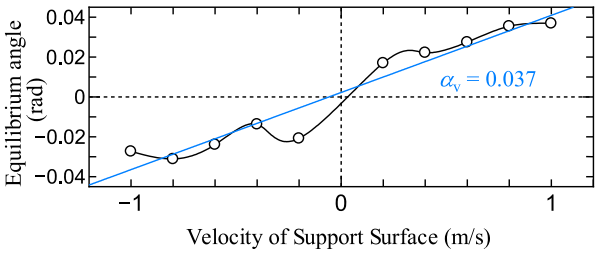


Fig. 8　Equilibrium angle from constant velocity test

が困難であったため，鎖骨付近，鳩尾，両膝中央に取り付けた 4 つの慣性センサ(XSens MTx)の姿勢角を推定し，それらの加重平均より単一剛体モデルの姿勢を求めた．等速区間終端では姿勢角がほぼ収束するため，等速区間の終端 3 秒間の姿勢角の平均値を平衡角度と定義した．

4.1 節と同一の被験者 4 名に対して実験を行い，その平衡角度の平均を図 8 に○印で示す．この結果では，支持面の速度と姿勢角が同符号であることから，図 1 の定義より進行方向に対して後方に姿勢が傾斜していることがわかる．また，支持面の速度に応じて傾斜角が増大する傾向がみられる．式(7)の係数α_vを求めるために最小二乗法より 1 次関数近似を行ったところ，$\alpha_v = 0.037$ となった．一方，3 章で示した仮説 B に基づくモデリングでは，同じ 4 名の被験者の平均で$\alpha_v = 0.059$ というパラメータが得られている．完全に一致しているわけではないが，周波数応答実験と等速度実験という全く違う 2 つの実験からほぼ同スケールのパラメータが得られた．

以上より，等速度実験では式(7)のような支持面速度と姿勢角の関係が実際に存在し，そのときの勾配と仮説 B のモデルから得られるパラメータがほぼ同一スケールで得られることがわかった．したがって，仮説 B で示した式(4)のモデルが等速度実験においても矛盾しないことが確認できた．

5　結言

本研究では，ヒトの立位バランスを単純なモデルで表すために，支持面を水平揺動する場合のバランス応答を計測し，周波数解析を行った．その結果，特に低周波帯域において位相遅れが生じる現象が見られたため，それをを引き起こす要素について，体性感覚の支持面加速度のフィードバック（仮説 A）と視覚による支持面速度のフィードバック（仮説 B）の 2 つの仮説を立て，モデルリングと検証実験による確認を行った．

モデルリングでは，仮定した 2 つのモデルともよくフィットしたが，仮説 A のモデルは不安定であり，仮説 B のモデルは安定であった．また，検証実験においても，仮説 A は足首のまわりの体性感覚の抑制の影響がみられなかったのに対し，仮説 B は等速度実験にて支持面速度に応じた姿勢が変化が確認できた．以上より，支持面の水平揺動を行ったモデル化では支持面速度をフィードバックし平衡角度を変えるというモデルを導入することで，低周波帯域の位相特性を表現できることが示された．

今後の課題としては，このような支持面速度のフィードバックを引き起こす感覚器の確認や，年齢による差異の確認が挙げられる．

参考文献

(1) A. Shumway-Cock, M. H. Wollacott, モーターコントロール（研究室から臨床実践へ），医歯薬出版, pp.163-198, 2013.

(2) 園部 元康, 片岡 由樹, 日野 順市, 立位時における人体前額面の姿勢制御モデルの検討 (インパルス応答による姿勢制御パラメータの推定), 日本機械学会論文集, Vol. 81, No. 821, DOI : 10.1299/transjsme.14-00367, 2015.

(3) 園部 元康, 日野 順市, 立位時における人体前額面の姿勢制御モデルの検討 (周波数応答実験による伝達関数モデルの同定), 日本機械学会論文集, Vol. 81, No. 832, DOI : 10.1299/transjsme.15-00260, 2015.

(4) A. D. Goodworth, and R. J. Peterka, "Influence of bilateral vestibular loss on spinal stabilization in humans", Journal of Neurophysiology, Vol. 103, No. 4, pp. 1978-1987, 2010.

(5) T. Kiemel, K. S. Oie, J. J. Jeka, “Slow dynamics of postural sway are in the feedback loop”, Journal of Neurophysiology, Vol. 95, No. 3, pp.1410-1418, 2006.

(6) D. G. E. Robertson, S. N. Whittlesey, G. E. Caldwell, G. Kamen, and J. Hamill, 身体運動のバイオメカニクス研究法, 大修館書店, p.66, 2008.

(7) G. Stépán, and L. Kollár, "Balancing with reflex delay", Mathematical and Computer Modelling, Vol. 31, No. 4-5, pp. 199-205, 2000.

(8) J. T. Bingham, J. T. Choi, and L. H. Ting, "Stability in a frontal plane model of balance requires coupled changes to postural configuration and neural feedback control", Journal of Neurophysiology, Vol. 106, No. 1, pp. 437-448, 2011.

(9) 野村 泰伸, 鈴木 康之, 清野 健, 付 春江, 吉川 直也, 佐古田 三郎, 安定かつ柔軟なヒト直立姿勢の神経制御仮説, バイオメカニズム学会誌, Vol. 39, No. 4, pp. 185-195, 2015.

(10) A. Goodworth, A. Chandan, H. Chase, E. Foster, H. Francoeur, J. Michaud and K. Terry, "Stance width influences frontal plane balance responses to centripetal accelerations", Gait and Posture, Vol. 37, No. 1, pp. 98-102, 2013.

船舶動揺を模擬する簡易型動揺装置を用いた生体の立位姿勢動揺の解析

Analysis of Motion in Human Standing Posture by using Motion System Simulating Marine Craft

○坂牧孝規[1]，土井根礼音[2]，小川伸夫[1]，瀬田広明[1]，林浩一[1]，本間章彦[2]，三井和幸[2]
1．鳥羽商船高等専門学校，2．東京電機大学
○Takanori SAKAMAKI[1], Renon DOINE[2], Nobuo OGAWA[1], Hiroaki SETA[1], Koichi HAYASHI[1],
Akihiko HOMMA[2], Kazuyuki MITSUI[2]
1.National Institute of Technology, Toba College,　2.Tokyo Denki University

1. はじめに

船舶に乗船すると，ほとんどの人たちは疲労を感じる．船舶事故の原因の 90%は人的要因によるものとされ(1)，疲労はヒューマンエラー（見張り不十分）の原因の1つとして考えられている(2)．このため，船舶職員の疲労の適切な対応が求められている．

筆者らは，船舶動揺による乗船者の疲労発生機序を解明するために，船舶動揺を模擬する簡易型動揺装置を開発した(3)．本研究は，動揺装置の床，実験協力者の腰部・頭部の加速度・角加速度，および実験協力者のエネルギー消費量を指標とした立位姿勢動揺解析手法の開発を目的としている．

本稿では，簡易型動揺装置で発生させた動揺に対して，実験協力者のエネルギー消費量に影響を及ぼす因子として，頭部の左右揺れと体表面積が抽出されたので報告する．

2. 方法

2.1 実験装置

簡易型動揺装置の動揺面は，並進運動の上下揺れ（Heave），回転運動の横揺れ（Roll），縦揺れ（Pitch）の動きを，一辺 1.0m の正三角形の板に発生させる．動揺は，板の各頂点が台車の上に垂直に立てられたボールねじに接続され，AC サーボモータを用いて，ボールねじの回転を制御することで調整される．動揺装置によって発生させる動揺は，板の中心点に於いて，表 1 に示す基本揺れに，加算揺れ 1～5 を加えた波形を発生させた．基本揺れおよび加算揺れの波形は，sin 波（正弦波）とした．これは，前述の小型船舶を用いた実験で計測した船舶の床の動揺について，周波数解析を行い，周波数成分として含まれる揺れを組み合わせたものである(3)．

計測システムは，被験者の腰部，頭部に設置した 3 台の 3 軸方位角センサ，呼吸量と O_2 濃度の計測により生体のエネルギー消費量を計測するエネルギー代謝計，データ計測を行うコンピュータから構成される．計測インターバルは 3 軸方位角センサが 0.01s，エネルギー消費量を 10s とした(4) (5)．

データ計測実験は，実験協力者に，椅子で座位 15min，動揺装置上で立位 15min の姿勢をとり，開眼状態で正面を見るように指示して行った．

本実験は，鳥羽商船高等専門学校生命倫理委員会規則に則り実施された．実験協力者には実験開始前に実験内容の説明を行い，実験への参加について同意を得ている．

表1　動揺装置で発生させた動揺(3)

	上下揺れ(Heave)	横揺れ(Roll)	縦揺れ(Pitch)
基本揺れ	±0.06m, 0.80Hz	±0.58°, 0.20Hz	±1.73°, 0.50Hz
加算揺れ1	-	-	±1.27°, 0.04Hz
加算揺れ2	±0.03m, 0.04Hz	±3.42°, 0.04Hz	±1.27°, 0.04Hz
加算揺れ3	±0.03m, 0.04Hz	±8.42°, 0.04Hz	±1.27°, 0.04Hz
加算揺れ4	±0.03m, 0.04Hz	±8.42°, 0.04Hz	±7.27°, 0.04Hz
加算揺れ5	±0.04m, 0.04Hz	±0.42°, 0.04Hz	±8.27°, 0.04Hz

2.2 データ解析

簡易型動揺装置の動揺が実験協力者のエネルギー消費量に及ぼす影響を解明するために，立位姿勢時のデータを対象に重回帰分析を行った．重回帰分析は，5 名の実験協力者から取得した立位姿勢時の 10 データを対象に行った．

線形回帰モデルを式(1)に，推定された線形回帰モデルを式(2)に示す．式(1)は，従属変数Yを独立変数$X_i(i=1,\cdots,k)$に対して回帰するモデルである．式中β_0のは，回帰面の切片を，$\beta_i(i=1,\cdots,k)$は，独立変数$X_i(i=1,\cdots,k)$に関する回帰面を，εは，誤差項を表す．式(2)は，従属変数Yと独立変数X_iの関係を推定した結果のモデルであり，$\hat{Y}$は従属変数Yの予測値を，b_0は回帰面の$\hat{Y}$切片を，$b_i(i=1,\cdots,k)$は偏回帰係数を表す．標準偏回帰係数$b_i'(i=1,\cdots,k)$は，式(3)より算出した．S_{X_i}は式(4)に示す独立変数$X_i(i=1,\cdots,k)$の標準偏差を，S_Yは式(5)に示す従属変数Yの標準偏差を表す．Nは従属変数Yおよび独立変数$X_i(i=1,\cdots,k)$のサンプル数を表す．Nは 10 データとした．kは，独立変数の数を表す．

本研究では，従属変数Yを実験協力者ごとのエネルギー消費量とした．独立変数X_iは，実験協力者ごとの簡易型動揺装置の床，実験協力者の腰部，頭部における加速度・角加速度の実効値および体表面積とした．但し，独立変数間に高い相関が得られる共線性を防ぐために，2 つの独立変数間に 0.8 以上の相関が確認された場合は，エネルギー消費量との相関が高い変数を残し，もう一方の変数は除外した．独立変数には共線性を考慮し，頭部の左右揺れ（Sway），上下揺れ（Heave），腰部の左右揺れ（Sway），横揺れ（Roll），縦揺れ（Pitch），簡易型動揺装置の床の前後揺れ（Surge），左右揺れ（Sway），上下揺れ（Heave），横揺れ（Roll），縦揺れ（Pitch），船首揺れ（Yaw），体表面積を選択した．従って式(1)，式(2)に示す線形回帰モデ

ルにおける独立変数の数は 12 個とした.

本研究では，実験協力者ごとに，エネルギー消費量が定常状態に達したと考えられる立位姿勢に移行してから 5 分後～15 分後までの範囲でエネルギー消費量の平均値を算出し，重回帰分析の従属変数とした. 但し，立位姿勢に移行してから15分経過前に，実験協力者が早めに座位姿勢に移行していたときのデータについては除外した.

加速度・角加速度の大きさは，式(6)に示す実効値（RMS）により評価した. 式(6)中のf_hは，加速度又は角加速度データを，Mはデータ数を表す. 加速度・角加速度の実効値は，エネルギー消費量と同じ範囲で算出した. 本研究では，個体差を考慮するために，加速度・角加速度の実効値に加えて体表面積を独立変数として選択した. 体表面積（BSA: Body Surface Area）は，日本人の体格に近いとされる藤本式を用いて算出した（式(7)）. 式中のHは身長を，Wは体重を表す.

実験協力者のエネルギー消費量に影響する因子の抽出は，ステップワイズ法の一つである変数増減法により行った.

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X_1 + \beta_2 X_2 + \cdots + \beta_k X_k + \varepsilon \quad (1)$$

$$\hat{Y} = b_0 + b_1 X_1 + b_2 X_2 + \cdots + b_k X_k \quad (2)$$

$$b_i{}' = b_i \times \frac{S_{X_i}}{S_Y} \quad (3)$$

$$S_{X_i} = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{j=0}^{N}\left(X_{i\,j} - \overline{X_i}\right)^2} \quad (4)$$

$$S_Y = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{j=0}^{N}\left(Y_j - \overline{Y}\right)^2} \quad (5)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{M}\sum_{h=0}^{M-1}(f_h)^2} \quad (6)$$

$$BSA[m^2] = H^{0.663}[cm] \times W^{0.444}[kg] \times 0.008883 \quad (7)$$

3. 結果・考察

実験協力者のエネルギー消費量に影響を及ぼす因子には，頭部の左右揺れ（Sway）と体表面積が抽出された. 標準偏回帰係数は，頭部の左右揺れ（Sway）が-0.46，体表面積が 0.43 となり，頭部の左右揺れ（Sway）の標準偏回帰係数が最も大きくなった. 従属変数の予測値と実測値の相関係数を表す重相関係数は 0.97，重回帰モデルのあてはまりの良さを意味する自由度調整済決定係数は 0.95 となり，それぞれ高い数値を示した.

標準偏回帰係数より，頭部の左右揺れ（Sway）がエネルギー消費量に最も影響を及ぼす可能性が示された. 自由度調整済決定係数が 0.95 を示したことから，実験協力者のエネルギー消費量の 95%は，実験協力者の頭部の左右揺れ（Sway）と体表面積から推測可能であることがわかった. また，重回帰分析では抽出されなかった実験協力者の腰部の船首揺れ（Yaw），および簡易型動揺装置の床の船首揺れ（Yaw）には，エネルギー消費量との高い相関が得られている. ただし，これらは，小型船舶における乗船者の立位姿勢動揺と異なる結果を示している[6]. このため，簡易型動揺装置で発生させる動揺について，今後検討する必要のあることがわかった.

4. まとめ

本研究では，船舶動揺による乗船者の疲労発生機序を解明するために，船舶動揺を模擬する簡易型動揺装置を開発し，動揺装置の床，実験協力者の腰部・頭部の加速度・角加速度，および実験協力者のエネルギー消費量を指標とした立位姿勢動揺解析手法の検討を行った.

本研究では，簡易型動揺装置で発生させた動揺に対して，実験協力者のエネルギー消費量に影響を及ぼす因子として，頭部の左右揺れと体表面積が抽出された. なお，簡易型動揺装置で発生させる動揺については，今後継続して検討を行う.

謝辞

本研究は，JSPS 科研費 19651075，17H02056 による研究助成，鳥羽商船高等専門学校校長裁量経費（教育研究活動支援）による援助を受けたものである. 本研究のデータ収集において，ご協力頂きました鳥羽商船高等専門学校の実習船および練習船関係者の皆様，商船学科の皆様，学生の皆様に厚く御礼申し上げます.

参考文献

(1) 公益社団法人 日本海難防止協会:海と安全 平成八年版「海難審判の現況」概要，454，pp.1-28，1996.

(2) 公益社団法人 日本海難防止協会:海と安全 疲労と海難また幽水，456，pp.1-10，1997.

(3) 坂牧孝規，土井根礼音，瀬田広明，小川伸夫，小型船舶および動揺装置による動揺に対する生体の立位姿勢動揺と運動負荷，日本航海学会論文誌，134，pp.164-169，2016.

(4) 土井根礼音，坂牧孝規，瀬田広明，伊藤政光，本間章彦，福井康裕，船舶動揺に対する乗船者の立位姿勢動揺の解析. ライフサポート，27(2)，pp.45-53，2015.

(5) Renon Doine, Takanori Sakamaki, Hiroaki Seta, Masamitsu Ito, Akihiko Homma and Yasuhiro Fukui, The Exercise Load of Passengers' Postural Control Against Ship Motion Using Human Energy Expenditure. Advanced Biomedical Engineering, 4, pp.164-169, 2015.

(6) 土井根礼音，坂牧孝規，瀬田広明，宮脇富士夫，本間章彦，土肥健純，福井康裕，小型船舶における乗船者のエネルギー消費量を支配する身体的特徴および動揺の解明に関する研究，LIFE2016講演要旨集（電子ファイル版），pp. 522-524，2016.

足底部と下肢筋への振動刺激がヒト立位姿勢に及ぼす影響

Effect of Vibratory Stimulation to the Lower-Limb Muscle and Plantar Sole in Human Erect Standing

○小林裕貴(芝浦工業大学), 山本紳一郎 (芝浦工業大学)

Hirotaka KOBAYASHI, Shibaura institute of technology
Shin-ichiroh YAMAMOTO, Shibaura institute of technology

Abstract: In human, visual, vestibular and proprioceptive sensation input from whole body are integrated and used to maintain the erect standing. It is well known that the one of the ways to evaluate the proprioceptive sensation effect for postural stable is the vibratory stimulation. The aim of our study was to evaluate the effect of postural change by adjusted vibrations which were quantified the vibratory frequencies, vibratory intensity, and vibratory amplitude. Using the monitored system, four vibratory frequencies that we applied in this experiment were adjusted to 0.05[mm]. 21 young-adults were included. In results, Heel and Tibialis anterior (TA) vibration evoked forward leaning. On the other hand, Toe and SOL vibration induced backward leaning. The increase of the postural changes during lower limb vibration was bigger than the change during plantar sole vibration. It was suggested from the results that lower limb muscle contribute to input afferent information to maintain standing more than plantar sole.
Key Words: Vibratory Stimulation, Postural,

1. 背景・目的

ヒトは視覚・前庭感覚・固有感覚からの情報を統合処理することで姿勢を保持している. なかでも固有感覚が姿勢制御に重要な役割を担っていることが先行研究で報告されている. [1]この姿勢保持に重要とされる固有感覚のみを直接的に変調させ, 姿勢バランスを検証する研究に振動刺激が用いられている.

Kavounoudias らは, 足底部の感覚器に振動刺激を印加した際の, 感覚器の働きと姿勢保持機能について調査した. [2]その結果, 踵への振動刺激は前方, つま先への振動刺激は後方への姿勢変調を報告しており, 振動刺激の周波数における姿勢変調の増減があることを報告した. しかしながら, 彼らの報告では振動周波数は明示しているが, 振動子の押す力と固有感覚情報の関係は明示していない. また, 振幅は明記されているものの周波数間での統一は出来ていない.

振動強度は物を押す力と振幅に分けられ, 筆者らはこれまで, 押す力を定量化し, 振動刺激を下肢筋群の筋紡錘, 足底感覚器をターゲットとして印加することで起こる姿勢変調を数値化し, 姿勢保持機能を評価してきた. その結果, 各振動部位(主として下肢筋群の筋紡錘, 足底感覚器)に同時刺激を行うと踵(Heel)よりつま先(Toe)の感覚感度が高いことが示唆された. [3]

しかし, 押す力は一定にできたが振動時の振動子の振幅を明確に示していなかった. そこで本研究では, 振幅を定量化し, 下肢筋と足底部に振動刺激を個別に印可し, 感覚情報の変化による姿勢保持への影響を検証すること, 振幅を一定に調節した状態での姿勢変調の検証することを目的とした.

2. 振幅計測実験

2. 1 システム構成・実験内容

振動子の入力信号はファンクションジェネレータ(横河メータ&インツルメント,FG110)を用いて生成し, アンプ(Roland,SRA-50)を用いて増幅させた. 振動子(Acouve Laboratory,Vp416)を床反力計(KISLER,9286AA)に固定し, NI cDAC を介して押す力を計測した. 振幅は振動分析器(RION,VA-12)を用いて計測した.

本実験では, 押す力(8N)を一定にした状態で, 各周波数(40,60,80,100[Hz])の振動子の振幅を計測した. その後, 振動印加実験で印加する振動の振幅を精査した.

2. 2 振幅計測結果・考察

昨年度の研究にて押す力が 8[N]に統一したときの振幅の値を Fig.1 (a)に, (b)に本実験で使用する振幅を 0.05[mm]にしたときの各周波数の押す力の値を示した.

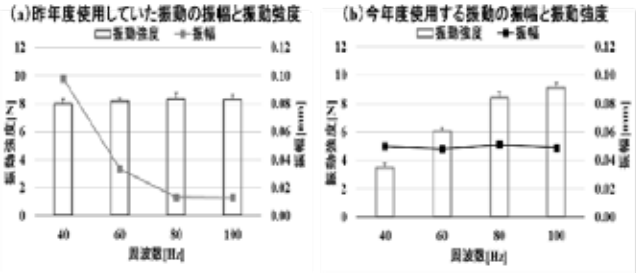


Fig.1　振幅計測結果

(a)から振動子の押す力を一定にした時の振動子の振幅は周波数が上がるごとに減少する結果となった. このことから昨年度の印加実験では 0.10～0.02[mm]の振幅で実験が行われたことがいえる. Fig.1 (b)に本実験で使用する振幅を 0.05[mm]にしたときの各周波数の押す力の値を示した. 結果から、押す力を調節することで振幅の調節が可能となった. 振幅を最大 0.2[mm]まで調節することが可能だったが, 本実験では使用する振幅は 0.05[mm]とした. 理由として押す力を大きくすることで振幅を大きく出来るが, 大きすぎる振動は被験者が不快感を訴えたことがあったため, 押す力を考慮して判断した結果 0.05[mm]とした.

3. 振動印加実験

3. 1 システム構成・実験内容

被験者は健常成人男性 15 名. 印加する振動子の振動は事前に振動刺激強度調節システムを用いて周波数間(40, 60, 80, 100[Hz])で 0.05[mm]に調節した. 全体の計測時間を 20[sec]とし, そのうち振動刺激を 10[sec]間印加して姿勢変調を誘発させた. 刺激部位は両足の足底部{踵,つま先}, 下肢筋{前脛骨筋,ヒラメ筋}とし, すべて 5 試行ずつ, 全 80 試行行った. 被験者は, 振動子(Vibration)が埋め込まれた発泡ポリスチレンボックス上に裸足で立位した. 実験は閉眼で行われた. また、直立姿勢の動きを足関節および股関節まわりに制限するため, 被験者は膝固定装具を装着した. 本実験を行うにあたって各被験者にはできるだけリラックスし, 振動刺激による姿勢変調に対して逆らわないように指示した. 身体重心(COM), 足関節角度, 股関節角度, 速度を算出するために, 被験者の身体左右十四ヶ所(中足骨・外踝・外側踝・大転子・上前腸骨棘・肩峰・頭頂部・後頭部)に反射マーカを取り付け, マーカ位置を三次元動作解析システム(Motion Analysis, MAC3D)で計測した. また圧力中心(COP)を算出するために床反力計を使用した. Fig.2 に実験システムを示した.

3. 2 実験結果・考察

Fig.3 に被験者 15 名の各 5 試行分の COM, COP 加算平均波形の典型例を示した. 姿勢変位量をみると TA は高周波数の時, COM 変位量がより大きくなり, SOL では低周波数のとき COM の変位量がより大きくなることがわかった. また, SOL では高周波数（80, 100[Hz]）のとき COM の変位はほとんど見られなかった. この傾向は TA と SOL の筋繊維組成の違いによると示唆される. TA は速筋の割合が多く, 速筋の周波数特性と筋繊維の関係から高周波数の時, 反応が起こりやすい. そのため, 特に高周波数の時には大きな筋収縮が起こり, 変位量が増加したといえる. 一方, SOL は遅筋の割合が多く, 低周波数の時は反応が起こりやすいことから, 40[Hz]時に変位量が最も大きかったことが示唆される. 足底部の Heel はすべての周波数で前方への姿勢変調が見られたが周波数間での姿勢変調の変化は見られなかった. Toe を見ると, 40, 60[Hz]ではほとんど姿勢変調がみられなかったが, 80, 100[Hz]では, わずかではあるが姿勢変調が見られた. 足底部と下肢筋の COM の変位を比較すると下肢筋への振動刺激がより大きな COM 変位を誘発したことから, 下肢筋が足底部よりも立位姿勢を維持する際に寄与していることが示唆される. Toe の姿勢変調が小さいことから, 足底部に印加する振動刺激として振幅が 0.05[mm]では姿勢変調を起こすには不十分だったと示唆される. このことから今後は, 実験する際には振幅を考慮する必要があるといえる.

Fig.4 に各周波数での振動印加中の COM の平均変位を示した. 下肢筋を見ると TA では低周波数（40,60[Hz]）よりも高周波数(80,100[Hz])の平均変位のほうが多いことが示された. また 60[Hz]と 80[Hz]の間で有意差が見られた. SOL では周波数が増加するほど COM の平均変位が小さくなる傾向が見られた.

足底部の Heel では周波数の違いによる COM の変位がほとんど見られなかったが, Toe では周波数が上昇するほど COM の平均変位が先行研究と同じで後方へ変位することが示された.

Fig.5 に SOL の各時間（秒）の平均 COM の速度を表した. グラフか 60, 80, 100[Hz]の振動印加開始時から 1 秒後に COM の速度が後方に有意に変化したことがわかる. また, 振動印加終了時に COM の速度が有意に変化したことがわかる. このことから振動子が固有感覚を刺激して姿勢変調が起こるまでには個人差はあるが 1 秒前後のタイムログがあることが示唆される. また, Fig.3 の Toe の高周波数（80, 100[Hz]）, SOL の波形を見ると振動印加後の COM の変位が振動印加前の位置よりも前方に変位していることがわかる. 本実験は外乱印加中目を閉じて行っていることから, 各被験者は振動印加による固有感覚情報の変化から位置の錯覚を起こしていることが示唆される. これは Cordo らの先行研究と一致している. [4]また, この反応は後方の変化時に起こっていることから前方への外乱よりも後方への外乱のほうが位置による錯覚が起こりやすいことが示唆される.

4. まとめ・展望

足底部と下肢筋への振動刺激を印加することで姿勢変調がみられた. また, 筋繊維組成の違いにより, 刺激部位によって姿勢変調の傾向が異なることが示唆された. 今後は与える振動を考慮し, 振動刺激による固有感覚情報の変化を調査していきたい.

参考文献

1) Fransson P, Adaptation of multi-segmented body movements during vibratory proprioceptive and galvanic vestibular stimulation, Journal of Vestibular Research, Vol. 17, pp. 47–62, 2007.
2) A Kavounoudias et al, Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation, J of Physiology, pp. 869-878, 2001
3) Y Okumura et al, SEATUC, 2016
4) Cordo PJ, Gurfinkel, Brumagne S, Flores-Vieira C, Effect of slow, small,movement on the vibration-evoked kinesthetic illusion. Exp Brain Res, Vol. 167, pp. 324–334. 2005.

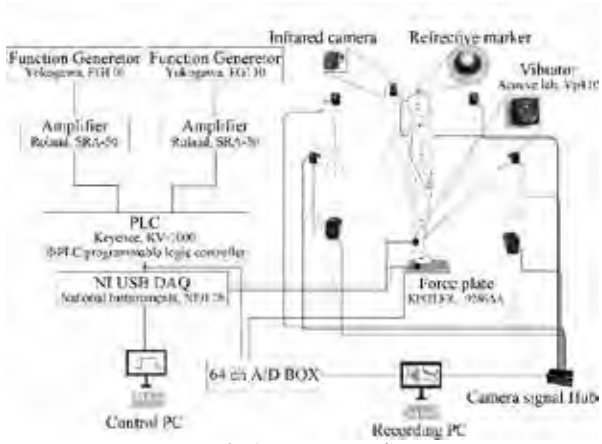


Fig.2 実験システム構成

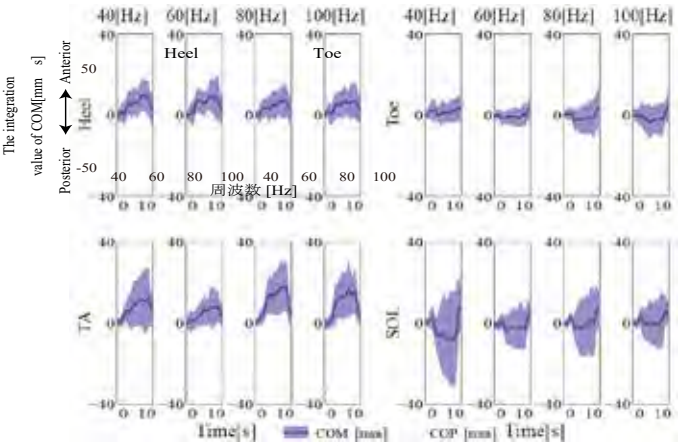


Fig.3 COM 加算平均波形（N=15）

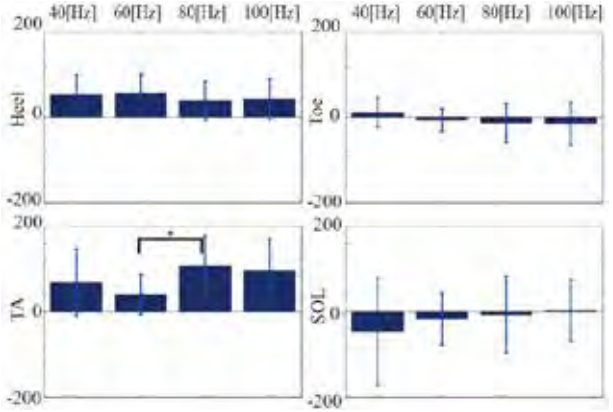


Fig4 各周波数での振動印加中の平均 COM 変位（N=15）

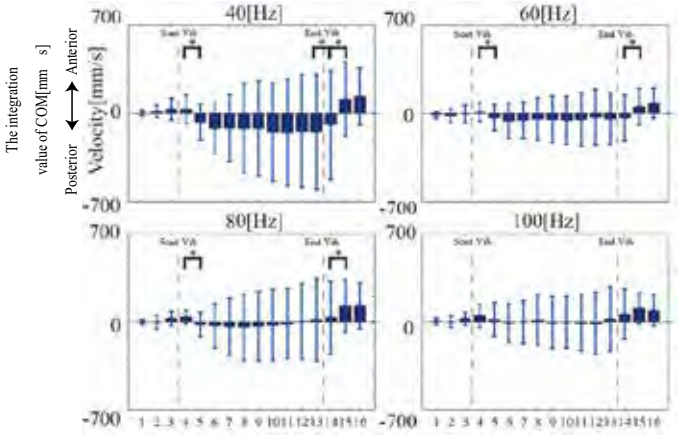


Fig5 SOL の各時間（秒）の平均 COM の速度（N=15）

ヒト 3 関節腕到達運動における手関節フリージング制御戦略

Hand-Joint Freezing Strategy in Human Three-Joint Arm's Reaching Movements

○ 北畠　周（群馬大）　大井伸天（群馬大）　松井利一（群馬大）　中沢信明（群馬大）

Shu Kitabatake, Gunma University　Nobutaka Oi, Gunma University
Toshikazu MATSUI, Gunma University　Nobuaki NAKAZAWA, Gunma University

Abstract: This research clarifies the hand-joint control strategy in terms of muscle activity through measuring myoelectric signals of agonist and antagonist muscles attaching to the elbow and hand joints during three-joint arm's reaching movements. Consequently, the following results are obtained: (1) the difference in myoelectric potential between agonist and antagonist muscles attaching to the elbow joint is relatively large, and the myoelectric potential levels of the both muscles increase with the speed of reaching movements; (2) the difference in myoelectric potential between agonist and antagonist muscles attaching to the hand joint is small in a state of freezing, and the both muscles' myoelectric potential levels increase with the speed of reaching movements; (3) the hand joint lags in muscle activity behind the elbow joint, and the time lag decreases with an increase in the speed of reaching movements. These results suggest that hand-joint freezing is caused by high stiffness based on agonist and antagonist muscles in co-contraction, and that there can exist a hand-joint feedback control mechanism based on the speed or acceleration of reaching movements.
Key Words: Reaching movement, Hand joint, Myoelectric potential, Agonist, Antagonist, Co-contraction, Freezing

1. 緒言

手関節を含むヒト 3 関節腕の到達運動の実測では，意図的に手関節を動かす場合を除いて手関節はほとんど動かないことが示されている[(1)]．これは，手関節制御機構が他の関節と異なる特性を持つからであり，手関節も含めたヒト腕の運動制御機構を解明するには，手関節制御戦略の解明が必要となる．ヒト腕の 2 点間到達運動に関しては，これまでに躍度最小モデル[(2)]，トルク変化最小モデル[(3)(4)]，エネルギー最小モデル[(5)(6)]，分散最小モデル[(7)]などの手関節を含まない 2 関節最適制御モデル（肩，肘の 2 関節）が提案され，2 点間到達運動特性の再現に有効であることが示された．しかし，これらのモデルは手関節を考慮していないので，根本的に手関節制御機構の議論はできない．手関節も考慮した 3 関節腕モデル（肩，肘，手首の 3 関節）としては，到達運動で手関節がほとんど動かない実測特性がフリージング現象（主働筋と拮抗筋の共収縮により手関節の剛性を高める[(8)-(11)]）に起因するとの考えの下に，これをフィードバック制御でモデル化し，エネルギー最小規範とトルク変化最小規範を組み合わせた評価関数を最小化する最適制御モデルが提案され，ヒトの 3 関節腕の 2 点間到達運動特性の再現に有効であることが示された[(1)]．さらに，手関節フィードバック制御モデルと実際の手関節制御機構の間の生理学的対応関係を考察した結果，主動筋と拮抗筋の共収縮が生じ，両張力の和で表わされる手関節トルクと到達運動により手部に働く慣性トルクが相殺されることで手関節がほとんど動かないことが示唆された[(12)]．これを実証するためには，手関節フリージング特性を筋活動の観点から検証する必要があるが，従来の研究例は見当たらない．

上記観点から，本研究では，ヒト 3 関節腕の到達運動を行なう際の肘関節と手関節を動かす主導筋と拮抗筋の筋電位信号を実測し，筋活動の観点から手関節制御戦略を検討する．具体的には，主導筋と拮抗筋の筋電位パターンの比較と到達運動速度との関係，及び，肘関節筋と手関節筋の筋電位パターンの応答時間の違いに基づいて手関節制御戦略を検討する．その結果，(1) 肘関節では，主動筋と拮抗筋の筋電位の差が比較的大きく，到達運動速度の増加に伴い両筋の筋電位レベルは増加すること，(2) 手関節では，主動筋と拮抗筋は共収縮状態となるため両筋の筋電位の差は小さく，到達運動速度の増加に伴い両筋の筋電位レベルは共に増加すること，(3) 手関節は肘関節よりも筋活動が遅れ，到達運動速度の増加に伴いこの遅れ時間は減少することが示される．以上の結果は，自由な到達運動では，手関節の主導筋と拮抗筋の共収縮により手関節剛性が強まることで手関節フリージングが生じること，手関節に到達運動情報（速度または加速度）を用いたフィードバック制御機構が存在することを示唆する．

2. 実験システムと実験方法

2.1 ヒト 3 関節腕の到達運動の実測

図 1 は，2 点間到達運動軌道を実測する為の実験システムであり，被験者は椅子に座り，実験台に埋め込まれた緑色 LED で表示される到達目標点に向かって手先を到達させる運動を行った．図 1 には，2 点間到達運動の始点（S1 又は S2）と到達目標点（T4～T6）の位置関係も表示してある．被験者の肩関節と肘関節と手関節と手先には赤色 LED が取り付けられており，上空に設置された hi-vision ディジタルビデオカメラ（60 frames/sec）で赤色 LED の動きを撮影し，画像解析により到達運動の始点（S1 又は S2）から到達目標点（T4～T6）までの軌道を導出された．但し，座標原点を被験者の肩に設定した．到達運動は順方向と逆方向からなり，順方向の場合は始点が S1 で到達目標点が T4，T6 であり，逆方向の場合は始点が S2 で到達目標点が

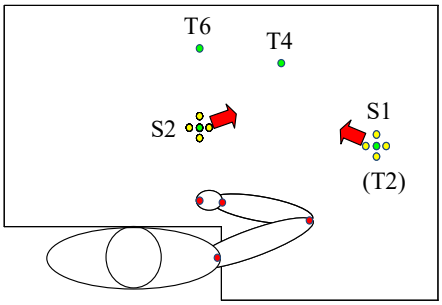


Fig.1　Experimental setup for measuring two-point reaching movements.

T2，T4 である．LED の点灯時間は 1 msec 単位で計算機制御可能である．順方向と逆方向の２点間到達運動軌道の実測は以下の手順で行った．

(1) 始点 LED（S1 又は S2）が点灯したら，手先を始点 LED（S1 又は S2）に移動する．
(2) 2 つの目標点の内の 1 つがランダムに選択された LED が点灯したら直ちに手先をその位置まで移動する．
(3) 上記(1)~(3)を 3 種類の到達運動速度（fast, normal, slow）で繰り返す．

被験者は 2 名（S.A., T.A.）であり，4 目標点のそれぞれに対する到達運動を 10 回ずつ行ない，これを 3 種類の運動速度で繰り返すので，順方向到達運動と逆方向到達運動で各々合計 60 回ずつ実測した．実験は暗室の中で行い，被験者の体を椅子に固定し，右の肩と肘と手首が自由に動かせる状態で，肩の高さの水平面内で到達運動を行った．各 LED の位置は，ディジタルビデオカメラ画像を画像解析することにより算出し，手先と手関節の LED の座標値から手部姿勢角を導出した後，逆運動学を用いて肩関節角度と肘関節角度の算出，及び手関節角度を導出した．肩，肘，手首の関節角度データを 1/60 sec から 1 msec 間隔のデータに増やす為に，始点と終点の関節角度と角速度と角加速度を保存する条件を付加した最小 2 乗法を用いて多項式近似を行い，データを補間した．

2.2 筋電位信号の実測

図２は，到達運動軌道の実測と並行して行なわれる肘関節と手関節の主導筋と拮抗筋の筋電位を実測するシステムである．筋電位信号の実測は，被験者の右腕の 4 つの筋に筋電信号測定装置（追坂電子機器 P-EMG plus）の乾式表面筋電位センサ（差動計測なので，電極は 1ch で２つ）を取り付け，到達運動中の筋電位を測定した．アース電極は肘に取り付けた．実測に用いた筋は，手関節の背屈と掌屈を行なう右腕前腕の長橈側手根伸筋（ch.1）と尺側手根屈筋（ch.2），肘関節の伸展と屈曲を行なう右腕上腕の上腕三頭筋（ch.3）と上腕二頭筋（ch.4）である．筋電信号は，サンプリング周波数 2 kHz，分解能 14 bit で取得され，全波整流の後に平滑化処理を行なった．被験者は 2 名（S.A., T.A.）であり，4 目標点のそれぞれに対する到達運動を 10 回ずつ行ない，これを 3 種類の運動速度で繰り返すので，順方向到達運動と逆方向到達運動で各々合計 60 回ずつ実測した．

3. 実験結果

4. 3.1 到達運動実測結果

図３は，撮影したビデオ画像から画像処理により導出した 2 点間到達運動の実測軌道（被験者 T.A.）の例であり，10 回分の実測結果（運動速度 normal）が重ねられている．

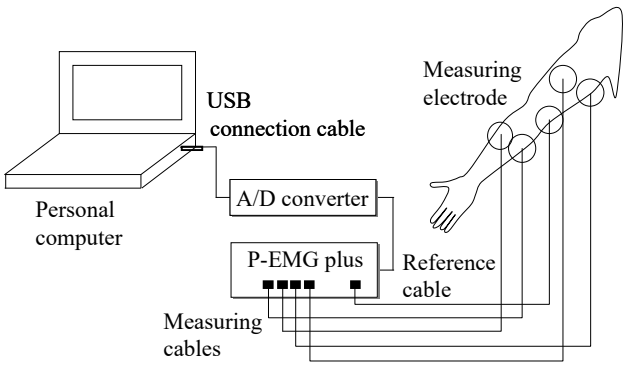


Fig. 2　Myoelectric signal measurement system (Oisaka Electronic Equipment P-EMG plus)

図３(a) は始点 S1 から目標到達点 T6 への順方向到達運動軌跡，(b)は始点 S1 から目標点 T6 へ向かう順方向到達運動の 3 関節角度特性，(c)は始点 S2 から目標点 T4 へ向かう逆方向到達運動の 3 関節角度特性である．図３から，到達運動軌跡は従来結果[1]と同様に，わずかに外側へ湾曲する傾向が見られた．関節角度特性では，肩と肘関節角度は時間と共に大きく変化しても手関節角度はほとんど変化しない特性がみられ，この特性は目標点や運動方向や運動速度に依存しなかった．この手関節角度特性は，フリージングのような手関節を動き難くする制御戦略が手関節に存在することを意味すると考えられる．

3.2 筋電位実測結果

図４は，到達運動速度をパラメータとする肘関節の主導筋と拮抗筋の筋電位時間応答特性を表し，(1)は始点 S1 から目標点 T6 への順方向到達運動の場合，(2)は始点 S2 から目標点 T4 への逆方向到達運動の場合，(a), (b)は各々肘関節の伸展と屈曲を行なう右腕上腕の上腕三頭筋（ch.3）と上腕二頭筋（ch.4）に対する結果である．３種類の到達運動速度（fast, normal, slow）に対する筋電位時間応答特性は，見易くするために応答の始まりを一致させてある．また，図中の到達運動速度表示の横の数字は正規化筋電位（筋電位と最大筋電位の比）の最大値（%表示）を表す．図４から以下の結果が得られた．

(1) 順方向到達運動（S1→T6）の場合，筋電位最大値は到達運動速度の増加に伴い増加し，上腕二頭筋の正規化筋電位の最大値と上腕三頭筋の正規化筋電位の最大値は，多少の差はあるもののほぼ同程度であった（共収縮状態）．
(2) 逆方向到達運動（S2→T4）の場合，筋電位最大値は到達運動速度の増加に伴い増加する傾向を示し，上腕三頭筋の正規化筋電位の最大値の方が，上腕二頭筋の正規化筋電位の最大値よりも明らかに増加した．

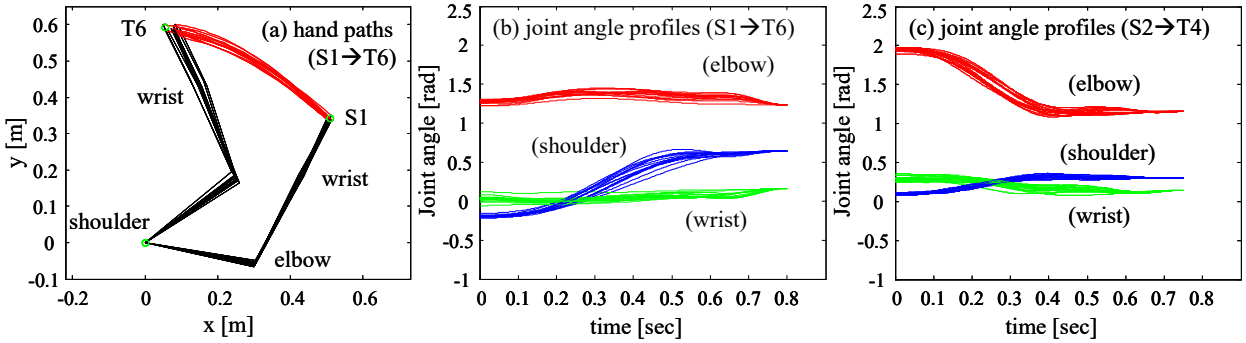


Fig. 3　Experimentally measured trajectories of two-point reaching movements (subject: T.A.).

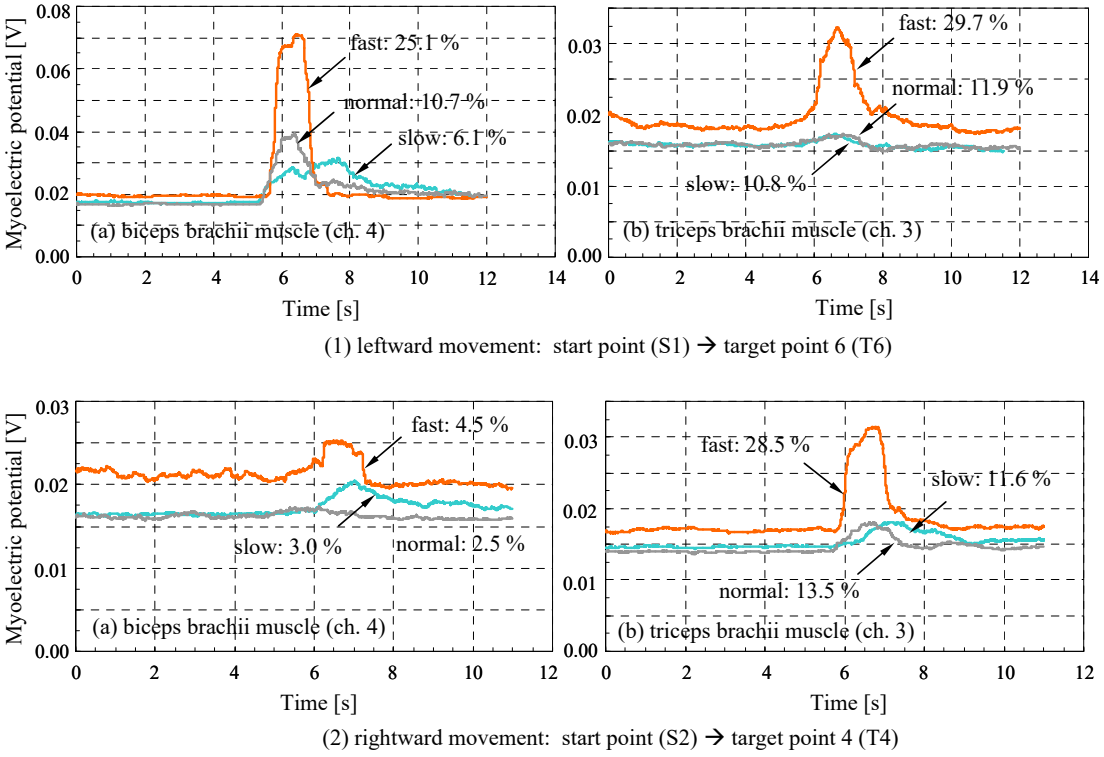


Fig. 4　Myoelectric potential characteristics of agonist and antagonist muscles attaching to the elbow joint as a parameter of reaching movement speed (subject: T.A.).

結果(1), (2)共に，筋電位最大値が到達運動速度の増加に伴い増加する傾向を示すのは，到達運動速度を増加させるのにより大きな筋張力を発揮する必要があるからである．結果(1)で上腕三頭筋（ch.3）と上腕二頭筋（ch.4）の筋電位がほぼ同程度（共収縮状態）だったのは，図３から分かるように，順方向到達運動（S1→T6）では肘関節がほとんど動かないからである．これと対照的に，結果(2)で上腕三頭筋（ch.3）と上腕二頭筋（ch.4）の筋電位が同程度（共収縮状態）ではなく，上腕三頭筋（ch.3）の張力の方が増大したのは，図３から分かるように，逆方向到達運動（S2→T4）では肘関節が伸展する方向に動くからである．

図５は，到達運動速度をパラメータとする手関節の主導筋と拮抗筋の筋電位時間応答特性を表し，始点 S2 から目標点 T4 への逆方向到達運動の場合，(a), (b)は各々手関節の背屈と掌屈を行なう右腕前腕の長橈側手根伸筋（ch.1）と尺側手根屈筋（ch.2）に対する結果である．3 種類の到達運動速度（fast, normal, slow）に対する筋電位時間応答特性は，見易くするために応答の始まりを一致させて表示した．また，図中の到達運動速度表示の横の数字は正規化筋電位（筋電位と最大筋電位の比）の最大値を表す．図５から，筋電位最大値は到達運動速度の増加に伴い増加し，長橈側手根伸筋（ch.1）の正規化筋電位の最大値と尺側手根屈筋（ch.2）の正規化筋電位の最大値は，多少の違いはあるもののほぼ同程度となる（共収縮状態）ことが分かった．上記結果で，長橈側手根伸筋（ch.1）と尺側手根屈筋（ch.2）の筋電位が同程度（共収縮状態）になっているのは，図３から分かるように，手関節がほとんど動かないからである．到達運動速度の増加に伴い，共収縮を維持した状態で筋電位最大値が増加するのは，手関節の剛性が強まることを意味する．到達運動速度の増加に伴い手関節剛性が強まるのは，到達運動速度の増加が手関節に働く外力（慣性トルク）を増加させ，これが手関節を曲げようとするので，これを防いで手関節角度をほぼ一定に保つ（フリージング）ためであると考えられる．また，到達運動速度に依存して手関節剛性が変化する結果は，到達運動により腕が動いたときの速度あるいは加速度の情報に基づいて手関節が制御されていること，即ち，腕の速度情報あるいは加速度情報が手関節制御機構にフィードバックされていることを意味する

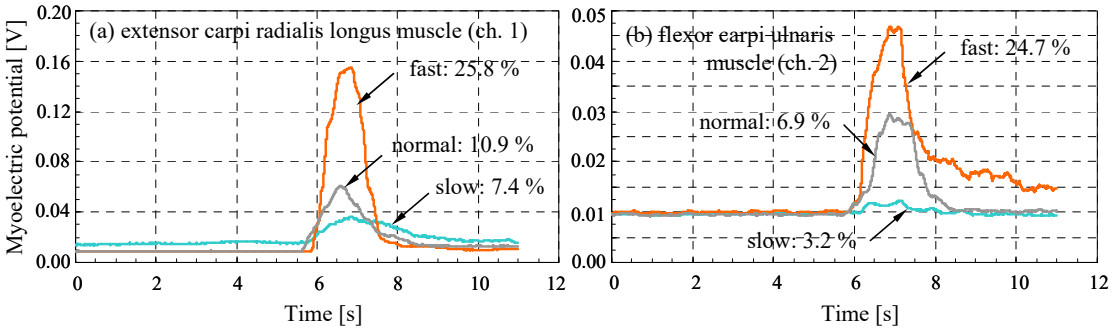


Fig. 5　Myoelectric potential characteristics of agonist and antagonist muscles attaching to the hand joint as a parameter of reaching movement speed (subject: T.A.).

と考えられる．3 関節腕最適制御モデルに導入された手関節フィードバック制御モデルを理論的に解析した結果，手関節の主動筋と拮抗筋が共収縮状態となり，到達運動速度の増加に伴い共収縮の程度（剛性強度）が強まることが予測された[12]．図５の結果は，3 関節腕最適制御モデルに導入された手関節フィードバック制御モデルの有効性とこの理論的予測の正当性を支持している．

図６は，肘関節と手関節の主導筋と拮抗筋の筋電位時間応答特性を表わし，始点 S1 から目標点 T6 への順方向到達運動の場合であり，肘関節を屈曲させる上腕二頭筋（ch.4）及び長橈側手根伸筋（ch.1）と尺側手根屈筋（ch.2）の筋電位が重ねられている．図６(a), (b)は，到達運動速度が「fast」と「normal」に対する結果である．図６から，到達運動の方向（順方向，逆方向）や到達運動速度に関係なく，長橈側手根伸筋（ch.1）と尺側手根屈筋（ch.2）の筋電位は，上腕二頭筋（ch.4）または上腕三頭筋（ch.3）の筋電位よりも応答開始時間遅れ，この遅れ時間は，到達運動速度の増加に伴い減少することが分かった．肘関節と手関節の筋電位信号間の時間遅れの存在は，肘関節を動かす筋が機能してから手関節を動かす筋が機能することを意味する．到達運動速度の増加に伴い時間遅れが減少するのは，到達運動速度の増加が手関節に働く外力（慣性トルク）を増加させ，これが手関節を曲げようとするので，これを防いで手関節角度をほぼ一定に保つ（フリージング）ために，手関節の制御をそれだけ早く始める必要があるからである．以上の結果は，到達運動により腕が動いた後に生じた速度あるいは加速度の情報に基づいて手関節が制御されていること，即ち，腕の速度情報あるいは加速度情報が手関節制御機構にフィードバックされていることを意味すると考えられる．3 関節腕最適制御モデルに既に手関節フィードバック制御モデルが導入されているが[1]，図６は，手関節フィードバック制御モデルの正当性を支持している．

5. 結言

ヒト 3 関節腕の到達運動を行なう際の肘関節と手関節を動かす主導筋と拮抗筋の筋電位信号を実測し，筋活動の観点から手関節制御戦略を検討した．その結果，(1) 肘関節では，主動筋と拮抗筋の筋電位の差が比較的大きく，到達運動速度の増加に伴い両筋の筋電位レベルは増加すること，(2) 手関節では，主動筋と拮抗筋は共収縮状態となるため両筋の筋電位の差は小さく，到達運動速度の増加に伴い両筋の筋電位レベルは共に増加すること，(3) 手関節は肘関節よりも筋活動が遅れ，到達運動速度の増加に伴いこの遅れ時間は減少することが示された．以上の結果は，自由な到達運動では，手関節の主導筋と拮抗筋の共収縮により手関節剛性が強まることで手関節フリージングが生じること，手関節に到達運動情報を用いたフィードバック制御機構が存在することを示唆する．

本研究の一部は，科学研究費補助金（基盤研究 C:17K06249）の援助により行われた．

参考文献

(1) T. Matsui, K. Takeshita, and T. Shibusawa, Optimal Control Model of Human Three-Joint Arm System Characterized by Hand-Joint's Freezing-Like Mechanism, Journal of System Design and Dynamics, Vol. 5, No. 7, pp. 1531-1544, 2011.

(2) T. Flash and N. Hogan : " The Coordination of Arm Movements: An Experimentally Confirmed Mathematical Model ", J. Neuroscience, vol. 5, pp. 1688-1703, 1985.

(3) Y. Uno, M. Kawato, and R. Suzuki, Formation and Control of Optimal Trajectory in Human Multijoint Arm Movement - Minimum Torque-Change Model, Biol. Cybern., vol. 61, pp. 89-101, 1989.

(4) E. Nakano, H. Imamizu, R. Osu, Y. Uno, H. Gomi, T. Yoshioka, and M. Kawato, Quantitative Examination of Internal Representations for Arm Trajectory Planning: Minimum Commanded Torque Change Model, J. Neurophysiol., vol. 81, pp. 2140-2155, 1999.

(5) 加島正，石動善久，ヒトの上肢運動の軌道生成，計測自動制御学会論文誌, Vol.34, pp. 1440-1447, 1998.

(6) 加島正，石動善久，ヒトの上肢運動における軌道制御，計測自動制御学会論文誌, Vol.31, pp. 1416-1422, 1995.

(7) C.M. Harris and D.M. Wolpert, Signal-Dependent Noise Determines Motor Planning, Nature, Vol. 394, No. 20, pp. 780-784, Aug. 1998.

(8) N. Bernstein, The Co-ordination and Regulation of Movements, Pergamon Press, London (1967).

(9) A. Smith, The Coactivation of Antagonist Muscles, Canadian Journal of Physiology and Pharmacology, Vol. 59, pp. 733-747, 1981.

(10) N. Hogan, Adaptive Control of Mechanical Impedance by Coactivation of Antagonist Muscles, IEEE Transactions on Automatic Control, Vol. AC-29(8), pp. 681-690, 1984.

(11) P.L. Gribble, L.I. Mullin, et al., Role of Cocontraction in Arm Movement Accuracy, Journal of Neurophysiology, Vol. 89, pp. 2396-2405, 2003.

(12) 松井利一，鈴木琢巳，古屋友博，中沢信明，ヒト3関節腕の到達運動における手関節制御戦略とそのモデル, Life2016, pp. 503-506, 2016.

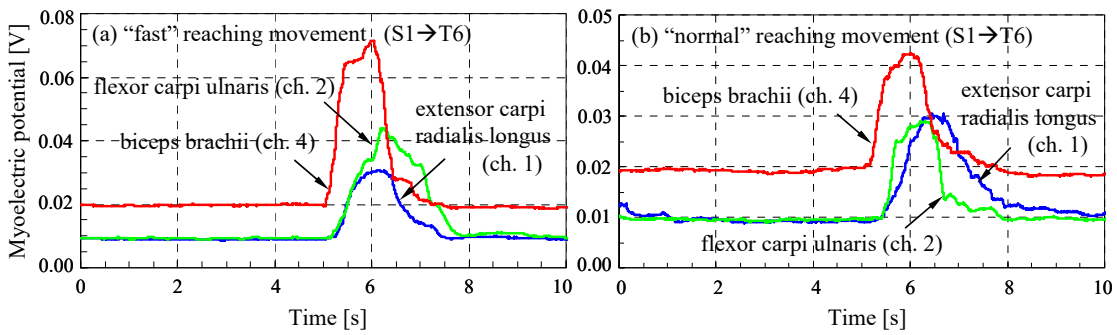


Fig. 6　Comparison between myoelectric potential characteristics of agonist and antagonist muscles attaching to the hand and elbow joints (subject: T.A.)

アルペンスキー選手の関節運動に着目したターン技術のスキル解析

Skills analysis of turn technology focusing on the joint movements of the alpine skiing athletes.

○ 鈴木智貴（北見工大院）　鈴木聡一郎（北見工業大学）　星野洋平（北見工業大学）
曹贏（北見工業大学）　楊亮亮（北見工業大学）

Suzuki Tomotaka, Graduate School of Engineering ,Kitami Institute of Technology
Soichiro SUZUKI, Kitami Institute of Technology
Yohei HOSHINO, Kitami Institute of Technology
Ying CAO, Kitami Institute of Technology
Yang Liang-Liang, Kitami Institute of Technology

1. 緒　言

本研究では，レジャースキーを冬季の生涯スポーツとして定着させることを目的に，アルペンスキー競技の日本代表選手が国際大会で好成績を出すことを目標としている．これまで，冬季オリンピックにおいて日本代表選手は回転競技でしか好成績を残せておらず [1]，アルペンスキーの基本と言われる大回転競技では世界との技術差が大きい．そのため，日本人アルペンスキー選手の競技成績向上のためには，大回転競技におけるターン技術のスキル解析が重要となる．そこで，本研究では新たなスキル解析の手法として，一般の放映映像に 3DCAD で制作したスキーヤーのモデルをマッチングさせて，3 次元運動の解析データを抽出する手法を提案し，ターン後半に下肢関節を伸展する動作が，滑降タイムの短縮に影響があることを明らかにした [2]．しかし，この手法はスキーヤーの 3DCAD 基本モデルを手動で操作し，各関節の姿勢角度をマッチングさせることから膨大な時間が必要となっている．そのため，現状では 1 フレームのマッチングに 45 分以上の時間がかかり，スキーヤーのターン動作を詳細に解析できないことが問題となっている．

本報では，ターン姿勢のテンプレートを用いた 3DCAD モデルのマッチング時間短縮のための手法について検討を行う．さらに大回転競技における成績上位選手と下位選手でのターン動作の違いについて，上体の運動および下肢関節の運動に着目して解析する．

2.　マッチング時間の短縮手法

2.1　3DCAD モデルを用いた解析手法

はじめに，本研究で提案している 3DCAD モデルを用いた解析手法について説明する．本手法では，3 次元 CAD ソフト「Autodesk Inventor Professional 2015」を使用し，欧米人の身体データの統計値 [3]を基に，図 1 に示すアルペンスキー選手の 3DCAD 基本モデルを予め制作する．モデルは頭部，胴体，骨盤，上腕，前腕，手掌部，大腿，下腿，足部の合計 15 個のパーツから成り，各関節をボールジョイントで接合し，スキー板と足部をビンディングで拘束する．マッチングする選手の滑降姿勢は，画像透過ソフト「すけふれーむ」を使用し，PC の画面上で透過させる．その透過させた画像に対して，CAD のシステム上で，モデルの各関節を操作し完全に重なるようにマッチングさせることで，2 次元の一般放映映像から滑降姿勢の 3 次元情報を抽出することができる [2].

2.2　マッチング手法の検討

これまでの手法では，図 2(a)に示すように直立姿勢の基本モデルを用いて，滑降姿勢へのマッチングを行ってきた．しかし，この手法ではモデルの各部位の姿勢を調整する幅

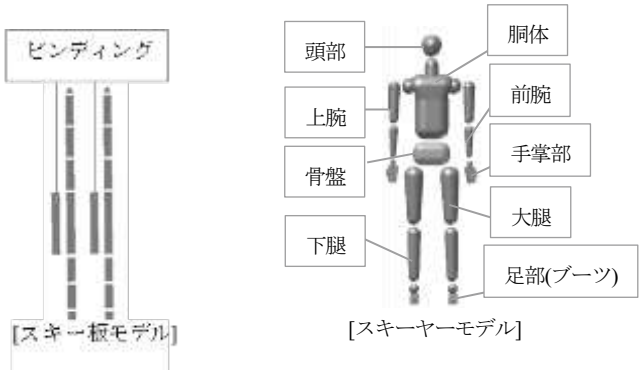
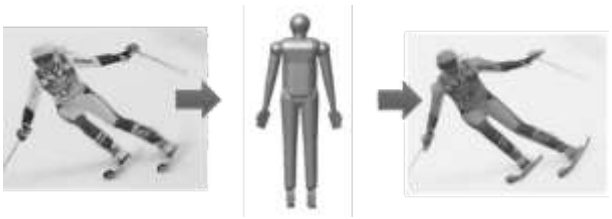


図 1　スキーヤーの 3DCAD 基本モデル



(a) 従来のマッチング手法

(b) テンプレートによるマッチング手法

図 2　3DCAD モデルのマッチング手法

が大きいことに加え，骨盤の姿勢を決定するために多くの時間を費やし，マッチング全体にかかる時間が増大してしまう．そこで本報では図 2(b)に示すように，実際のターン姿勢に近い複数の 3DCAD モデルをあらかじめテンプレートとして用意しておく．このテンプレートを用いたマッチングにより，各部位の姿勢の調整幅を小さくすることができ，マッチング時間の減少が期待できる．テンプレート制作のため，大回転競技の一般放映映像のカメラアングルの分析を行う．

3.　大回転競技の放映映像分析

3.1　大回転競技の映像

大回転競技とは，高速下での滑降の中で大小様々なターン弧が要求される技術系競技である．この競技は他の技術系競技である回転競技に比べて，旗門間の設定が広く，斜面変化が多いことから，映像の撮影中にカメラアングルが大きく変化するため，スキーヤーの見え方に違いがあり，3DCAD モデルのマッチングが不可能な場合がある．そこで，大回転競技中における 4 種類のカメラアングルの割合を調査し，上記の条件を含むターンを除いた，マッチングが可能なカメラアングルの割合を分析する．

3.2　放映映像の分析結果

分析に用いる映像は， 2015-16 シーズンに開催された女子ワールドカップ大回転競技の放映映像とし，Jasna (SVK) 大会，Solden (AUT)大会，Lienz (AUT)大会，St.Moritz (SUI) 大会の四大会とする．分析対象は各大会の成績上位選手 1 名とし, 分析区間はスタートからフィニッシュまでとする．カメラアングルは，図 4 に示すようにスキーヤーの進行方向を基準として右前方，右後方，左前方，左後方の四方向に分類する．表 1 に四大会において調査した大回転競技中のカメラアングルの割合を示す．表 1 より，大回転競技ではスキーヤーを前方から撮影している割合が高く，ターン動作の約65～90%が前方から撮影されていることが明らかとなった．この結果から分析した，四大会における 3DCAD モデルのマッチングが可能なターンのカメラアングルの割合を表 2 に示す．表 2 より，いずれの大会においてもスキーヤーを前方から撮影しているカメラアングルのみ CAD モデルのマッチングが可能であることが示された．これより，スキーヤーを前方から撮影しているターン動作をマッチング可能なターンの条件とし，この映像を基にテンプレートを制作する．

図 3　カメラアングルの分類

表 1　大回転競技中のカメラアングルの割合

大会名 / カメラアングル	Jasna [%]	Solden [%]	Lienz [%]	St.Moritz [%]
右前方	75.0	12.5	24.2	57.6
左前方	16.7	55.0	58.6	27.3
右後方	8.3	2.5	13.8	6.1
左後方	0.0	30.0	3.4	9.0

表 2　マッチング可能時のカメラアングルの割合

大会名 / カメラアングル	Jasna [%]	Solden [%]	Lienz [%]	St.Moritz [%]
右前方	82.8	20.0	55.6	20.0
左前方	17.2	80.0	44.4	80.0
右後方	0.0	0.0	0.0	0.0
左後方	0.0	0.0	0.0	0.0

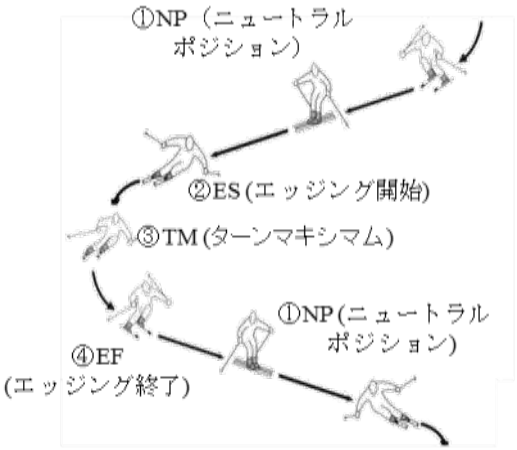


図 4　ターンの構成

4.　テンプレートとその有効性

4.1　テンプレートの制作

対象選手は Jasna(SVK)大会における成績上位の欧米人選手 1 名とする．対象区間は，図 5 に示すターンの切り替え時であるニュートラルポジションから次のニュートラルポジションまでを 1 ターンとし，急斜面でミスのない左右 1 ターンずつを対象とする．またターン動作の詳細なスキル解析を行うには，複数の 3DCAD モデルを用意する必要があるため，放映映像の 1 フレーム間隔でモデルのマッチングを行う．以上より，右ターン 38 フレーム，左ターン 40 フレームの計 78 個のテンプレートを制作した．そこで，制作したテンプレートを用いたマッチング手法がマッチング時間の短縮に有効であるか確認する．

4.2　テンプレートの有効性

テンプレートの有効性を確認するため，従来の手法とテンプレートを用いたマッチング手法で，9 フレームのマッチングを行った際のマッチング時間を比較する．2 つの手法で計測した，9 フレームのマッチングにかかる合計時間の結果を表 3 に示す．

表3　マッチング時間計測結果

	従来手法[min]	テンプレート手法[min]	短縮時間[min]
時間	415	354	61(15%)

従来手法ではマッチングの合計時間が 415 min(1 フレーム当たり約 46 min)だったことに対し，テンプレート手法では合計時間が 354 min(1 フレーム当たり約 39 min)となり，テンプレートの使用で 9 フレームのマッチング時間が 61 min 短縮した．従来手法に比べ，マッチング時間が約 15 %短縮された．

5.　大回転競技のスキル解析

テンプレートを用いたマッチング手法により，大回転競技におけるターン動作の詳細なスキル解析を行う．日本代表選手の競技力向上のために，ワールドカップの成績上位選手と下位選手におけるターン動作のスキルの違いを明らかにする．

5.1　滑降タイムの短縮に必要なターンスキル

これまでに，ターンを 4 つの区間に分割した時の下肢関節の運動に着目し，滑降中のエネルギー収支の観点からターン動作のスキルを検討してきた．ターン動作は図 5 に示す①から④までの 4 つの姿勢を基準に分割する．基準とする姿勢は，①ターン切り替え時にスキー板の滑走面が雪面と平行になる NP，②スキー板のエッジが雪面を捉えはじめる ES，③最もスキーヤーの下肢が内傾する TM，④スキー板のエッジが雪面を捉え終わる EF である．この姿勢を基準にターンを 4 つの区間に分割する．ターン前半のニュートラルポジションからエッジング開始を NP-ES 区間，エッジング開始からターンマキシマムを ES-TM 区間，ターン後半のターンマキシマムからエッジング終了を TM-EF 区間，エッジング終了から次ターンのニュートラルポジションを EF-NP 区間と定義する．これまでに，EF-NP 区間で大きな下肢関節の伸展動作を行い，関節の伸展による仕事量を増大させることが，滑降タイムを短縮するために必要なスキルであることを示した [2]．しかしながら，ターン動作中は上体も連続的な運動を行っているため，下肢だけでなく上体運動についても重要な違いがあると予想される．

そこで，本報ではターン動作中の下肢関節の運動に加え，上体の外向角度に着目し，外向角度の変化による下肢関節の伸展動作への影響を 3DCAD モデルを用いた手法より解析する．

5.2　外向角度の分析結果

分析対象は，映像分析に用いた Jasna(SVK)大会で 1 本目の滑降タイムの順位が 10 位の上位選手 1 名，32 位の下位選手 1 名を対象とする．分析区間は，ターンスキルに最も違いが現れると予想される急斜面深回りの 1 ターンとし，映像の 2 フレーム間隔で CAD モデルのマッチングを行う．図 5 に示すように CAD モデルの水平面内に，スキーの長手方向 A と膝の方向 B を投影し，この 2 線がなす角度を δ [rad]と定義する．また，スキーの長手方向 A と直行する軸 D と上体の方向 C を投影し，この 2 線がなす角度を外向角度 θ [rad]と定義する．図 6(a)および(b)にそれぞれ上位選手 1 名と下位選手 1 名の 1 ターン中の δ の変化を示す．また，図 7(a)および(b)にそれぞれ上位選手 1 名と下位選手 1 名の 1 ターン中の θ の変化を示す．図 6 および 7 より，両選手は ES-TM 区間以降では δ が増加していることがわかる．しかし，NP-ES 区間では下位選手の δ が急激に増加している．これは，ターン切り替え時に，スキー板を大きく振り出したためだと考えられる．また図 7(a)および(b)より，両選手とも NP-ES 区間では θ が一度減少した後，ES-TM 区間では増加していく傾向に有り，運動に大きな違いは見られない．しかし，TM-EF 区間では上位選手の θ が大きく減少している，つまりスキー板に対して上体が内向するのに対し，下位選手は内向していないことがわかる．これは，上位選手の場合 TM-EF 区間で下肢の伸展を助長するため，θ が大きく減少していると考えられる．

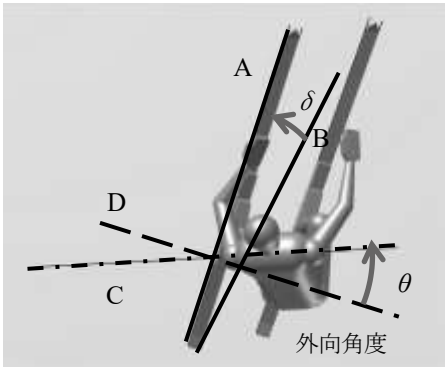
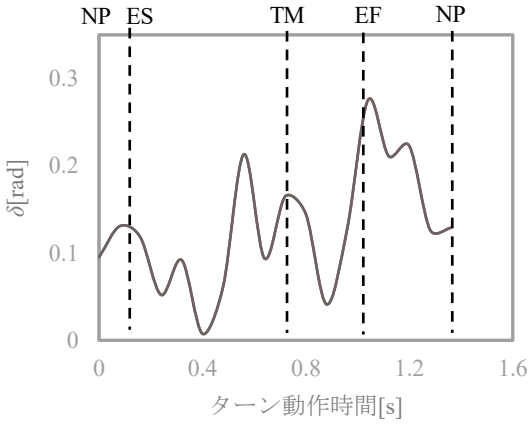
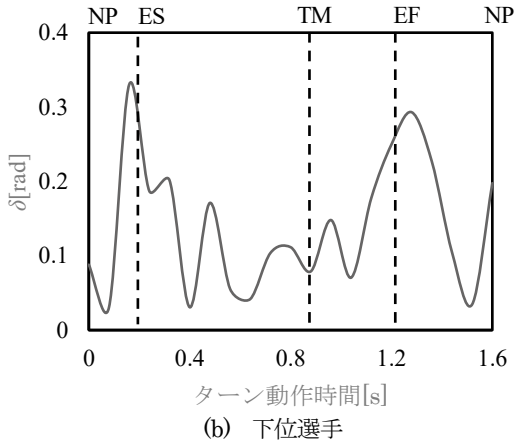


図 5　外向角度の設定



(a)　上位選手

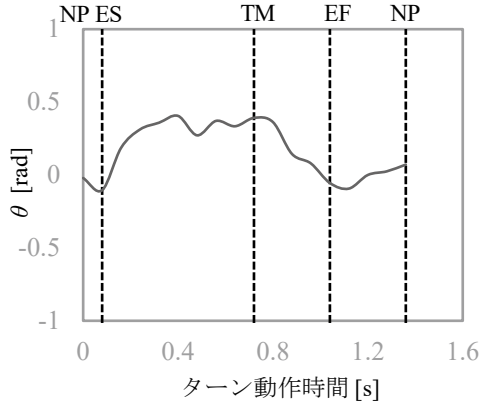


(b)　下位選手

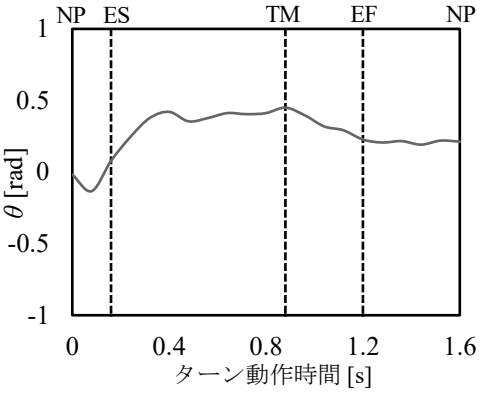
図 6　ターン中の膝とスキー板の相対角度

表 4　各関節の粘弾性係数

粘性係数 [N･m･s/rad]		弾性係数 [N･m/rad]	
股関節	膝関節	股関節	膝関節
34.80	60.83	275.5	637.0



(a)　上位選手



(b)　下位選手

図 7 ターン中の外向角度変化

それに対し，下位選手はこの動作が十分に行えていないため，下肢の伸展が小さいと考えられる．

そこで上体の内向動作による違いが，EF-NP 区間で行われる下肢の関節運動へ与える影響を検討する．

5.3　関節運動による仕事量と外向角度の変化

同大会で 1 本目の滑降タイムの順位が 1 位ならびに 5 位の上位選手 2 名，35 位と 40 位の下位選手 2 名を分析対象に追加し，第 5.2 節と同様の条件で TM-EF 区間および EF-NP 区間のマッチングを行う．マッチングした上位選手 3 名と下位選手 3 名の CAD モデルから，TM-EF 区間の外向角度変化量 $\Delta\theta$ [rad]ならびに EF-NP 区間の股関節と膝関節の角度変化量を取得する．この時，取得した関節角度から下肢関節が屈曲している場合，式(1)より下肢関節の粘性による負の仕事量 ΔW_B [J]を，下肢関節が伸展している場合，式(2)より下肢関節の弾性による正の仕事量 ΔW_S [J]を算出する．

$$\Delta W_B = -\int_{\theta_H} c_1\dot{\theta}d\theta - \int_{\theta_N} c_2\dot{\theta}d\theta \qquad (1)$$

$$\Delta W_S = \int_{\theta_H} k_1\theta d\theta + \int_{\theta_N} k_2\theta d\theta \qquad (2)$$

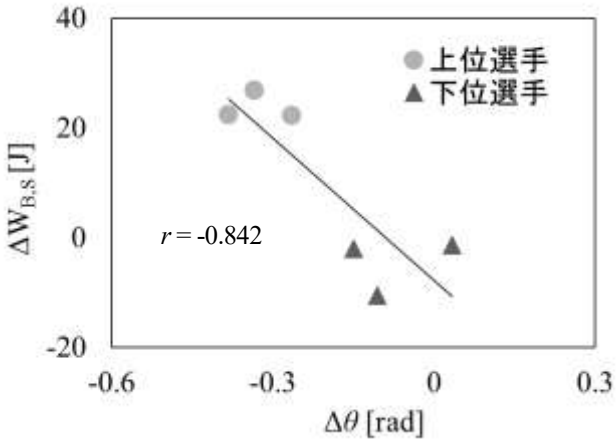


図 8　関節運動による仕事量と外向角度の関係

ここで，θ_H，θ_N [rad]はそれぞれ 3DCAD モデルから取得したモデルの股関節並びに膝関節角度，c_1，c_2 [N･m･s/rad]は各関節の粘性係数，k_1，k_2 [N･m/rad]は各関節の弾性係数を表す．計算に用いる各関節の粘弾性係数は表 4 に示すように，室内実験で計測したアルペンスキー選手 6 名の被験者の平均値を代表値として適用する[4]．

股関節並びに膝関節の角度変化から算出した，1 ターンの関節運動による仕事量と TM-EF 区間における外向角度の変化量との関係を図 8 に示す．図 8 より，関節運動による仕事量と外向角度の変化には強い負の相関が認められた．この結果，上体を内向させる動作を大きく行う選手ほど，下肢関節の伸展動作が大きく，より運動エネルギーを増やしていることが明らかになった．上位選手が行う TM-EF 区間での内向動作は，EF-NP 区間で下肢関節の伸展を行うために必要なスキルであるといえる．

6. 結　　言

3DCAD モデルのマッチング時間短縮のため，放映映像の分析から大回転競技のスキル解析に適したテンプレートを制作し，これを用いた手法でマッチング時間を短縮した．さらに大回転競技における成績の上位選手と下位選手では、ターンを 4 分割した際の TM-EF 区間の外向姿勢に違いがあることを明らかにした．さらに，上位選手は TM-EF 区間で上体を内向させる動作により，下肢関節の伸展を大きくしていることを明らかにした．

参考文献

[1]　公益財団法人全日本スキー連盟：オリンピック出場選手全記録，URL：http://www.ski-japan.or.jp

[2]　石橋　怜，鈴木聡一郎: “アルペンスキー選手の関節運動に着目したターン技術のスキル解析”,LIFE2016 講演論文集(USB), (2016), pp.179-182.

[3]　Contini, R.，“Body Segment Parameters, Part Ⅱ,” *Artificial Limbs* 16 (1972) , pp.1-19.

[4]　古賀　歩，鈴木聡一郎，林末義，“アルペンスキー競技における関節粘弾性に着目したターン技術のスキル解析”，バイオメカニズム学術講演会講演論文集，Vo1.35 (2014) ， pp.179-182.

操作者に個別適応する電動車椅子制御システムのための走行ログを用いた個人識別手法の開発

Indivisual Identification Method Using Wheelchair Driving Log for an Automatically Addaptive Driving Support System

○ 高本　健吾（国リハ研），　　硯川　潤（国リハ研）

Kengo KOMOTO, Rsearch Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities
Jun SUZURIKAWA, Rsearch Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities

Abstract: If indivisual identification using characteristics extracted from wheelchair dynamic state is possible, automatic adaptation for indivisuals could improve usability of wheelchairs.　In previous studies, we showed that the joystick operational log has an useful imformation to estimate wheelchair drivers' and environmental conditions.　In this study, we attempted to identify individual drivers using their joystick operational log during driving on the same course.　Seven healthy able-bodied subjects drove a slalom course ten times with logging joystick operation.　To classify the logged joystick operation with random forest, logs in the first five trials were used as teacher data.　Then, the logs in the last five trials were used to identify drivers.　Explanatory variables of Random Forest are calculated from the characteristics of joystick spacial distributions (64×64 matrix), 13 explanatory variables were adapted.　The correct identification rate in each wheelchair's state ranged from approximately 50 to 60 %.　The correct identification rate rose to 74 % by considering the majority results in 5 terms.　These results indicate the effectiveness of the developed method for indivisual identification using wheelchair driving log.

Key Words: Power wheelchair, joystick operation, indivisual identification, Random Forest, automatic adaptation

1.　はじめに

．電動車椅子の走行動態から抽出した特徴量を用いて操作者を識別できれば, 走行制御を個別に最適化できるため, ユーザビリティ向上を期待できる．これまでの筆者らの研究では，ジョイスティック操作入力が走行特性の分析に有用であることを指摘してきた[(1)-(4)]．そこで本研究では，同一走行課題遂行中の操作入力パターンの被験者間比較から個人識別が可能であるかどうかを検証した．

2.　方法

2.1 計測システム

アカデミックパック（YAMAHA corp.）をノートパソコンに接続し，走行中のジョイスティック操作ログおよび車輪の回転数を記録可能なシステムを開発した．システムの外観を図 1 i) に示す．両データはノートパソコン上で 20 Hz でサンプリングされ, 実験後にオフラインで解析を行った．

2.2 実験方法

健常者 7 名(男性 2 名，女性 5 名)を被験者とし，図 1 (a) に示したスラロームコース（障害物 3 つ，間隔 2 m）を，被験者ごとに 10 試行課した．被験者のうち男性 1 名，女性 1 名を除き，残りの被験者は電動車椅子の操作未経験者であったが，実験前に実験コースの走行を全被験者に数回求め, 操作に違和感がない状態で実験を行った．本実験は，被験者の同意を得た上で国立障害者リハビリセンター倫理審査委員会に承認されたプロトコルに従って実施した．

3.　解析方法

10 試行中，前半 5 回を教師データとし，後半 5 回の走行データをランダムフォレストを用いて操作者の個人識別を行う．ジョイスティック操作の時系列データは，左右の車輪の回転数差をもとに分類する．分類された区間ごとに，ジョイスティック操作の空間分布から特徴量を算出し，説明変数とした．以下に動作区間の区分方法と，説明変数の算出方法を示す．

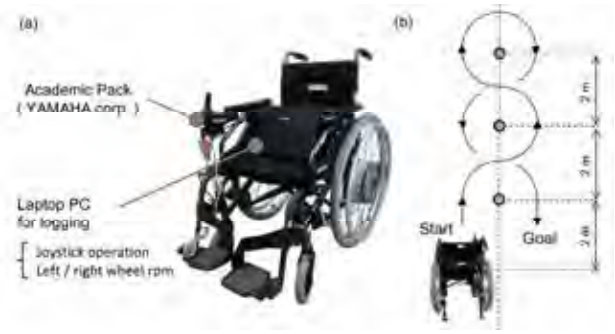


Fig.1　Developed system and experimental course.
(a) Power wheelchair for the experiment.　(b) Test slalom course.

3.1 動作区間の抽出方法

車体の動作状態を左右の車輪の回転数から推定する．走行課題がスラロームであるため，車椅子の動作状態は，前進/停止，左旋回，右旋回の 3 パターンに限られる．そこで，全試行の左右の回転数差の分布を求め，k-mean 法により 3 群に分割して閾値を算出した．得られた閾値をもとに走行動態を分類する．

3.2 説明変数の算出方法

まず，ジョイスティック操作ログを時系列データから 64×64 に分割された空間分布 (横軸 : 左右方向操作角度 ; 縦軸 : 前後方向操作角度) に対応付ける．以後，この分布を操作分布と呼称する．図 2 に，操作分布から説明変数の算出方法を示す．本研究では，操作分布の概形特徴である最外矩形の縦幅，横幅，矩形内の操作分布の割合，滞留時間の重心位置の 4 つ(図 2 (a)), ジョイスティックを最大操作した滞留時間とその割合の 2 つ(図 2 (b)), 被験者ごと操作の癖を抽出分布（代表分布）した 7 つの操作分布との類似度の計 13 個の説明変数を用いた．代表分布は，教師分の

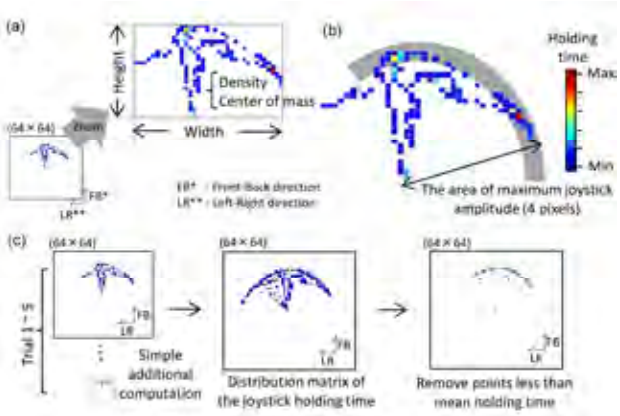


Fig.2　Explanatory variables for Random Forest.
(a) Distribution mapping of joystick operation; width and height of outermost rectangle.　(b) The percentage and the holding times of joystick maximum amplitude.
(c) representative distribution per subjects from first 5 trials.

5 試行の加算値の平均以下を取り除いて求め，類似度は，比較した操作分布と一致した箇所の滞留時間の和から不一致部分の滞留時間の和を取り除いたものと定義した．

4.　実験結果　と　考察

左右の車輪の回転数(左[rpm] – 右[rpm])の差の分布を図 3 (a) に示す. 分布は k-mean 法により 3 群に分け, 閾値は Th1 = 74.36, Th2 = -64.69 であった．　Th1 と Th2 を用いて主に旋回動作となる Term 2, Term 4(左旋回), Term 3 (右旋回) を抽出し，動作開始から Term 2 までを Term 1, Term 4 から停止までを Term 5 とした．　図 3 (b) に抽出例を示す．　前半 5 試行を学習データとして，後半 5 試行の個人識別率を Term 毎にまとめた結果を表 1 に示す．Term 毎の識別率は約 5 ～ 6 割で，顕著に個人識別率が高い区間は確認できなかった．　また，被験者ごとに識別率が高まる Term に差が確認できた．　そこで，1 試行中の全 Term の個人識別結果で最も多く識別された被験者をその試行の識別結果として識別率を算出しなおした結果, 7 名中 3 名は 100%の識別率を示し，全体の識別率は 74%まで向上した．

識別率が 100%となった被験者 3 名のうち 2 名は本実験以前の電動車椅子操作経験者であった．そのことから，識別率の低下要因として，事前の操作経験不足が影響し，前半 5 試行と後半 5 試行で操作入力の変化が生じた可能性がある．　また，Sub. 6 は学習に用いた Trial 5 のデータと，識別に用いた Trial 9 で障害物と数回接触しており，イレギュラーな操作入力が生じており，識別結果を低下させた可能性がある．

5.　おわりに

本研究では，同一走行課題遂行中の操作入力パターンの被験者間比較から個人識別が可能であるかどうかを検証した．そのために，操作入力の空間分布から説明変数を算出し，ランダムフォレストを用いて学習させ個人識別を試みた．その結果，動作区間毎の識別結果を複数（1 試行中の 5 term 分）総合的に考慮することで，74%の精度で 7 名の被験者の識別が可能であることが確認できた．　今後は，識別精度の向上と，識別結果を考慮した被験者ごとに最適な走行補助を行うアルゴリズムの開発を試みる予定である．

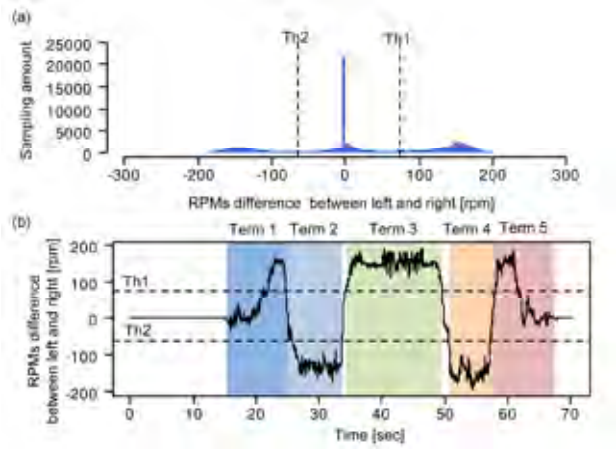


Fig.3　Classification results of wheelchair action
(a) Distribution of rpm difference between left and right wheel, (b) Example of detecting wheelchair action by threshold levels.

Table.1　Correct identification rate by RandomForest method.

Term	Correct identification rate (%)	Sub. 1 (%)	Sub.2 (%)	Sub.3 (%)	Sub.4 (%)	Sub.5 (%)	Sub.6 (%)	Sub.7 (%)
1	57	100	40	80	40	100	0	40
2	49	100	20	40	60	40	60	20
3	54	100	100	80	60	0	0	40
4	60	40	40	100	40	20	100	80
5	54	20	20	100	100	60	20	60

Table.2　Correct identification rates by considering the decision by a majority in the estimation results of the five terms.

Subject Number	Correct identification rate (%)	Trial 6 Estimated sub. number	Trial 7 Estimated sub. number	Trial 8 Estimated sub. number	Trial 9 Estimated sub. number	Trial 10 Estimated sub. number
1	100	1	1	1	1	1
2	60	5	5	2	2	2
3	100	3	3	3	3	3
4	100	4	4	4	4	4
5	60	5	5	6	6	5
6	50	6	6	1	1	1 / 6
7	50	7	1	7	1	1 / 7
Total	74	86 (6/7)	71(5/7)	71(5/7)	57(4/7)	86(6/7)

参考文献

(1) Suzurikawa J, Kinoshita T, Kamo M, Iida N, Iwata K, Matsumoto and O,Inoue T:“Estimation Method of Joystick Input Changes Induced by a Downhill Turning Prevention Control Mounted on a Powered Manual Wheelchair.” , journal of Life support Eng., vol24, pp128-134,(2012)

(2) Suzurikawa J, Kinoshita T, Inoue T, Kamo M, Iida N, Iwamoto K, and Matsumoto O:” Evaluation of Changes in Power Wheelchair Maneuver Induced by a Downhill Turning Prevention Control on Cross Sloped Surfaces.” , IEEJ Trans. Electr. Electron. Eng., in press

(3) Komoto K,Suzurikawa J:“Feasibility Test and Characterization of　Wheelchair Everyday Life Log with a Smartphone based Electronic Recording Equipment.”, IEEE/SICE 2012, pp176-181,(2012)

(4) Komoto K,Suzurikawa J:“Estimation of wheelchair states during movement using WELL-SphERE for evaluation of power wheelchair safety”, EMBC 2014 35th annual international conference of the IEEE, pp2499-2502,(2013)

歩行アシストスーツが下肢関節に与える影響の評価

Evaluation of influence of walking assist suit on lower limb joint

○ 山本文弥（同志社大院）　辻内伸好（同志社大）　伊藤彰人（同志社大）

北野敬祐（同志社大院）　村上健太（パナソニック㈱）　ジョンステファン（パナソニック㈱）

Fumiya YAMAMOTO, Doshisha University
Nobutaka TSUJIUCHI, Doshisha University
Akihito ITO, Doshisha University
Keisuke KITANO, Doshisha University
Kenta MURAKAMI, Panasonic Corporation
Jhon Stephen, Panasonic Corporation

1. 緒言

ロボットのように動力をもったウェアラブルなアシストスーツは，1960 年代後半に軍用や医療（特に歩行）におけるリハビリテーション, 荷運びを補助するために提案され，研究が始まった．そして現在，アシストスーツの一部は歩行効果の向上や身体への負担を軽減させるという目的に沿って開発が進められている[1].

近年，アシストスーツは主に外骨格スーツと柔軟性のあるスーツの 2 種類が開発されている．外骨格スーツは高齢者や歩行障害者のリハビリテーションに有効である[2,3]. 一般的に，このような外骨格系のアシストスーツは歩容の改善，歩幅や歩行速度の増加などの長所がみられるが，これらは大きく，長時間装着することが困難といった短所がある．

したがって，このような短所を改善するために柔軟性のあるスーツが開発研究されている[4]．一般的に柔軟性のあるアシストスーツは軽量で長時間装着できるという長所があるが，単純な機構のためアシスト力が外骨格系のスーツと比べて弱いといった短所もある．しかし，このようなアシストスーツは外骨格系のスーツよりも自由度が高く下肢関節に対する制限が少ないため，快適で自然な歩行状態を保ったままのアシストが可能である．このようなアシストを可能にするためには，最適なアシストタイミング，力，方向が必要である．

そこで，本研究の目的は，上記のような柔軟性があり，ウェアラブルな歩行アシストスーツを開発するにあたり，下肢関節に対してアシストスーツが与える影響を評価することである．

2. 歩行とアシスト

2-1 関節モーメント

関節モーメントとは，外力の影響によって回転させられる回転力に対抗しようとする抵抗力であり，筋や靭帯，骨や皮膚抵抗による内部モーメントである．また，関節モーメントには動作中の筋活動が直接的に反映されており，これを計算することが筋活動を定量的に推定できる最適な方法である．したがって，関節モーメントが下肢関節の影響を表す評価指標として適している．また，一般的に関節モーメントは

$$\boldsymbol{a} \times \boldsymbol{F} = \boldsymbol{b} \times \boldsymbol{f} \qquad (2\text{-}1)$$

で表される．$\boldsymbol{a}$ は関節から作用点までの距離，$\boldsymbol{F}$ は作用点にかかる力，$\boldsymbol{b}$ はモーメントアーム，$\boldsymbol{f}$ は筋張力である．解剖学的データからモーメントアーム $\boldsymbol{b}$ がわかるので，筋張力 $\boldsymbol{f}$ を求めることができる[5,6].

歩行中の下肢について考えると足部に加わる床反力が最大の外力である．したがって，下肢関節の関節モーメントは床反力データと各関節の位置関係によって求めることが可能である．床反力を足底から各セグメントを順に計算しているため，セグメント間で内力が働くことによって求められている．この関節モーメントの値により，筋肉に対して与える影響を評価することができる．本研究では筋骨格モデリングシステム SIMM（MusculoGraphics,Inc）を用いて足関節，膝関節，股関節の関節モーメントを算出し，それらの評価を行っていく．

2-2 アシストスーツ

歩行アシストスーツのシステムの簡略図を Fig.1[4]に示す．このアシストスーツはウエストベルトと腿ベルトで構成され，これらは軽量で柔軟性があるので，快適に長時間装着することができる．ボーデンケーブルはウエストベルトを経由して腿ベルトにつなげられている．また，ボーデンケーブルは左右前後合わせて 4 本で構成されている．また，ボーデンケーブルの張力を測るためにフォースセンサーが用いられ，それはボーデンケーブルに沿って取り付けられている．

このアシストスーツはモータにより，ウエストベルトと腿ベルトの間のワイヤーに張力を発生させ，股関節に対するアシストモーメントを生み出している．この発生するアシストモーメントにより，遊脚期中の下肢に対して引っ張り上げるようにアシストを行う．

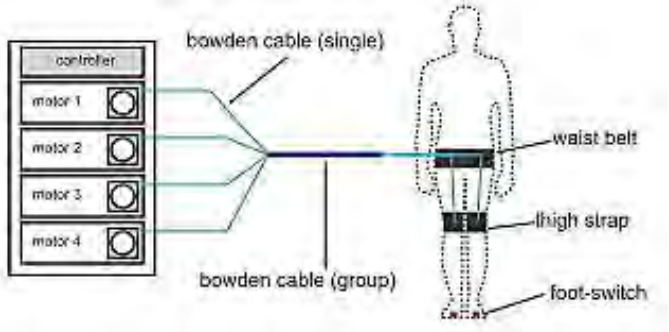


Fig.1 Outline of Assist System[4]

2-3 制御システム

本研究で用いられる制御システムを Fig.2 に示す．制御システムは仮想ばね機構やフォースセンサーフィードバック制御で成り立っている．仮想ばねには入力としてばね定数 k とフォースセンサーの力F_mを与え，それからそのモデルの基礎となる仮想アクチュエータの変位x_sを計算する．x_sは次式で求められる．

$$x_s = \frac{F_m}{k} - (x_0 + x_a) \tag{2-2}$$

x_0はばねの自然長であり，x_aは修正自然長である．アクチュエータの変位x_sはプーリの回転角θ_dを計算するために用いられている．プーリの回転角θ_dは

$$\theta_d = \frac{r_p}{\eta} x_s \tag{2-3}$$

で表され，r_pはプーリの半径であり，ηは減速機の減速比である．アシストモーメントを制御するために，ばねの自然長は任意に変えることができる．

3. 実験

3-1 被験者と実験装置

本研究の被験者は健常者の 25 歳，181cm，70kg の男性である．株式会社ノビテック製のモーションキャプチャシステム VENUS3D のカメラを全 8 台と，株式会社テック技販製のフォースプレートを 2 枚内蔵している左右分離型トレッドミル（Fig.2），反射マーカーを全 37 個使用した．トレッドミルの座標系は進行方向 y 軸，進行方向に向かって右 x 軸，鉛直上方向 z 軸として定義した．マーカーは HelenHayes のマーカーセットに基づいて 29 個被験者に取り付けた．また，残りの 8 個はアシストモーメントを算出するためのものであり，腿ベルトとボーデンケーブルの固定点に 1 個とアシスト方向を定めるためのマーカーをそのすぐ上の部分に 1 個取り付け，それらを左右の足の前後それぞれに取り付けた（Fig.3）．

被験者はアシストスーツ（Fig.4）とモータ，踵接地を検出してアシストタイミングを定めるフットスイッチ付きのシューズ（Fig.5）を着用して実験を行った．しかし，実際はモータを背負って歩行するが，本研究では，通常歩行時との重量差による影響を除外してアシストを評価するために，モータを外部後方に置いて実験を行った．

また，アシスト力を測定するために，ボーデンケーブルの腿ベルト側の固定点に力を検出する張力センサを取り付けた（Fig.4）．

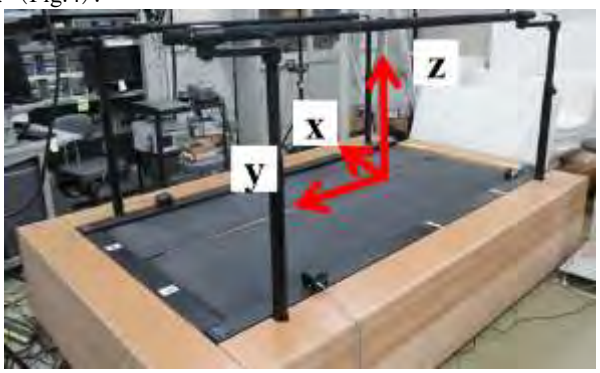


Fig.2 Treadmil

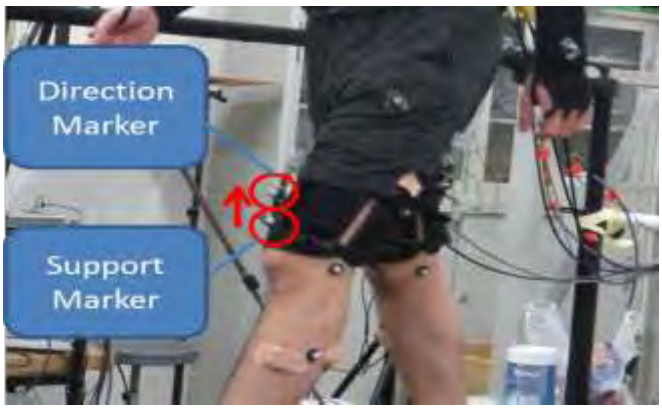


Fig.3 Assist Marker Set

Fig.4 Assist Suit

Fig.5 Foot Switch

3-2 実験条件

被験者はトレッドミル上を速度 4.5km/h で歩行した．データは 3 分間の歩行で 20 秒を一定間隔で 3 回計測され，そのサンプリング周波数は 120Hz であった．また，アシストありの歩行ではアシストタイミングを 3 種類（1 歩行周期に対して 60%，70%，80%のタイミングでアシスト力を与える）のアシストタイミングで測定を行った．3 分のアシストなし歩行，休憩 5 分，3 分のアシストあり歩行，休憩 5 分の順で，3 種類それぞれのアシストタイミングで行った．また，休憩とアシストなしの歩行を毎回行っているのは別条件の施行への影響を及ぼさないようにするためである．

3-3 アシストモーメントの算出

本研究でのアシストモーメントとは股関節を中心としたアシストスーツのアシスト力により発生するモーメントである．(2-1) 式を用いて，右辺にアシストモーメント $\boldsymbol{M}$ を入れると，次式のようになる．

$$\boldsymbol{a} \times \boldsymbol{F} = \boldsymbol{b} \times \boldsymbol{f} + \boldsymbol{M} \tag{3-1}$$

したがって，$\boldsymbol{M}$ により，人の発揮力の減少度合いを定量的に評価することができる．ただし，摩擦による損失などの影響は微小とみなし本研究では扱わない．また，アシストタイミングが悪い場合，アシストが抵抗になり，筋肉に対して逆効果の影響を及ぼす可能性がある．

Fig.6 は大腿骨中心の座標系である．緑のマーカーは HelenHayes のマーカーセットに基づいたマーカーを示している．また，赤いマーカーは Fig.2 における Suppot Marker と Direction Marker を示している．赤いマーカー間ベクトルと張力センサによるアシスト力のベクトル $\boldsymbol{F_A}$ を表すことができる．

関節モーメントは大腿部の回転軸を基準にしているため，Fig.6 のような大腿骨の座標系で考える．しかし，モーションキャプチャ上での計測では，グローバル座標系となっており，これを大腿骨の座標系に変換する必要がある．そのために，3 つの緑のマーカーを利用して，グローバル座標系から大腿骨の座標系へ変換する．グローバル座標系から大腿骨の座標系への座標変換行列を $\boldsymbol{S}$ とし，グローバル座標系の位置を $\boldsymbol{X}$，大腿骨の座標系の位置を $\boldsymbol{Y}$ とすると，座標変換は次式で表される．

$$\boldsymbol{Y} = \boldsymbol{SX} \tag{3-2}$$

次に，アシストモーメントの算出方法を述べる．座標変換によって得られたモーメントアームを $\boldsymbol{R}$ とし，アシスト力のベクトル $\boldsymbol{F_A}$ を用いると，アシストモーメント $\boldsymbol{M}$ は次式で表される．

$$\boldsymbol{M} = \boldsymbol{R} \times \boldsymbol{F_A} \tag{3-3}$$

この算出したアシストモーメントを用いて考察を行う．

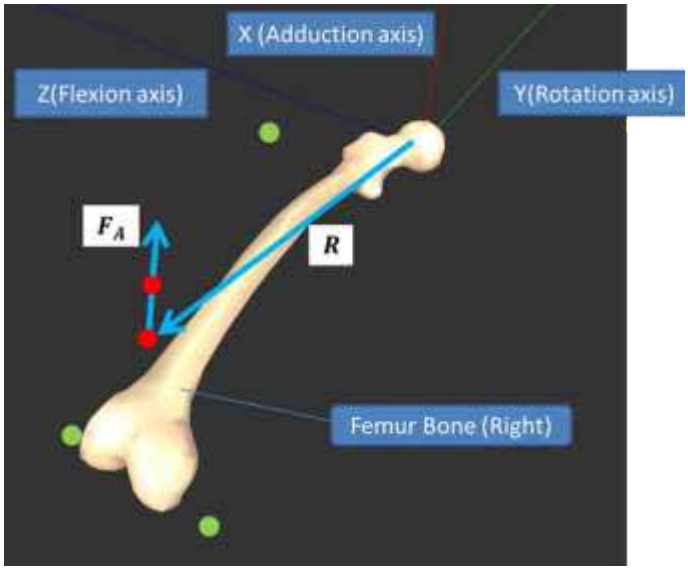


Fig.6 Coodinate System of Femur Bone

4. 結果・考察

下肢関節に対する関節角度，関節モーメントを算出した．アシストなし歩行（NA）とアシストあり歩行（1 歩行周期に対する 60%，70%，80%にアシスト力を与えたデータをそれぞれ A60，A70，A80 とする）の 10 歩分の平均で比較考察した．また，本研究では，左右に差が見られなかったので右足に注目した．

4-1 歩容の変化

本研究で用いたアシストスーツは本来，股関節の flexion 方向のみにアシストされるものである．しかし，股関節の adduction 方向の関節角度（Fig.7）を見ると，約 0-45%までが外側に，約 55-100%までが内側に変化していることが確認できる．したがって，股関節の adduction 方向にアシストされていることがわかる．また，関節角度が変わることによって，足の踏み込み動作などが変わってしまう．その結果，NA の自然な歩行から歩容が変わってしまうと考えられる．

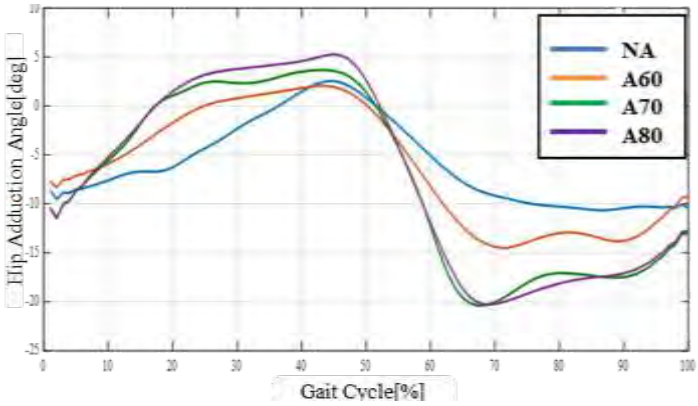


Fig.7 Hip Adduction Angle

4-2 アシストタイミング

関節モーメントの値が NA の関節モーメントの値と近い値を示していると，自然な歩行を保った状態でアシストできているということであり，アシストは股関節の flexion 方向に影響を与えるので，股関節の flexion の関節モーメント（Fig.8）を見ると，形状的に NA と 1 番近い値を示しているのが A80 である．したがって，アシストタイミングは 80%が 1 番良いと考えられる．

これが実際に正しいかを検証するために，股関節の flexion のアシストモーメント（Fig.9,10,11）を見る．NA において関節モーメントは約 73%あたりで関節モーメントの値がゼロに近づいているので，そこからアシストされるのが最適である．結果的にこのタイミングでアシストされているのは A80 である．よって，アシストタイミングは 80%が良いことが示された．

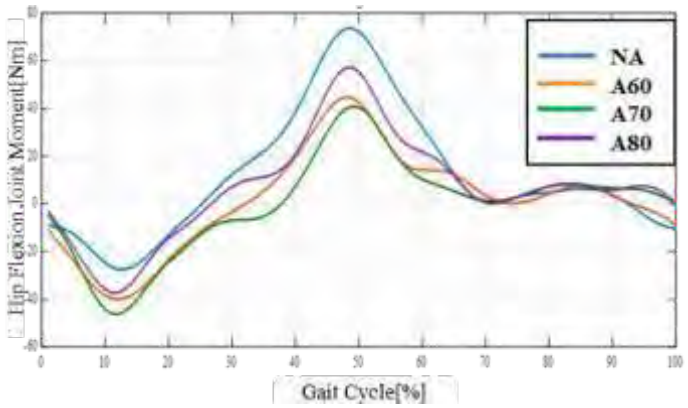


Fig.8 Hip Flexion Joint Moment

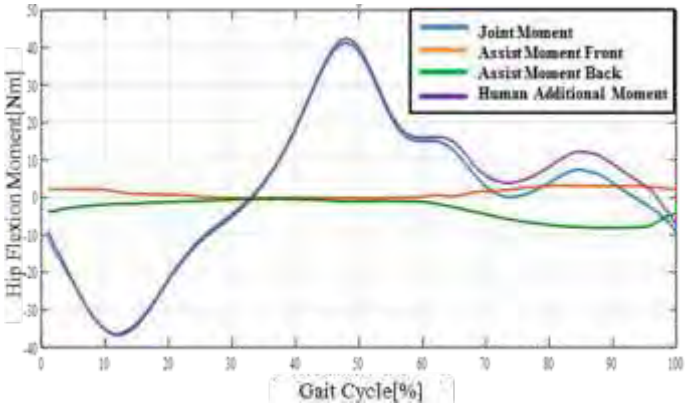


Fig.9 Assist Moment (A60)

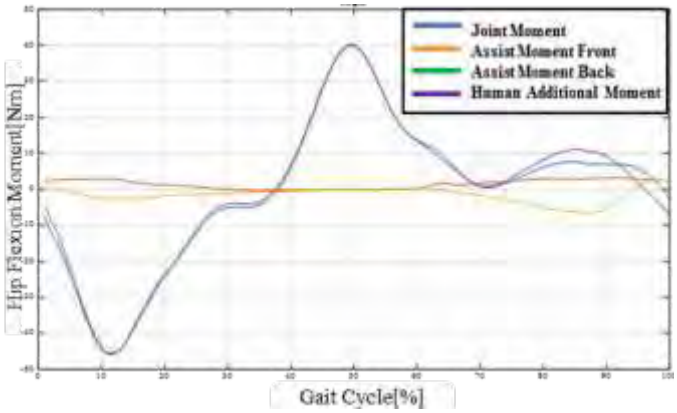


Fig.10 Assist Moment (A70)

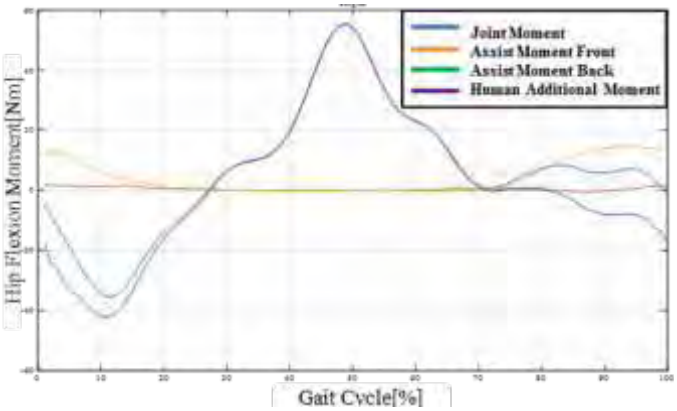


Fig.11 Assist Moment (A80)

4-3 アシストスーツの改善点

アシストモーメントにおいて，Fig.9 の青色と紫色のグラフをみると，約 70-100%までにおいて紫色のグラフのほうが絶対値が大きい．これはアシストが股関節に対して抵抗になっていることを示している．その改善点として，本研究で用いたアシストスーツは前後同じタイミングでアシストされているが，前後別々でアシストするような制御システムに変更したほうが良いと考えられる．また，より自然な歩行に近づけるために，Fig.8 の NA をみると，アシスト開始は約 73%，アシスト終了は約 25%に設定すればうまくいくと考えられる．約 73-93%までが前側，約 93-25%までが後ろ側をアシストするのが理想と考えられる．

5 結言

本研究では以下の結論が得られた．

(1) 股関節の adduction に対してアシストされることによって，股関節の adduction の関節角度が変わり，歩容が変化することがわかった．

(2) 関節モーメントにおいて，最も自然な歩行と近い値を示しているのは，アシストタイミング 80%の歩行であり，最も適切なタイミングといえた．

参考文献

(1) Alan T. Asbeck, Kai Schmidt, Ignacio Galiana, Diana Wagner and Conor J. Walsh　‘Multi-joint Actuation Platform for Lower Extremity Soft Exosuits’ 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (2015)

(2) 慶田元 真希，新保 千尋，松田 友秋，児玉 興仁，榎畑 純二，福田 秀文
‘脊髄損傷不全麻痺者に対しロボットスーツHALを用いた治療効果の検証’
九州理学療法士・作業療法士合同学会2016(2016)

(3) 渡邉 大貴，田中 直樹，金森 毅繁，斉藤 秀之，長澤 俊郎，小関 迪，柳 久子，‘回復期脳卒中片麻痺患者におけるロボットスーツHAL®（Hybrid Assistive Limb®）福祉用を用いたリハビリテーションの効果の検討’，第49回日本理学療法学術大会 (2013)

(4) Stephen W. John, Mayumi Komatsu, Kenta Murakami, Jun Ozawa, Masaki Yamamoto, ‘Soft hip walking assist experimental system featuring variable compliance control’, ICCE(2017)

(5) 江原義弘，山本澄子，‘関節モーメントによる歩行分析’, (医歯薬出版株式会社，東京, 2001), 3-24

(6) David A. Winter, ‘バイオメカニクス　人体運動の力学と制御’, (有限会社ラウンドフラット, 2009)

骨盤回旋を促す歩行アシストロボットに関する研究

Study on walking assist robot to promote pelvic rotation

○ 中原淳志（大工大）　本田幸夫（大工大）　筒井博司（大工大）　山田憲嗣（大阪大）

Atsushi NAKAHARA, Osaka Institute of Technology University
Yukio HONDA, Osaka Institute of Technology University
Hiroshi TSUTSUI, Osaka Institute of Technology University
Kenji YAMADA, Osaka University

Abstract: In the recent years, there are a lot of wearable walking assist robots have developed in the world. Most of those robots focus on increased muscle power assistance for the elderly. At this time we don't really know if these muscle power assisted robots have a positive effect on the body or not. Therefore, we propose a robot that would only assist people in increased pelvic rotation as opposed to only muscle-oriented ones. From the experimental results, we couldn't clarify that the pelvic rotation assist robot makes to increase a step length and walking speed. On the other hand, we can find that it makes to increase a raising angle of the thigh. This result shows us the pelvic rotation assists robot has a possibility to prevent stumbling over a stone or something during walking for the elderly.
Key Words: Walking assist robot, Pelvic rotation

1. はじめに

現在，日本は世界で最も高齢化が進んだ超高齢化社会となっている．社会的な問題は，高齢化に伴う身体機能の衰えや認知症などにより介護が必要な人が急増していることである．この問題を解決するため，各種ロボット介護機器が開発され，実証試験が進められている．現在開発されている歩行アシストロボットは，脚の筋力をアシストし歩行を補助するものである．歩行時は常に装着することを前提としている．本研究の歩行アシストロボットは，歩行能力が低下した人が継続して歩行訓練を行うことにより，歩行が容易になるだけでなく自力歩行の改善を促すロボットを目指している．

本論文では，歩行時の骨盤回旋角度の増加を促すための歩行アシストロボットを製作し，通常歩行と装着時のアシスト歩行による歩行形態の計測結果を報告する．

2. 装着型歩行アシストロボットの開発

2.1 既存の装着型歩行アシストロボットの機能と問題点

既存の歩行アシストロボットは，歩行者の脚の動きを補助するものである．アシスト動作の様子を図1に示す．

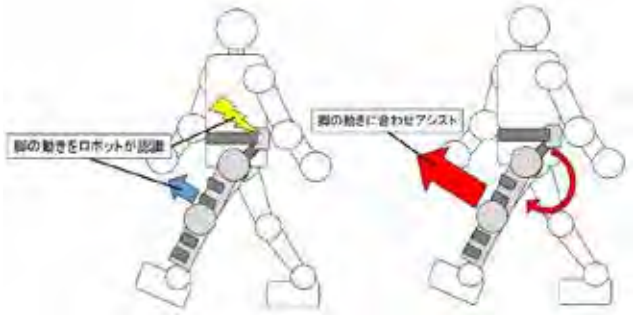


図1. 既存の歩行アシストの動作

歩行者の脚の動きをロボットが認識し，同じ方向に力を加えることで脚の振り出し，蹴り出しの支援を行う．現状の機能では脚の動きはアシストできるが，歩行時に連動して動く体の他の部位はアシストされていない．

歩行時の全身の動きを図2に示す．

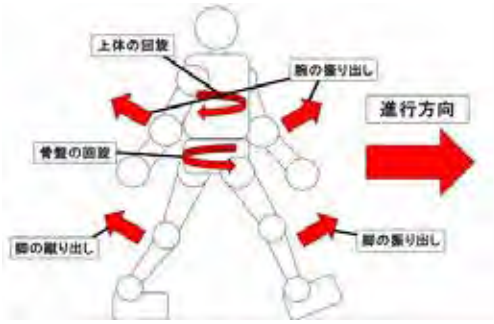


図2. 歩行時の全身の動き

人は歩行する際動かしているのは脚だけではなく，腕の振り，上体の捻り，骨盤の回旋等も行っている．骨盤は脚が振り出されている方向に回旋し，上体は骨盤の回旋とは逆方向に捻りを生じさせる．その中で骨盤の回旋運動は，人の歩行時の動きに影響を与えることが過去の研究から分かっている．斉藤，中島，村木らの研究において，約10mの歩行路で自由速度と早歩きの2条件で歩行を測定すると，水平面の骨盤回旋運動の付与がステップ長や歩行速度の増加に貢献していることが示唆されている[1]．また西守，伊藤らの研究において，1.9m/sまでの歩行速度であれば骨盤回旋運動がステップ長の増加に関係することが分かっている[2]．既存の歩行アシストロボットでは脚の動きだけをアシストし続けるため，全身運動ではなく脚の振りのみの歩行となり，骨盤等を動かす時に得られる歩幅と歩行速度の増加性が失われてしまう恐れがある．

以上より，歩行アシストロボットに骨盤回旋運動を促す機能を付与することにより，歩行時のステップ長と歩行速度の増加に貢献することができる．

2.2 歩行アシストロボットの機構と構成

本研究の歩行アシストロボットは骨盤の回旋運動を促すため，骨盤の中でも仙骨部分に対してアシストを行う．仙骨は骨盤の中心に位置しており，身体を支える土台の役割を果たしている．ゆえに，仙骨に対して進行方向に力を加え骨盤の回旋を促すことで，体の重心が前方へ移動し歩幅および歩行速度の増加に貢献できる．そのため歩行アシス

トロボットの機構において，仙骨部分に骨盤回旋運動を促すためのリンクが沿うようにし，アシスト時に骨盤回旋運動を促せるような機構を考案した．

考案した機構は平行リンクを取り入れたものであり，平行リンクによって左右のリンクがそれぞれ前後に動き，水平リンクの中点を基準に回旋する．この回旋動作により仙骨押し出しアシストを行う．人の骨盤も2.1節で説明した通り，両脚をそれぞれ前方と後方に振り出し，蹴り出すことで回旋する動作を行う．このことから，装着者の歩行に合わせて水平リンクが中点を中心に回旋することで，骨盤の回旋運動をアシストできると考えた．設計した歩行アシストの3Dモデルを図3に示す．

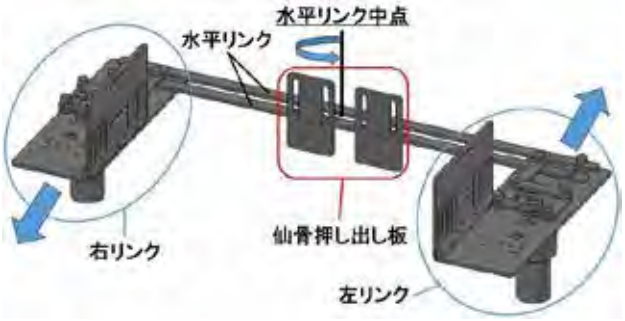


図3. 歩行アシストロボットの3Dモデル

骨盤と脚は股関節によって繋がっており，脚の振り出し，蹴り出しと一緒に骨盤回旋も行われている．このことから，脚を動かすときに必要な力を仙骨押し出しアシストに利用することで，歩行に有効なアシストを与えることができると考えた．安全面を考慮し，脚を振り上げるために必要な力の50%以上の力を仙骨押し出し時における力の基準とする．重力加速度を g（m/s^2），片脚の重量を m（kg），股間節角度を θ （deg）とし，脚を振り上げるための力 f（N）を式(1)に示す．

$$f = mg\sin\theta \qquad (1)$$

成人男性から高齢者の平均体重である約65kgから，人体各部の重量の比率より体重の15%である片脚の重量を求めた．また，安全面を考慮して股関節角度 θ が30degであることを用いると，式(1)より f は約47.8Nとなった．

仙骨を押し出す水平リンクにモータトルクを伝えるための平行リンク機構を図4に示す．モータ軸に固定している駆動リンクから，モータトルクを中間リンクを通して水平リンクに伝える．そして水平リンクが揺動することによって，仙骨の押し出しアシストが動作する．

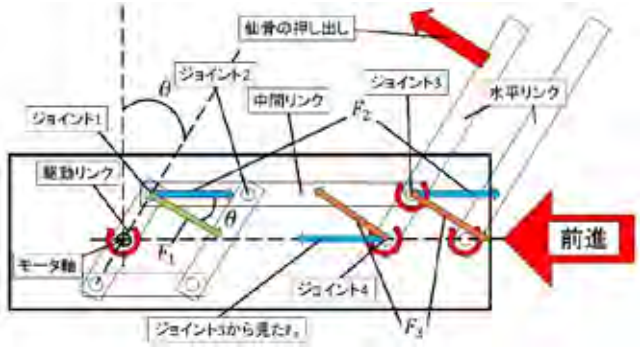


図4. 平行リンク機構の動作原理

また，アシスト作動時における歩行アシストロボットの平行リンク機構の動作を図5に示す．

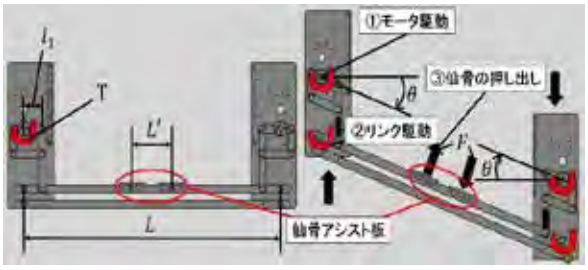


図5. 歩行アシストロボットの動作

仙骨部分に生じる押し出す力Fを式(2)に示す．

$$F = \frac{TL'}{l_1 L} \qquad (2)$$

式(2)における各変数の値は表1の通りである．

表1. リンク機構における変数の値

モータトルク T (N・m)	水平リンクの長さ L (m)	アシスト板間の長さ L' (m)	モータ軸からジョイント1の長さ l_1 (m)
4.71	0.394	0.059	0.028

表1の変数を式(2)に代入すると，約25.2Nの力で仙骨部分を押し出す．F と f を比較すると，F の出力は f の約52.7%であり，本研究の安全性を満たしている．

図6に実際に製作した歩行アシストロボットを示す．ロボットの装着方法は，様々な人々の体格に合わせる必要があるためベルトによる固定とした．ロボット用のバッテリを固定している板にベルトを通すことで身体に装着する．その際装着者の仙骨部分に対して，水平リンクに取り付けている仙骨アシスト板が当たる位置でロボットを固定する．それにより，本章で述べた通りロボットがアシスト時に装着者の仙骨部分を押し出し，骨盤の回旋運動を引き起こす．

図6. 製作した歩行アシストロボット

図7に骨盤の回旋により歩行時の歩幅が大きくなる原理を示す．図7におけるSLとSL'は，それぞれアシスト無作動時とアシスト作動時のステップ長の比較である．歩行時の骨盤回旋により，ステップ長の増加を促す．

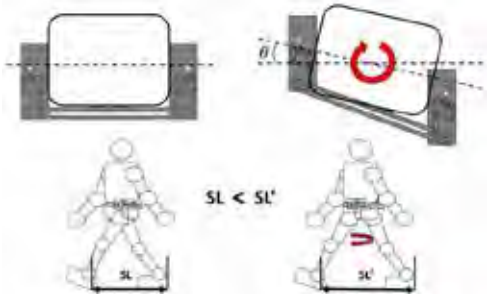


図7. 製作した歩行アシストによる歩行への影響

歩行アシストロボットの制御用マイコンとしてArduino Uno R3を使用している．また，装着者の脚の動きの認識には3軸ジャイロスコープ・3軸加速度センサであるMPU-6050が搭載されたボード（GY-521）を使用した．アシストを行うためのモータは小型で高トルクを出力できるDCモータ

(タミヤギヤードモータ)を使用している．本研究の歩行アシストロボットの動作制御のフローチャートを図8に示す．

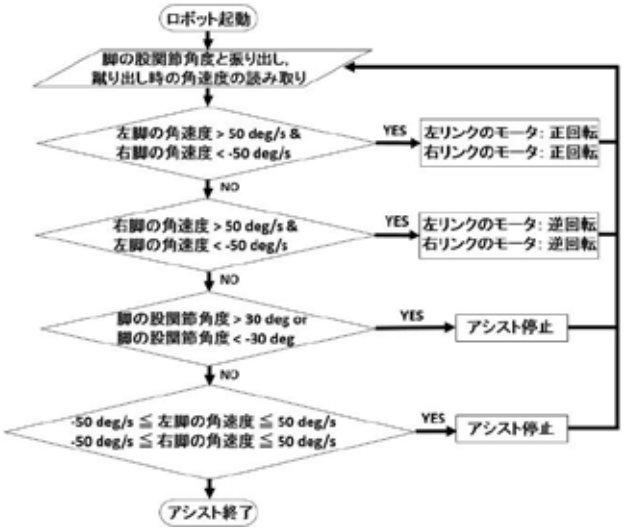


図8. 歩行アシストロボットの動作過程

脚のセンサで歩行者が脚をどの方向に動かしているかを認識し，振り出した脚と同じ方向に骨盤回旋アシストを行う．また，歩行者が止まるとアシストも停止する．

3. 実験方法

本実験では，歩行アシストロボットが骨盤回旋運動を促すアシストを行った際の装着者の歩行形態への影響を測定する．今回は歩行に支障がない学生10名に協力してもらい実験を行う．本実験では10名をAからJと定義し，実験を行う前にインフォームドコンセントを行い，実験の詳細とロボットのアシスト方法を説明する．モーションキャプチャ（Qualisys）を用い，実験参加者に衣服の上からマーカを貼り人の動きを3次元的に計測する．マーカー位置は上から順番に，首の付け根の後ろに1個，肩峰点に2個，内側上顆に2個，剣状突起の真裏に1個，仙骨部分に2個，大転子最外凸点に2個，大腿中点に2個，大腿骨外側上顆最凸点に2個，下腿中点に2個，踵点に2個の合計18個である．本実験ではアシスト時に影響が出ると考えた骨盤回旋角度，歩幅，歩行速度，股関節角度（両脚）の5種類の動作を計測する．実験では11mを歩行してもらい，そのうちスタートとゴールから約3m地点は助走路とし，間の5m区間を測定区間とする．モーションキャプチャ用カメラ（Oqus300 plus）はスタート地点の後ろに3台設置する．本実験の環境を図9に示す．

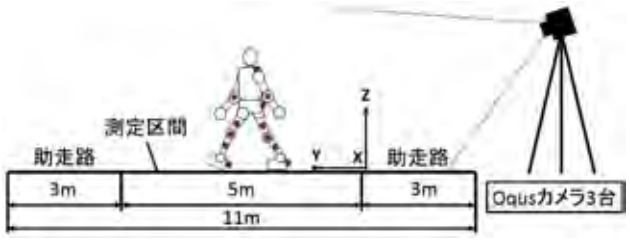


図9. 本研究の実験環境

歩行形態の計測はロボットを装着していない通常歩行，装着状態でアシストを行わないときの歩行，アシストを行うときの歩行の順番に各3回ずつ計測する．また，実験終了後にロボットを装着したときの感覚，アシスト時の効果等など，使用感に関するアンケートを実施する．

図10に歩行アシストロボットの装着状態を示す．歩行アシストロボットを実験参加者の腰部に装着し，ロボットを制御するためのArduino，モータドライバおよびジャイロスコープ・加速度センサの制御基板を背中にベルトで固定する．ロボットに両脚の動きを検出させるため，ジャイロスコープ・加速度センサを両脚の大腿部分に装着する．

図10. 歩行アシストロボットの装着図

4. 実験結果

4.1 歩行実験結果

実験参加者10名に11m歩行してもらい，測定区間における通常歩行，アシスト無作動時の歩行，アシスト作動時の歩行を各3回ずつ計測した．計測した骨盤回旋角度，歩幅，歩行速度，右脚股関節角度，左脚股関節角度の実験参加者10名での比較を図11から図15に示す．

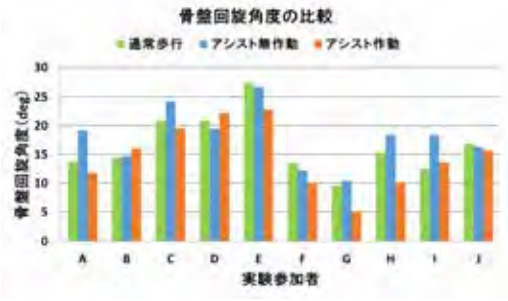


図11. 実験参加者10名の骨盤回旋角度の比較

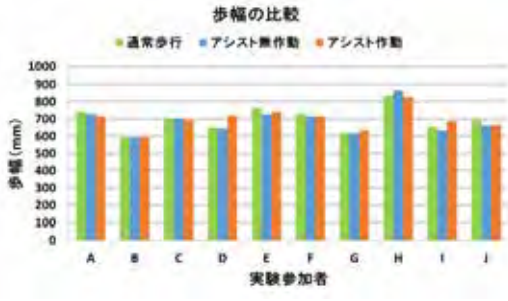


図12. 実験参加者10名の歩幅の比較

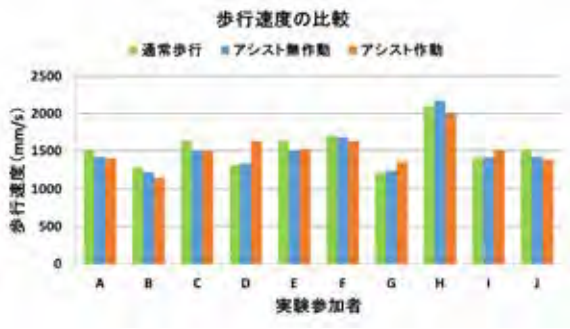


図13. 実験参加者10名の歩行速度の比較

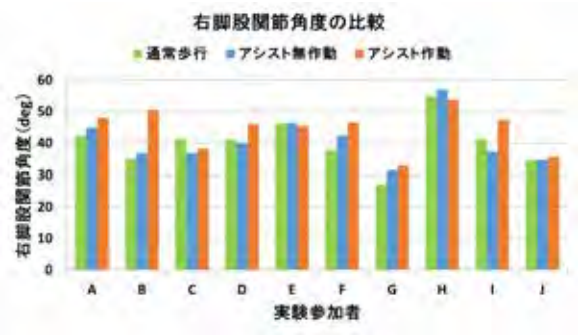


図14. 実験参加者10名の右脚股関節角度の比較

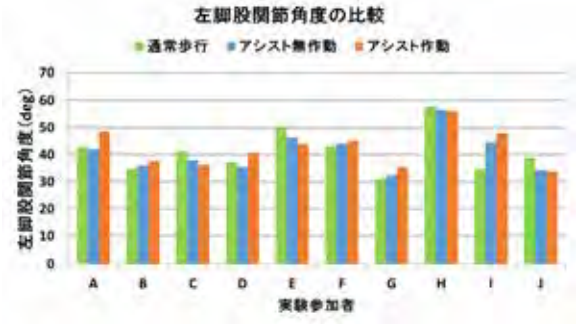


図15. 実験参加者10名の左脚股関節角度の比較

図11から図15より，アシスト作動時において測定値が通常歩行時，アシスト無作動時よりも増加した人数は，骨盤回旋角度で2名，歩幅で4名，歩行速度で3名，右脚股関節角度で7名，左脚股関節角度で6名であった．

4.2 アンケート結果

実験終了後に実施したアンケートの内容を図16に示す．

①歩行アシストロボットを装着したときの重量をどう感じましたか？
②ロボットの大きさについてどう感じましたか？
③ロボットを装着して違和感はありましたか？
④骨盤回旋アシスト作動時に歩行するとどう感じましたか？
⑤骨盤回旋アシスト作動時に腰が押されているように感じましたか？

図16. アンケート内容

アンケートは5段階評価で答えてもらい，数字が高いほど良い結果として集計を行う．実験参加者ごとのアンケート結果を表2，表3に示す．

表2. 実験参加者AからEのアンケート結果

アンケート内容	A	B	C	D	E
①	4	3	2	2	3
②	3	4	3	4	2
③	2	1	2	2	2
④	2	2	3	4	3
⑤	4	1	5	5	4

表3. 実験参加者FからJのアンケート結果

アンケート内容	F	G	H	I	J
①	2	4	5	2	4
②	3	2	1	2	3
③	1	2	1	3	4
④	3	5	3	2	4
⑤	2	4	1	1	5

5. 考察

実験結果より，通常歩行時の骨盤回旋角度には個体差があり，約10degから約27degまでの範囲に分布している．しかし，通常歩行時の骨盤回旋角度，歩幅および歩行速度の比較においては相関が見られないことから，被験者の歩行形態に個体差が伴うことが示されている．通常歩行時の骨盤回旋角度に対し，歩行アシストロボットを装着してのアシスト無作動時と作動時の骨盤回旋角度を比較すると，無作動時の方が骨盤回旋角度が6名増加している．このことから，本研究のアシストが被験者の骨盤回旋角度の増加に対して必ずしも有効に働いていないと考えられる．

その原因の1つとして，腰部と歩行アシストロボットはベルトで固定しているが，可動のしやすさを考慮して仙骨押し出し部分と腰部は固定されていなかった．そのため，アシスト作動中に仙骨押し出し部分のずれにより，アシスト動作が骨盤回旋に対して十分に効力を伝えられなかったと考えられる．

しかし，両脚の股関節角度の比較結果では，上記3つの比較よりもアシストの効果が現れており，アシスト動作が脚の振り上げ，蹴り下げに対して積極的に動作を誘導したと考えられる．アンケート結果において，④歩きやすさと⑤腰の押し出し感覚の相関係数 r は $r \fallingdotseq 0.56$ となり正の相関が見られた．ゆえに，アシスト動作は骨盤回旋角度を増加させるほどのものではなかったが，前方に重心が移動するよう歩行者の骨盤に働きかけていた．体が前方へ進もうと促され，骨盤と繋がっている股関節部分に力が伝わった結果，股関節角度が増加したと考えられる．

6. 結論

本研究では，歩行時に骨盤の回旋を促すためのリンク機構を有する歩行アシストロボットを作製し，健常人被験者10名を用いて歩行実験を行い，歩行形態の計測を行った．

実験結果より，以下の結論が得られた．

1) 通常歩行時における骨盤回旋角度には個体差があり，約10degから27degまでに分布している．
2) 歩行アシストロボットによるアシスト動作は骨盤回旋角度，歩幅および歩行速度に対して顕著な結果は得られなかった．
3) 歩行アシストロボットのアシスト動作により，脚の振り上げ，蹴り下げ動作が強められた．

以上の結果を基に，本研究の歩行アシストロボットにより脚の振り上げおよび蹴り下げ角度を増加させることで，高齢者のつまづきによる転倒への防止にも応用できると考えた．今後骨盤回旋角度の個体差を考慮に入れたアシスト制御方法および歩行アシストロボットと腰部の固定方法の改善を加えて，骨盤回旋を促す歩行アシストロボットの有効性を検証する予定である．

7. 倫理審査

本研究は大阪工業大学倫理委員会の審査を経て実験を行った．倫理審査番号： 2017_5

8. 参考文献

[1] 斉藤 清次，中島 弘貴，村木 里志，高齢者における歩行時の速度変化が骨盤および体幹回旋運動に及ぼす影響，第48回日本理学療法学術大会 抄録集，Vol.40，No.2，2012

[2] 西森 隆，伊藤 章，歩行速度増加にともなうステップ長の増加要因，関西理学療法，Vol.12，pp45-51，2012

IMU センサによる歩行状態推定に基づく歩行者同伴移動制御

Walking State Estimation for Accompanying Motion Control

○ 板寺駿輝（名大）　北川陽三（名大）　長谷川泰久（名大）
福田敏男（名城大）　谷本正智（国立長寿研）　近藤和泉（国立長寿研）

Shunki ITADERA, Nagoya University
Youzou KITAGAWA, Nagoya University
Yasuhisa HASEGAWA, Nagoya University
Toshio FUKUDA, Meijo University
Masanori TANIMOTO, National Center for Geriatrics and Gerontology
Izumi KONDO, National Center for Geriatrics and Gerontology

Abstract: In this paper, we introduce a novel cane-type robot accompanying pedestrians for safe walking. In clinical gait training for elderly or physically challenged people, it is one of the most important functions for walking assistive devices to regain physical ability in short training process. Our research group has developed a series of cane-type robots, named “Intelligent Cane”, as a mobile handholding device to assist the gait training of the users. We propose a walking state estimation using IMU sensor, and the control method of our cane robot to accompany patients. The cane robot with the proposed method estimates the walking direction of the user and changes the control mode of the robot without a pause. We conduct an experiment to evaluate the proposed method, and demonstrate the potential of using the cane robot in rehabilitation.
Key Words: Cane robot, Gait rehabilitation, Accompanying control

1.　緒言

近年，日本を含む世界各国では少子高齢化に伴う高齢者の介護労働力の不足が社会問題となり [1]，介護現場において十分な介護サービスの提供が困難となっていることから介護ロボットの需要が高まっており，ロボットが歩行訓練をサポートすることで患者は自主的に運動に取り組めることが期待される．我々は Fig. 1 のように病院において高齢者や障害者ら入院患者の歩行能力維持・改善を目的とした歩行リハビリテーションに対して，ロボットによる安全性の向上に着目してきた．特に身体姿勢の不安定さに起因する転倒を防止するため，杖型歩行補助ロボット “Intelligent Cane” の研究・開発を行ってきた．身体機能回復に向けた歩行訓練において，多くの場合，平行棒や歩行器など常に身体を支えられるような歩行補助具を用いる．また，院内の移動においても手すりや点滴台などに捕まりながら移動することが多い．これらの行動は，歩行機能が低下した人は “何か” に捕まることで重心動揺が抑えられ，歩行が安定する現象に起因する．僅かな支援力による重心動揺への影響について Jeka らによって有効性が検証され，“Light Touch Contact” と呼ばれている [2]．そこで，使用者の側に同伴し，使用者が不安感を覚えた時にすぐに触れられ，掴まることができる杖ロボットが自律を目指した歩行訓練に対して有用であると考えられる．

本研究では装着型 IMU センサデバイスを開発した．本デバイスを用いることで使用者の歩行進行方向を推定し，安定した同伴制御を可能とする手法を提案する．

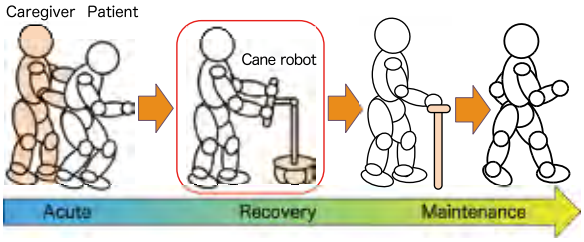


Fig.1　杖ロボットのリハビリテーションへの導入

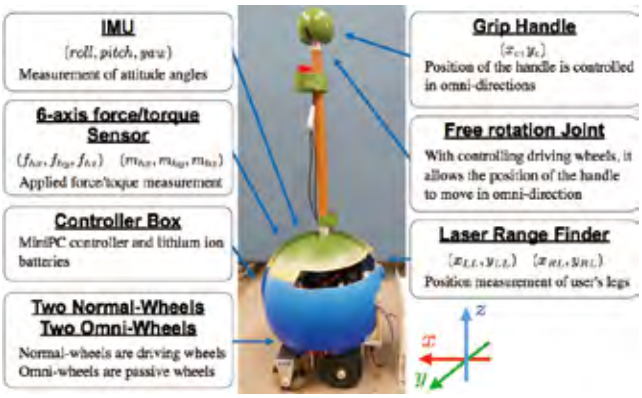


Fig.2　“Intelligent Cane” ハードウェア構成

2.　杖型ロボット “Intelligent Cane” 概要

これまでの医師や理学療法士との議論から一定相対距離を保ちながら同伴し，不安を感じた際にいつでも掴まることが出来る杖型ロボットの重要性が明らかとなった．そこで，歩行に不安を持つ患者（歩行速度 0.1 ～ 0.6 m/s）を対象として，実生活に支障のない大きさの杖ロボットを新たに開発する．

2.1　ハードウェア構成

本研究で用いる杖ロボット “Intelligent Cane” のハードウェア概要を Fig. 2 に示す．移動機構として駆動輪 2 輪と受動オムニホイール 2 輪を搭載している．持ち手部分はベアリングによりフリー回転が可能であり，Wada らが提案した運動学モデル [3] を採用することで，駆動輪 2 輪による非ホロノミック拘束を受けた全方向移動が可能である．制御入力センサとして，スティック部根元には 6 軸力覚センサと Laser Range Finder (LRF) を搭載している．また，ロボットの姿勢を検知するための 9 軸 IMU が取り付けられている．コントローラとして Ubuntu 14.04 を OS とした Robot Operating System (ROS) を採用している．さらに，鉾者においても腰部に IMU センサモジュールを取り付け，歩行方向の推定に用いる．

Fig.3　センサモジュール

Fig.4　歩行の様子

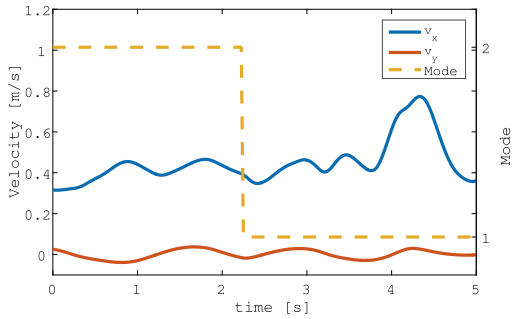


Fig.5　実験結果：杖ロボットの速度 (v_x, v_y)，制御モード $Mode$

2.2　制御アルゴリズム

本杖型ロボットの操作モードとして，力覚センサによって得られる操作力によって直感的な操作を可能とする「介入操作モード」と，LRF と装着 IMU によって使用者の位置・進行方向を推定し同伴追従する「自律同伴モード」を備えている．この 2 つの操作モードを切り替えることにおり，杖ロボットへの直感的な操作と，自律移動による間接的な操作が自在に選択可能となる．

2.2.1　介入操作モード

介入操作モードでは，使用者がロボットに加える力 f_h を入力，ロボットの速度 $\boldsymbol{v}_{ad}$ を出力とするアドミッタンス制御則を適用している [(4)]．

2.2.2　自律同伴モード

自律同伴モードでは，LRF を用いて使用者の位置や歩行進行方向を推定し，それに基づきロボットは使用者と一定の相対位置を保つように制御する．歩行者の位置は LRF による脚検出を行う ROS オープンソースパッケージ *leg_detector* を用いた．1 制御周期前に推定された使用者位置を中心とする混合ガウス確率密度関数を定義し，本パッケージから得られる使用者候補の中から最も確率が高い候補を使用者位置とすることとした．また，Fig. 3 に示す開発した IMU センサモジュールを腰部に装着し，そのセンサ値から推定される方向を歩行進行方向を算出した．Fig. 4 はセンサを装着して歩行した際の様子を示す．推定した使用者の位置と進行方向に基づいて，歩行者に対して杖ロボットは一定の位置関係を維持するように目標の移動位置を定める．

制御則は，杖ロボットの位置 $\boldsymbol{x}$，目標位置 $\boldsymbol{x}_d$ から，杖ロボットの制御速度 $\boldsymbol{v}_{ac}$ 以下に示すような PID 制御を採用した．

$$\boldsymbol{v}_{ac} = K_p(\boldsymbol{x}_d - \boldsymbol{x}) + K_i \int (\boldsymbol{x}_d - \boldsymbol{x})dt + K_d(\dot{\boldsymbol{x}}_d - \dot{\boldsymbol{x}}) \quad (1)$$

ただし，$K_p, K_i, K_d \in R^{2\times 2}$ はそれぞれ各項のゲインを要素に持つ対角行列である．

2.2.3　モードの切り替え

2 つのモード間の切り替えは入力される操作力の大きさによって行う．介入操作モードから得られる目標速度を $\boldsymbol{v}_{ad}$，自律同伴モードから得られる目標速度を $\boldsymbol{v}_{ac}$ とすると，最終的な杖ロボットの目標速度 $\boldsymbol{v}_{cane}$ は

$$\boldsymbol{v}_{cane} = u\boldsymbol{v}_{ad} + (1-u)\boldsymbol{v}_{ac} \quad (2)$$

ただし，u は操作力の大きさを変数にとるシグモイド関数である．また，介入操作モードから自律同伴モードへ遷移した際の積分項の初期値は直前の杖ロボットの速度 $\boldsymbol{v}^-_{cane} = [v^{x-}_{cane}\ v^{y-}_{cane}]$ を用いて，$[v^{x-}_{cane}/K^x_i\ \ v^{y-}_{cane}/K^y_i]$ とした．ただし，$K_i = diag(K^x_i\ K^y_i)$ である．これらにより，モード間の遷移における速度変化を滑らかにできると考えられる．

3.　歩行実験

3.1　実験環境

開発したセンサモジュールを装着した健常被験者（20 代）が杖ロボットと共に 2 m 歩行した．そのうち 1 m は介入操作モード，残り 1 m は自律同伴モードで操作を行った．また，被験者は歩行速度は一定を保ちながら直線移動した．

3.2　実験結果

実験結果として杖ロボットの速度 v_x, v_y と制御モード（$Mode$ = 1:介入操作モード，$Mode$ = 2:自律同伴モード）を Fig. 5 に示す．結果より，制御モードが切り替わっても，ロボットは一定の移動速度を維持できていることが分かり，今回提案した装着 IMU デバイスによる歩行進行方向推定に基づくモード切り替えを含む同伴制御の有効が示された．スムーズな同伴が可能となったことから，使用者は随時杖ロボットに触れたり，捕まったりすることが可能となり，安心できる歩行の実現へと繋がると考えられる．

4.　結言

本研究では患者において安定した歩行を実現するため，杖ロボットによる歩行者の同伴動作制御の手法について提案した．開発した装着型 IMU センサモジュールを装着することで，ロボットは歩行者の進行方向の推定が可能となる．また，モード切り替え時の急激なロボット速度変化を抑制するために，切り替え直後の I 制御項の初期化や，シグモイド関数による速度合成手法を提案した．実験によってその滑らかな制御モードの切り替えを確認した．これから，本提案手法によって必要に応じて杖ロボットに触れたり，捕まったりすることが可能となることで，安心できる歩行の実現可能性が示唆される．

今後は，歩行者位置推定手法や，それによる旋回時の同伴性能の向上，同伴による歩行安定性の向上の検証を行う必要がある，

参考文献

(1) United Nations, “World Population Ageing: 1950-2050,” http://www.un.org/esa/population/publications/worldageing19502050/.

(2) J. Jeka, “Light touch contact as a balance aid,” *Physical therapy*, vol. 77, no. 5, pp. 476–487, 1997.

(3) M. Wada, A. Takagi, and S. Mori, “Caster drive mechanisms for holonomic and omnidirectional mobile platforms with no over constraint,” in *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2000, pp. 1531–1538.

(4) 板寺駿輝, 渡邊貴弘, 長谷川泰久, 福田敏男, 谷本正智, and 近藤和泉, “重心動揺抑制により安全・安心な歩行訓練を支援する同伴型杖ロボット,” **日本ロボット学会講演会**, 2016.

杖歩行練習用歩行補助器の性能向上に関する検討

Investigation of Concerning performance improvement of Walking Training Apparatus for Crutch-walk Training

○ 飯岡 俊光(東京電機大学), 井上 淳(東京電機大学),花崎 泉(東京電機大学), 川村 和也(千葉大学),
貴嶋芳文(藤元総合病院), 藤元 登四郎(藤元メディカルシステム)

Toshimitsu Iioka,Jun Inoue,Izumi Hanazaki,(Tokyo Denki University)
Kazuya Kawamura (Chiba University)
Yoshifumi Kijima (Fujimoto General Hospital)
Toshiro Fujimoto(Fujimoto Medical System)

Abstract: The number of patients with cerebrovascular disease is increasing in present Japan where aging is advanced. Along with that, the number of people who left hemiplegia as a sequelae has also increased. In order to increase the healthy lifespan of patients with hemiplegia, it is important to enable autonomous walking using a cane. In order to increase the number of pedestrians, we are developing a walking aid, which is a rehabilitation tool for walking walking that can be used by one patient. In this presentation, we will report experiments using real machine for the purpose of improving the performance of walking aid.

Key Words: Rehabilitation, implementation, Crutch walking, Walker, Hemiplegia

1. はじめに

1.1 背景

麻痺の中で，身体の左右どちらかが麻痺する場合を片痺という(1)．片麻痺の症状を後遺として起こす病気一例に脳梗塞があげられる．脳梗塞をはじめとする血管疾患の国内総者数は“平成 26 年患者調査の概況”(2)より 117 万 9000 人であるとされる.脳卒中は毎年 30～40 万人が発生する国民病で、高齢者だけでなく、壮年層でもかかりやすい病気とされる．医学の進歩により，脳梗塞患者の死亡者数は減少傾向にあるが，およそ 6 割に片麻痺などの後遺症が残るとされる．高齢化の進む日本では，脳血管疾患ならびに，片麻痺の後遺症を持つ人は増加していくことが予想できる．

脳梗塞など，片麻痺の後遺症を持つ病気になると入院するのが一般的である．退院後の追跡調査によると、退院時に歩行が一人でできない患者は 5 年で 90%、7 年で 100%が死亡するとされる．一方で退院後に仕事に復帰できた患者は 10 年死亡率は 36%とされる．これは，自信を持って歩行ができないことで，外出の機会が減少し，こもりきり，寝たきり，痴呆症，死亡へと推移するためである．片麻痺の症状を持つ患者の中には，杖を使用することで自力での歩行が可能になる人がいる．これにより，車椅子，寝たきりにならず健康寿命の増進につながる．しかし，片麻痺患者が杖歩行を行うためには，医師や理学療法士の立ち会うリハビリテーションを行う必要がある．現状では，リハビリテーションを行いたい患者の人数に対して立会う人も場所も不足している．そこで，患者が一人でも杖歩行のリハビリテーションを行えるようにすることで，リハビリテーション期間の短縮，杖歩行車の人口の増加につながる．

1.2. 歩行のリハビリテーション

歩行のリハビリテーション器具の例としては,平行棒や,松葉杖や歩行器が上げられる(fig.1).

片麻痺患者が杖歩行を行うには，健側の手で杖を掴む必要がある.つまり,杖歩行のリハビリテーションの際にも,患側が麻痺しており，健側で杖を持つため，両手を使うことができない. Fig.1 に示すような従来の歩行リハビリテーション器具は両手を使用するため，片麻痺患者はこれらの機器を使って杖歩行のリハビリテーションを 1 人で行うことができない．そこで，医師や理学療法士の立ち会いなく杖歩行練習を可能にする歩行補助器を開発することが重要である．

本研究では，現在開発中の杖歩行練習用歩行補助器の試作機の性能を加速度計を用いて比較し，性能を向上させる検討を行う．

Fig.1 The example of walking training apparatus

2. 杖歩行練習用歩行補助器について

片麻痺患者を対象とした杖歩行練習用歩行補助器には現状以下の 3 点の機能が求められている．

・歩行補助器が杖に干渉しないこと
・患者の転倒を防止すること
・患者への負荷を減らすこと

我々は上記の 3 点の機能を持った，杖歩行練習用歩行補助器の試作機(Fig.2)を開発している．この歩行補助器は，杖を持った状態で使用する器具であるため，杖を持つ側に杖を使用できる空間を確保している．歩行補助器は Fig.2 に示した反対向きに装着することで，左右どちらが麻痺した患者でも使用することができる．主な歩行補助器の使用者になる片麻痺患者の歩行リハビリテーションでは通常の歩行リハビリテーションに比べ，片側が麻痺しているためバランスを崩しやすく転倒しやすい．そこで，開発中の歩

行補助器では，タイヤに荷重が加わるとブレーキが加わる，Fig.3 に示すブレーキ内臓タイヤを使用している．両手を自由にし，歩行補助器と使用者を接続方法として，Fig.3 に示す様に，ハーネスを用いてバネやワイヤーで 3 点接続する方法を採用している．

Fig.2　The experimental model of Walking Training Apparatus for Crutch-walk Training

Fig.3　Built-in tire with brake and Harness

この試作歩行補助器には，これまでの解析により改良点が明らかになっている．1 つ目は，フレームの形状から，想定以上に安定性が上がらず，使用者の転倒を防止しきることができない．2 つ目はブレーキ内臓タイヤが前後どちらかの 2 輪だけであるため，バランスが悪い．3 つ目は，両手を自由にするために，ハーネスを用いているが，そのため，歩行中は腰を歩行補助器に引っ張られる様な状態になってしまう．これらの改良点を踏まえて，新たな杖歩行練習用歩行補助器の試作機(Fig.4)を 2 種類用意した．

Fig.4　The new Walking Training Apparatus for Crutch-walk Training

2 種類の試作は，従来の試作機に比べ，フレームをよりシンプルにし，タイヤの種類によってバランスが変化しないように，4 輪とも同じタイヤとした． 2 種類のサイズやパラメータの違いを Table 1 にまとめる．基本的に新たな試作機 2 種類は，サイズなどのパラメータ以外は同じものとした．

Table 1　The new Walking Training Apparatus data

Color	Red	Blue
Weight(Top part)	3.2 kg	3.1 kg
Weight(Bottom part)	6.9 kg	7.7 kg
Long side	922 mm	92.5
Short side	618 mm	911mm
Height adjustment	874～924 mm	872~926mm

3.性能比較実験

本実験では，フレームサイズと重量の異なる新型試作歩行補助器 2 機を装着して歩行し，歩行時の加速度信号から装着者に与える影響の違いを検証する．

3.1 実験条件

本実験では，歩行補助器のフレームサイズと重量が変化することで，装着者に与える影響がどのように変化するのか確認することを目的とし，20 代健常被験者を対象に実験を行った．実験では通常歩行及び，歩行補助器を接続した状態での歩行を，三次元動作解析システム、Evart5.0 (MotionAnalysis 社製)および，3 軸無線加速度計により測定した．実験条件は，通常歩行、歩行補助器(赤)，歩行補助器(青)、の 3 条件とした．

三次元動作解析は Fig.5 の位置に 42 点の計測用マーカを取り付け、腰と歩行補助器に 1 つずつ無線加速度計を取り付けた．

Fig. 4 Measuring situation

Fig.5　Marker position

Table.2 Experimental conditions

Distance	7m
marker	42points(Subject) 5points(Walking Training Apparatus)
sampling	100Hz(Motion capture) 1000Hz(Accelerometer)
Number of measurements	5
Subject	Healthy male his twenty
Number of people	4

3.2　実験結果と解析

歩行中の加速度信号をFig.6からFig.10に示す. Fig.6は，進行方向に対する歩行者の加速度信号である．また Fig.7に進行方向の垂直方向の加速度信号を，Fig.8 に横方向の加速度信号を示す．3 軸共に，周期的な加速度信号であることが確認できた．Fig.9 と Fig.10 はそれぞれ，試作歩行補助器の進行方向に対する加速度信号である．これらは，歩行者の加速度信号と比べると振幅の変化が一定ではなく，加速度の増減が細かであることがわかる．

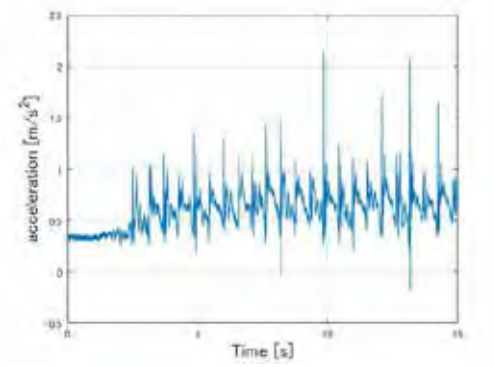


Fig.6 Acceleration signal in the traveling direction of Subject

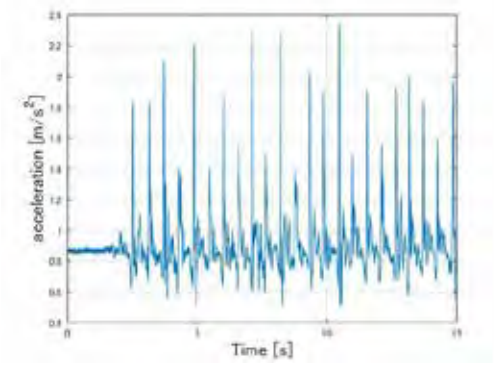


Fig.7 Acceleration signal in the vertical direction of　Subject

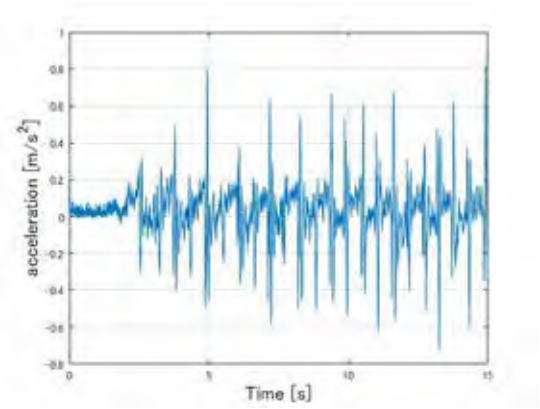


Fig.8 Acceleration signal in the horizontal direction of Subject

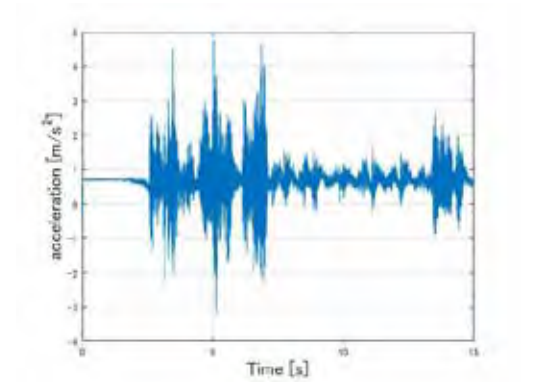


Fig.9 Acceleration signal in the traveling direction of Walking Training Apparatus Red frame

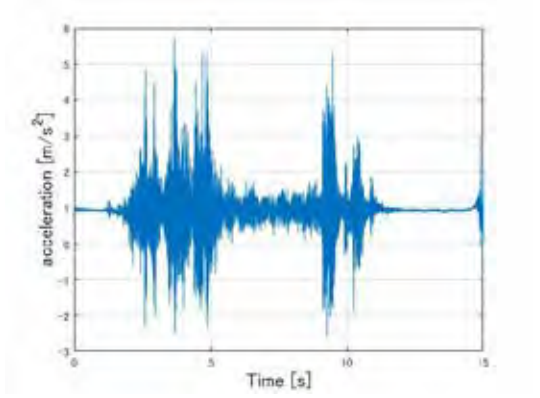


Fig10. Acceleration signal in the traveling direction of Walking Training Apparatus Blue frame

歩行補助器の加速度信号からでは，フレームサイズによる差を捕らえることができないことから，今回は歩行者の加速度信号を *x(n)*，歩行補助器の加速度信号を *y(n)*とし，式(1)に示す相互相関関数を求めた．

$$R_{xy}(k)=\frac{1}{N}\sum_{n=0}^{N-1-k}x(n)\cdot y(n+k) \quad \cdots\cdots\cdots\cdots(1)$$
$$(k=0,1,2,\cdots,N-1)$$

求めた相互相関関数のグラフを Fig11 と Fig12 に示す．相互相関関数にすることで，歩行補助器の挙動の差を視覚的に捕らえることができる．

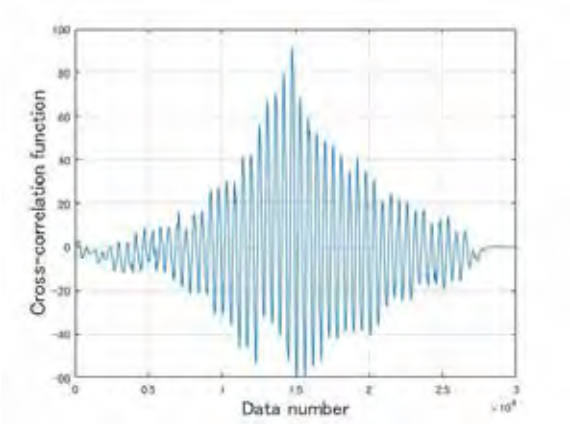


Fig.11 Cross-correlation function of Walking Training Apparatus Red frame

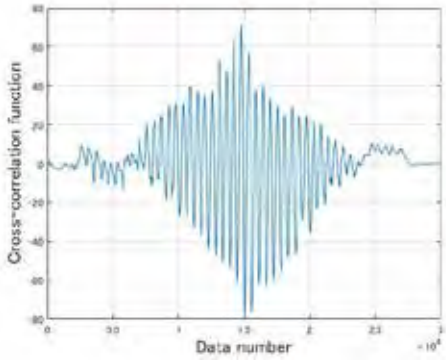


Fig.12 Cross-correlation function of Walking Training Apparatus Blue frame

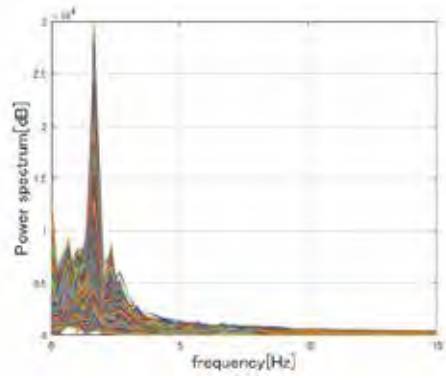


Fig.13 Power spectrum of cross-correlation function of Red frame

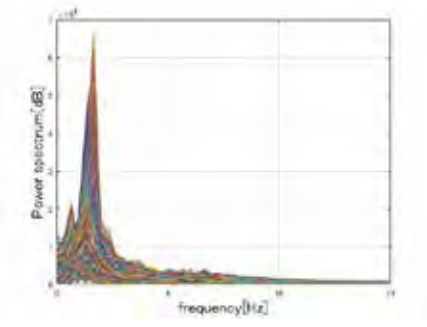


Fig.14 Power spectrum of cross-correlation function of Blue frame

さらに，歩行補助器のフレームサイズと重量の違いによる有意差があるかどうかを確認するために，相互相関関数のパワースペクトルを求めた．そして，パワースペクトルのピーク値による有意差がないか確認を行った．相互相関関数から，特徴点を見つけるために，3000 フレームごとに高速フーリエ変換を行い，50 フレームずつフレームシフトを行った．Fig.13 と Fig.14 に相互相関関数のパワースペクトルを示す．

Fig.13 と Fig.14 からわかるように，フレームサイズの異なる歩行補助器を装備して歩行した場合，どちらでもある程度一定の周波数にピークが集まることが確認できる．また，この周波数のピーク値の各値を 1 サンプルと考え，統計的に有意差がないか検定を行った．まず，得られたパワースペクトルの各ピーク値からなるデータにリリーフォース検定と 1 標本コルモゴロフ･スミルノフ検定を行った．結果，4 人のどの被験者の場合でも，杖歩行，通常歩行のどちらともパラメトリックなデータとしてに扱えることがわかった．各被験者において，加速度信号の軸ごとにフレームサイズと重量の有意差を求めた結果，Table.3 に示す様になった．

Table.3 Data test result

Subject No.	Axial direction	Crutch walk P	Walk P
1	Progressing direction	0.001	0.7739
1	Vertical direction	0.001	0.001
1	Longitudinal direction	0.001	0.001
2	Progressing direction	0.2466	0.1792
2	Vertical direction	0.2763	0.001
2	Longitudinal direction	0.8561	0.2131
3	Progressing direction	0.001	0.018
3	Vertical direction	0.2332	0.001
3	Longitudinal direction	0.001	0.018
4	Progressing direction	0.001	0.0053
4	Vertical direction	0.001	0.001
4	Longitudinal direction	0.001	0.001

Table.3 より，被験者 2 番を除き，3 名では，フレームサイズと重量の変化によって有意差があることが確認できた．

4.終わりに

今回は，杖歩行練習用歩行補助器のフレームサイズと重量が変化することで，装着者に対する影響が変化するのか，また何らかの有意差があるのか検討を行った．結果として，加速度信号のパワースペクトルから，有意差を確認することができた．今後は，モーションキャプチャーのデータと合わせて，更なる検討を行っていく．

謝　辞

本研究の一部は，文部科学省科研費研究若手研究（B）（15K16404），平成 27 年度東京電機大学総合研究所研究助成の支援を受けて行われた．

参考文献

(1)メディカルタウン
http://medical.itp.ne.jp/byouki/shoujou/mahi/
2017年7月17日アクセス
(2)厚生労働省，平成26年患者調査の概況
http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/14/dl/05.pdf
2017 年 7 月 26 日アクセス

足荷重の視聴覚フィードバックを有した歩行訓練システムの構築

～荷重値の出力特性と臨床試験計画について～

○ 福山慧（大分大院）　　池内秀隆（大分大）

Kei FUKUYAMA, Graduate School of Oita University
Hidetaka IKEUCHI, Oita University

Abstract: In gait training for walking rehabilitation, good balance walking, that is loaded equally load on both leg, is very important. So the scales are often used to feed back the load of the lower limbs. However, in this situation, trainee has to look down to see the scale and his or her walking posture become undesirable. In addition, he or her cannot read the load value on accurate. In this study, we propose the gait training system having audiovisual feedback mechanism of leg load. This system feedback the lower limb load calculated from the ground reaction force to trainee using audio and visual in real time. This paper reports, output characteristics of the load in the walking path and clinical study plan for clinical application will be described.

Key Words: Audiovisual Feedback, Real-time Presentation, Gait Training System, Clinical Study

1. はじめに

リハビリテーションにおける歩行訓練において，患側の足荷重の把握は，歩行能力の向上及び再骨折等のリスク回避において重要である．足荷重を把握する為の手段として，通常，体重計を使用するが、歩行中に視線が足元へ向く為，前方への注意の低下や姿勢の崩れを招き，また，定位置での荷重しか把握できない為，歩行中の荷重の変動が大きい．

そこで我々は，ディスプレイにて前方からリアルタイムで荷重が把握できるシステムを開発した[1]．

訓練者に荷重をフィードバックするシステムは少ないが，次のような研究がある．杉山らは足圧センサを使い，歩行の荷重変化について聴覚を利用して訓練者にフィードバックするシステムを開発している[2]．尾形らは，義足使用の訓練において，義足側への適切な荷重負荷の訓練を行うため，色距離センサ画像より得られた歩行モデルにより床反力を推定して，訓練者にフィードバックするシステムを開発している[3]．我々のシステムは，フィードバック情報として直接測定した床反力を利用し，視覚・聴覚の両方を使用して訓練者にリアルタイムに情報をフィードバックする点が特徴的である．

今回は，歩行路における荷重値の出力特性について，前回の報告[1]から，歩行路上の計測ポイントを増やして検証した結果について報告するとともに，臨床応用に向けた臨床試験の実施計画について報告する．

2. 歩行訓練システム

本訓練システムの概要を，Fig 1 に示す．訓練者の脚に加わる荷重をリアルタイムに測定するために，計測器としてフォースプレートを用いるが，歩行訓練の全歩数を測定するフォースプレートを用意することはコスト的に不可能である．そのため，フォースプレートの上に，アルミフレームとベニア板で作成した歩行板を設置した．

訓練者は左右の歩行板にそれぞれ左右各足を接地するように歩行する．フォースプレートにて測定された床反力データは，Fig 2 に示すように PC により収集され，三方向分力および床反力作用点が算出される．また，USB カメラで撮影された画像をディスプレイに表示し，計測した作用点

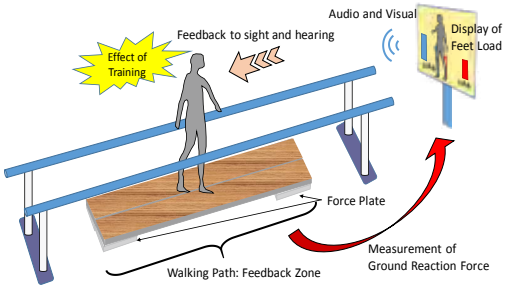


Fig 1. Overview of gait training system

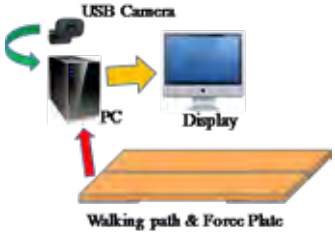


Fig 2. Schematic of the system setup

Fig 3. Display showing trainee's walking characteristics

および三分力の値から，荷重量をリアルタイムにオーバーレイ表示を行った．

荷重量の呈示は，Fig 3 で示すように，画面の両側端に矩形状のグラフにて呈示し，左右各足の鉛直荷重に合わせて矩形の高さが上下するゲージを配置し，足に加わる荷重が直観的に確認できるようにしている．これにより，被験者

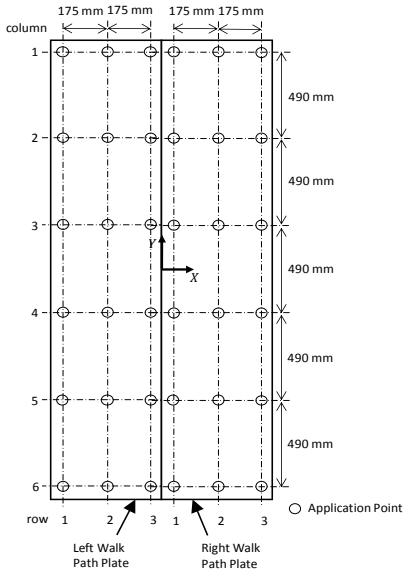


Fig 4. Walk path board and Load point

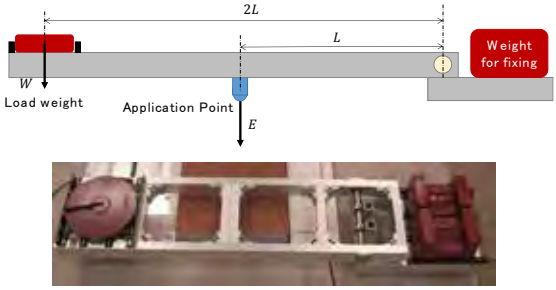


Fig 5. Diagram and photo of the measurement device

は常に前方のディスプレイを見ながら，姿勢や荷重量のフィードバックがリアルタイムに得られると考える．

3. 歩行路における荷重の出力特性実験

歩行訓練において最低限の歩数を確保し，かつ，現状の測定機器で対応するため，フォースプレート上に歩行板を設置した．しかし，歩行路の設置により，測定される床反力の特性が変化することが予想される．そこで，フォースプレートと歩行板を組み合わせた歩行路において，荷重の出力特性の変化について実験を行った．

歩行路は，フォースプレート 4 枚を左右側に 2 枚ずつに分け，各々を 1300mm 離して設置し，その上に歩行板を乗せたものとなる．この状態で，歩行板上の複数の点に一定の荷重を加え，その計測値を測定する．その結果と，フォースプレートのみに荷重を加えた結果を比較し，歩行板を設置することによる特性変化と本システムの目的を考慮した影響について検討する．実験では，Fig 4 で示すとおり，左右各々の荷重点 18 点にて重錘を使用し荷重を行った．荷重量は，98N，196N，294N，392N，490N，588N の 6 通りとし，床反力(垂直方向)として PC を介してデータ収集を行った．計測回数は各々の負荷点にて 3 回ずつ実施し，これらの平均値を各荷重点の測定値とする．

なお，本システムで用いているキスラー社製フォースプレートは，力センサに水晶のピエゾ素子を利用している．そのため，動的な床反力測定には高精度な測定が期待できるが，一定荷重のような静的な力に対しては，注意が必要である．本実験では，錘による負荷をスムーズに行えるように，Fig 5 に示す測定機器を作成した．本機器は，てこの原理を使用し，置いた錘の重さに対して 2 倍の荷重を負荷し測定できるように設計している．このようにすることで，一人でも比較的スムーズに荷重を行うことができた．

Table 1. Force plate output results

Load Weight	Force Plate 1	Force Plate 2	Force Plate 3	Force Plate 4
98	99.14	100.01	101.46	99.72
196	194.18	195.53	198.37	201.45
294	291.63	292.56	296.22	294.68
392	389.92	388.00	394.06	392.27
490	487.94	491.77	486.03	492.60
588	591.60	581.15	590.45	599.38

Unit N

Table 2. Reference value of each walking path plate

Load Weight	Right walking Path Plate	Left Walking Path Plate
98	100.74	99.43
196	196.95	197.81
294	294.39	293.15
392	391.03	391.10
490	488.90	490.27
588	585.80	595.49

Unit N

Table 3. Average error derived from the regression line fit at each application point (right plate)

Column /Row	1	2	3	4	5	6
1	2.02±1.48	1.49±1.12	1.16±1.45	1.03±1.05	0.97±0.92	0.65±0.45
2	1.99±1.40	1.55±1.46	0.45±0.45	0.42±0.29	0.52±0.61	0.55±0.70
3	2.29±1.80	1.25±0.99	0.60±0.67	0.50±0.54	0.77±0.63	1.05±1.01

Unit　%

Table 4. Average error derived from the regression line fit at each application point (left plate)

Column /Row	1	2	3	4	5	6
1	0.79±0.93	1.75±1.40	1.96±1.77	1.99±1.92	2.00±2.43	0.65±0.35
2	0.77±0.93	0.76±0.48	0.67±0.59	1.00±0.81	1.16±0.83	0.92±0.68
3	0.81±0.45	0.93±0.90	0.83±0.80	1.29±1.17	0.98±0.62	1.29±0.90

Unit　%

4. 出力特性実験結果

実験に使用する 4 つのフォースプレートについて，各々直接重錘を負荷した 3 試行分の平均値の結果を Table 1 に示す．また，左右各々の歩行路で用いる，選定した 2 枚セットのフォースプレートの平均値について Table 2 に示した．

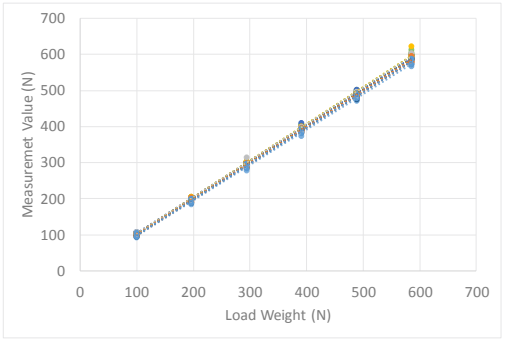
歩行路の出力特性については，Table 2 に示した平均値を基準に検討を行った．

右側の歩行路における，荷重点 18 点の測定値と基準値の平均誤差を Table 3 に示し，左側の歩行路における，荷重点 18 点の測定値と基準値の平均誤差を Table 4 に示す．

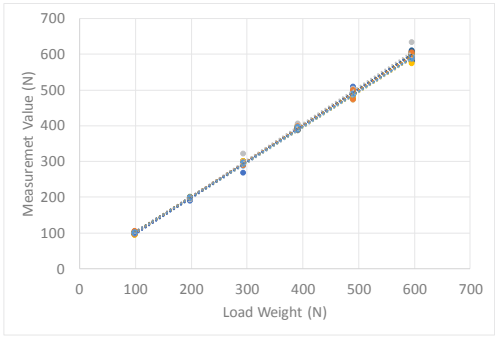
左右各々の歩行路の測定値の平均誤差は，すべて 2.5% 以内に収まるという結果となった．

さらに，左右各々の歩行路にて，6 通りの荷重における，負荷した荷重値と測定された荷重値の関係は，Fig 6 のように，ほぼ直線性を示すことがわかった．

Fig 7 は，各荷重点で測定された誤差の平均値を 3 次元プロットしたものである．歩行路の中心ほど誤差は少なく，中心から離れるにつれて誤差は大きくなるが，誤差の程度は最大でも 3 %以内に収まっていた．したがって，リハビリテーションにおける歩行訓練での免荷量の目安が，体重の 1/3 や 1/2 単位程度を基準としているため，今回の出力

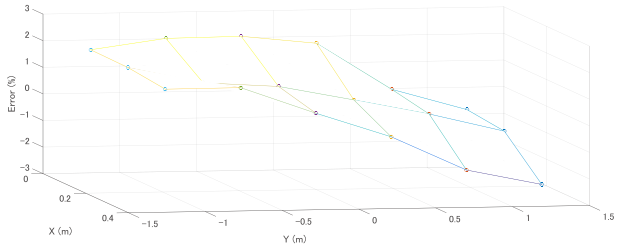


Right Plate

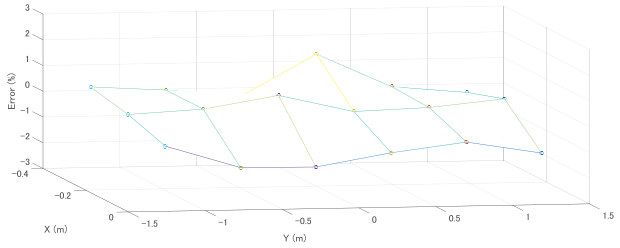


Left Plate

Fig 6. Linearity of each application point



Right Plate



Left Plate

Fig 7. Average Error of each application point

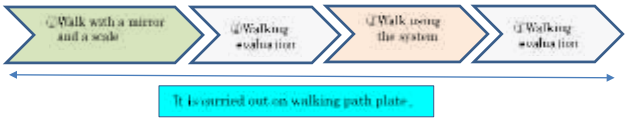


Fig 8. Clinical trial protocol

特性の結果としては，この基準で考える場合は問題ないレベルである．したがって，当面のところ，臨床現場においても本訓練機器が応用できる可能性があると考える．

5．臨床試験について

本訓練機器の臨床応用を目的とし，対象患者による臨床試験の実施を計画している．以下の内容で，社会福祉法人農協共済別府リハビリテーションセンターの倫理委員会，並びに大分大学理工学部の研究倫理審査委員会にて審査を実施し，承認を得ている．

＜本臨床試験の対象＞

① 脳血管疾患により片麻痺を呈し，Brunnstrom stage にて stageⅣ以上と診断され歩行が安定している方．

② 下肢骨折により片側下肢の荷重制限があり，医師の診断にて，免荷を行えば歩行訓練可能と診断された方．

＜臨床試験のプロトコル（Fig 8）＞

① 鏡と体重計を使用した通常の歩行訓練を，理学療法士の指導のもとで連続３往復実施．

② 鏡と体重計を除去した状態での歩行を１往復実施．

③ 本システムを使用した歩行訓練を，理学療法士の指導のもとで連続３往復実施．

④ ディスプレイを除去した状態での歩行を１往復実施．

＜臨床試験の期間及び参加人数＞

社会福祉法人農協共済別府リハビリテーションセンターにて，2017 年 8 月から 2018 年 3 月の期間にて，6 人の患者に実施予定．

6．今後の展開

まず，歩行における足荷重の調整に関し，健常被験者に対し，従来の体重計を用いた場合と本システムを用いた場合とで比較を行い，本システムの有効性を検討する．

その後，臨床試験において，本システムを使用する方が従来の訓練方法よりも目的とする荷重値に調整しやすくなる事を，実際の患者のデータ結果から検証していきたい．

さらに，患者の運動学習とモチベーションの維持が行えるように，歩行後に評価結果を呈示するシステムの構築（オフラインフィードバック）について検討していきたい．

謝辞

本研究は JSPS 科研費 15K01464 の助成を受けています．

参考文献

(1) 福山慧，池内秀隆：足荷重のリアルタイム呈示による視聴覚フィードバック機構を有した歩行訓練システムの構築，歩行路における荷重値の出力特性について，LIFE2016講演予稿集，3P1-A02，2016.

(2) 嶌田聡，杉山圭介，大塚作一，澤田義則，新井信：リハビリテーションにおける荷重調節訓練支援システムの検討，信学全大，D-7-43，1999.

(3) 尾形邦裕，三田友記，清水健，山崎伸也：色距離画像センサを用いた床反力可視化による義足荷重訓練支援システム測，LIFE2014生活支援医療福祉工学系学会連合大会2014，GS4-2，2014

小型・軽量化した立位移動可能な電動車いすの転倒抑止条件の基礎的評価

Basic Study on Fall Prevention of Compact and Lightweight Stand-up Powered Wheelchair

○ 柳一寛(職業大)　高橋宏治(職業大)　池田知純(職業大)　垣本映(職業大)　新家寿健(職業大)

松野史幸(コーヤシステムデザイン)

Kazuhiro Yanagi, Koji Takahashi, Tomozumi Ikeda, Akira Kakimoto, Toshitake Araie, Fumiyuki Matsuno

Abstract: When self-standing walking is difficult, a wheelchair with a standing position function enables standing position work as well as sitting position work and improves convenience. However, in the standing position, the center of gravity is high, and it has been traditionally made with weight and long wheel base to prevent falling down, and it is desired to reduce size and weight from the viewpoint of space and portability. Therefore, by providing a fall control prevention control function, we aim to reduce the size and weight of electric wheelchairs that can move upright. In this paper, we report on the configuration of the controller for fall prevension control and the basic examination of stopping at the sitting position and standing posture of prototype electric wheelchair or suppressing falling during running.

Key Words: Stand-up Powered Wheelchair, Fall Prevention, Center of Gravity, Trunk fixation

1. はじめに

下肢が不自由で自立歩行は困難であるが，上肢の麻痺がない程度の場合，移動に一般的な車いすを使用すると，座位姿勢のみのため行える作業への制約が大きい．これに対して，スタンドアップ機能を有する電動車いすでは，座位状態から立位状態へと身体の姿勢を変えられることにより，座位姿勢ではできなかった行動や作業をすることができ利便性が向上する．本研究では，立位から座位の任意の状態で使用する事を前提として立位移動可能な電動車いすの小型・軽量化を目指している[1]．

本稿では，電動車いすモデルにより導出した転倒抑止条件を実機により評価し，転倒抑止条件を満たす制御系を示す．

2. スタンドアップ機能を有する電動車いすの現状

現在，実用化されているスタンドアップ機能を有する電動車いすとして，LEVO[2]やF5corpusVS[3]等がある．これらの電動車いすは，立位から座位の任意の姿勢での移動および作業が可能である．しかし，立位姿勢では重心位置が高くなり転倒への対策が必要である．そのため，重量化および前輪と後輪の間のホイールベースを長くすることで対策を行っている．一方で，持ち運びやスペースの観点から小型・軽量化が望まれている．

この要求に対して，筑波大学では，立位移動支援パーソナルモビリティを提案している[4]．これは，車外に着席している搭乗者を，立位に姿勢遷移させながら移乗させ，乗車後は立位を維持したまま移動するものである．また，その操縦は搭乗者の胴体姿勢から移動意思を読み取る方式であり，立位移動に目的を絞ったものといえる．この他に，RODEM TRI[5]やGyrolift[6]などがある．RODEM TRIは，車いす（大型）と同程度の寸法であり，一般的な車いすと同様に座位姿勢で移乗，移動し座位から立位の任意の姿勢へ変換し，作業が可能なものである．また，車いすの前方には，立位時に体を支えるために支えが取り付けられており，座位での移動および立位での作業に目的を絞ったものといえる．Gyroliftは，2輪での静止及び走行が可能であり，操縦は搭乗者の胴体姿勢から移動意思を読み取る方式である．座位姿勢で移乗し，座位から立位の任意の姿勢で移動することが可能である．また，車いす前方には持ち手が取り付けられており，座位または立位での移動および立位での作業に目的を絞ったものといえる．

鈴木らにより，介助なしに装具を装着し，起立し，装具歩行に移行することを支援するためのモビリティデバイス[7]が開発されている．このデバイスは，建物間の移動など比較的長距離を移動する場合には，座位姿勢とし，スポット的な移動やリハビリ訓練を兼ねた移動では，立位姿勢へ変換し，装着した歩行装具による立位歩行を活用する．立位姿勢では，アームレストを腋に挟んで姿勢を保持し，杖や歩行器を取り立位歩行に移行できる．このモビリティデバイスの試乗評価で，座位から立位への姿勢変換時に臀部がずり落ちる，また姿勢変換時は，アームレストで体を支えながらの姿勢変換であるため負担が大きい，という意見が挙げられている．

以上の所見を踏まえ，本研究では次の仕様を満たす電動車いすを試作する．

- 持ち運びやスペースの観点から小型・軽量であること．
- スタンドアップ機能を有する電動車いすの利用場面を想定すると，立位作業および移動の他に，座位で机などに向かい作業を行う場面，作業を伴わず移動や待機する場面など様々である．そのため，立位から座位の任意の座面高さでの作業ができること．
- 姿勢変換時に臀部がずり落ちないこと．また，立位姿勢の際に，アームレストだけに負担が生じないように，身体への負担を分散すること．

3. 試作した電動車いすの概要

図1に，試作した電動車いすの各寸法と外観を示す．試作した電動車いすの搭乗者は，四肢麻痺者の中でも電動車いすの動きに耐えられる程度の体幹筋力のある平均的な成人男性(身長 172cm，体重 65.7kg)[8]を対象とし，使用場所は一般の屋内環境を想定している．

図 1　試作した電動車いすの各寸法と外観

車いすフレームの材質はアルミである．バッテリーを含む車いすの総重量は 32.7kg であり，成人男性 2 人で持ち運ぶことができる [9]．車いすの各寸法は，全幅 660mm，立位時の座面高さ 532mm，全高 1010mm，全長 550mm，座位時の座面高さ 412mm，全高 890mm，全長 670mm である．車いすのホイールベース長さは座位，立位ともに 373mm である．全長は，電動車いすの JIS 規格で示す 1200mm の約半分である．

駆動輪には，ヤマハ発動機の車いす専用ユニットであるジョイユニット X Plus（車輪径 16 インチ，重量 14.7kg）を用いる．車いすの接近性を確保するために前輪駆動としている．最高速度は，中速用電動車いすの最高速度 6km/h である．

座面の昇降機構は，平行リンク機構と LINAK 社製リニアアクチュエータ LA28（推進力 2000N，ストローク 100～400mm）からなる．昇降ボタンには，LINAK 社製のハンドセット HB40，昇降コントローラには，コントロールボックス CB8-A を使用する．座位から立位までを約 15 秒で昇降する．座面は，立位姿勢に移行するにつれ前方へ遷移するとともに，座面の 1/2 を中心に徐々に屈曲する．立位時に座位部分を残すことで，姿勢変換での臀部のズレを防ぎ，さらに下肢と座部に荷重を分担することで身体への負担を軽減する．

4. 静止，走行時の転倒危険性の解析

4.1 幾何モデル

試作した電動車いすが水平面に置かれているとき，側面から見た幾何モデルを図 2 に示す．図中の三角形△PFR の頂点は，車いすと搭乗者を合わせた重心 P，前輪接地点 F(原点 O)，後輪接地点 R とし，グローバル座標系を O-X-Z，車いす座標系を O-x-z とする．搭乗者の質量を m_u，重心を $P_u(x_u,z_u)$，車いすの質量を m_w，重心を $P_w(x_w,z_w)$とする．また L は，前後輪軸間のホイールベース長さである．搭乗者と車いすを一体とした全体の重心 $P_c(x_c,z_c)$は，

$$x_C = \{m_u x_u + m_w x_w\}/(m_u + m_w) \quad (1)$$

$$z_C = \{m_u z_u + m_w z_w\}/(m_u + m_w) \quad (2)$$

となる．これを図 2 に示す三角形△PFR，高さ $H=z_c$，P から下した垂線と底辺の交点までの F から R 向きの距離 $B_F=x_c$ で模式化する．重心 P には，路面と平行な慣性力と重心 P から鉛直下向きの重力の合力が作用する．静止時では重力ベクトル，移動時では合力ベクトルが△PFR 領域内にあるとき，車いすは転倒しない．

静止時の転倒しない条件式は，

$$0 < \{m_u x_u + m_w x_w\}/(m_u + m_w) < L \quad (3)$$

$$0 < B_F \cos\theta - H \sin(\pi/2 - \theta) \quad (4)$$

である．

直進制動時の転倒しない条件は，重心 P に生じる合成ベクトルが幾何モデルの△PFR の内側に向くことである．

4.2　解析方法と結果

座面高さ 412mm から 532mm まで 24mm 間隔で各座面高さにおける静止時と直進制動時の重心 P と重心 P に作用する合力ベクトルを求め，転倒危険性の解析を行った．搭乗者モデルは，身長 178cm，体重 60.5kg で，体幹が背もたれに固定されていると仮定した．走行路面は，平坦路および傾斜角 5,10 度の降坂路，路面は滑らないこととした．また身体の各部質量は，松井の身体各部質量及び質量比 [10] をもとに算出した．

静止時の各座面高さにおける重心と重力ベクトルを図 3 に示す．平坦路および 5 度の降坂路において，座面の高さによらず重力ベクトルは△PFR 領域内であった．10 度の降坂路では，座面高さ 532mm において重力ベクトルは△PFR 領域外であった．

図 4 に，直進制動時に減速度 0.8m/s², 1.6m/s² で停止，としたときの解析結果を示す．

減速度 0.8m/s² で停止した場合に，平坦路では全ての座面高さ，5 度の降坂路では座面高さ 484mm，10 度の降坂路では 436mm まで後輪を接地して走行可能であった．減速度 1.6m/s² で停止した場合に，平坦路では座面高さ 508mm，5 度の降坂路では座面高さ 436mm まで後輪を接地して走行可能であり，10 度の降坂路では全ての座面高さで後輪が浮き走行することができなかった．また，降坂路の傾斜角が大きくなるにつれ転倒しない限界の座面高さが低くなった．

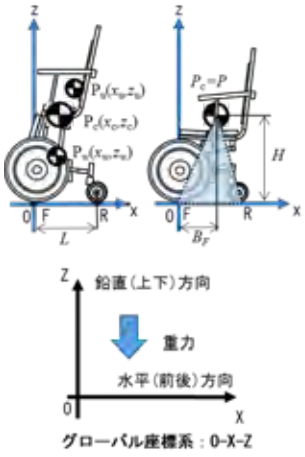


図 2　試作した電動車いすの幾何モデル

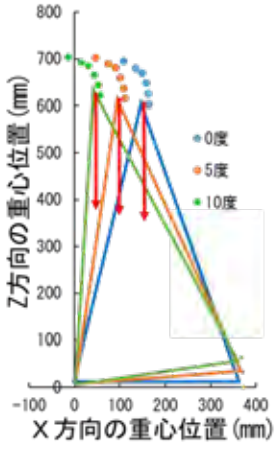
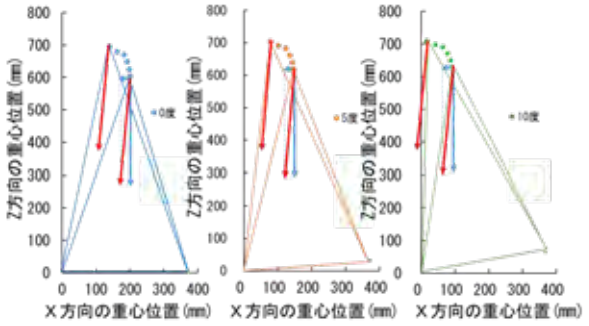
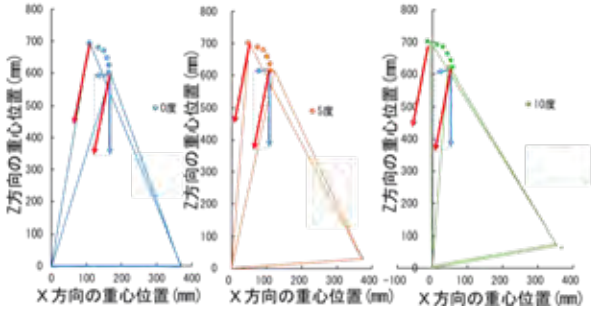


図 3　静止時での重心と重力ベクトル



減速度 0.8m/s² で停止した場合



減速度 1.6m/s² で停止した場合

図 4　直進制動時(降坂路 0,5,10 度)の重心と合力ベクトル

解析結果より転倒抑止条件は，

- 搭乗者の重量と車いすの重量および重心が既知のとき，式(3)より搭乗者の重心 x_u の範囲が決まる．姿勢や身体条件による重心 x_u の変化を制限する
- 降坂路では，傾斜角に応じて転倒しない座面高さまで下げる
- 直進制動時は，座面高さに応じて転倒しない減速度の大きさまで下げる

5. 転倒抑止条件の基礎的評価

5.1　被験者

電動車いすの使用状況を想定し，前節で示した転倒抑止条件の評価実験を行った．被験者は，平均的な成人男性に近い体格の 20 代の健常男性 3 名(A：173cm，76.5kg，B：170cm，81.3kg，C：178cm，60.5kg)とした．なお，被験者 C は，前節の搭乗者モデルと同等の身体条件である．

5.2　上肢前方挙上作業での体幹固定による転倒抑止効果

前節の解析結果より，座面高さを制限することで重心が前方に遷移することによる転倒を抑止できることが分かった．そこで，車いすに搭乗した状態で重量物を棚から出し入れする上肢前方挙上作業で重心が前方へ遷移した場合の転倒危険性を把握し，さらに車いすへの体幹固定による転倒抑止を評価した．被験者には，図 5 に示すように車いすへの腹部固定，胸部固定した状態で 1kg の重量物を両手で把持させ，体幹の前屈と上肢前方挙上を行うよう指示した．

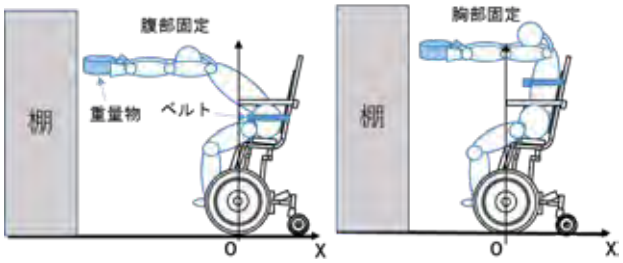


図 5　実験 1 における作業姿勢

図 6 に，体幹固定の有無による座面高さと前後方向（X 軸方向）の重心位置との関係を示す．

体幹固定なし，作業なしで着座した場合に比べ，体幹固定あり，作業ありの場合の方が，重心位置が前方あった．腹部固定では，座面高さが被験者 A，B は 484mm，被験者 C は 508mm を超えると後輪が浮き復元しなくなった．また，被験者の平均の作業範囲は，身体の中心から前方 1045mm，側方 882mm であった．胸部固定では，全ての座面高さで後輪が接地したままであり，各座面高さでの作業が可能であることが分かった． また，この時の作業範囲は，身体の中心から前方に 678mm，側方に 786mm であった．被験者 C に比べ A，B は 10m 程度前方に重心があった．

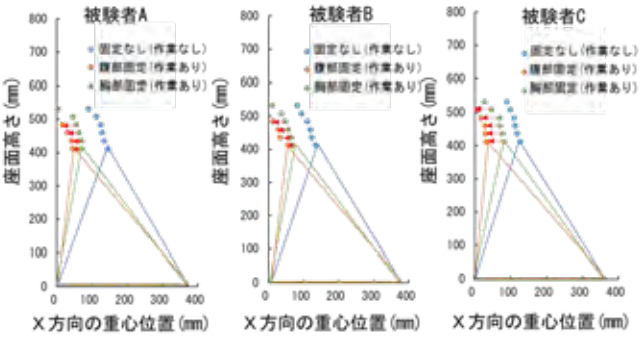


図 6　体幹固定の有無による X 方向の重心の変化

以上より，試作した電動車いすにおいて，平坦路で静止し作業を行う場合に，腹部固定では作業範囲は広いが座面高さによっては，重心が転倒しない重心範囲を逸脱するため座面高さの制限が必要である．また腹部固定に比べ作業範囲は狭くなるが胸部固定することで転倒しない重心範囲が広くなり，より高い座面高さで作業を行うことができる．

5.3　減速度制限による転倒抑止効果

前節の解析結果より，座面高さに応じて直進制動時の減速度を制限することで転倒を抑止できることが分かった．減速度を 0.8, 1.2, 1.4, 1.6m/s² と設定し，胸部または腹部を固定した状態で減速・停止したときの車輪と床面との接地状態を観察した．停止時に全輪が継続して接地している場合を○，後輪が浮いたが復元した場合を△，後輪が浮き復元しなかった場合を×として観察した．表 2 に腹部固定の結果，表 3 に胸部固定の結果を示す．

表 2，3 より減速度 0.8m/s² の場合は全座面高さで安全に停止したが，減速度 1.2m/s² では座面高さが 508mm，減速度 1.4m/s² で 532mm で転倒の危険性があった．減速度を下げることで全ての座面高さでの減速・停止が可能であることが分かった．被験者 C の平坦路における直進制動時の解析結果と実機による実験結果を比較した．胸部固定の結果は，前節の解析結果と一致していた．腹部固定の直進制動では，搭乗者に前方へ減速度による慣性力が加わり，腹部を基点に体幹が屈曲し，重心が前方へ移動する．そのため，解析結果と一致しなかった．被験者 A, B に関しては身体条件が異なるため，被験者 C に比べ前方に重心があった．そのため被験者 C に比べ，停止できる座面高さが少なった．固定位置および身体条件によって減速・停止時の慣性力により重心が変化し転倒する危険性がある．

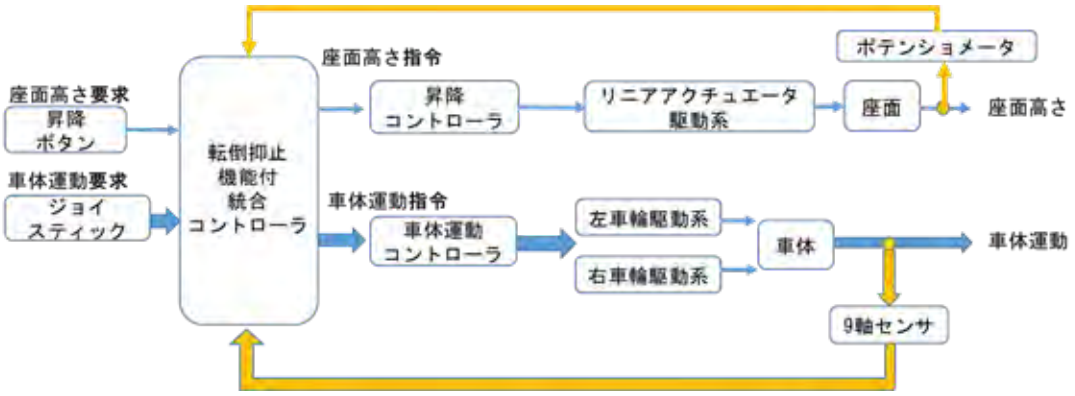


図 7　提案する転倒抑止制御系

表 2　腹部固定で停止した場合の車輪の接地状態

座面高さ (mm)	減速度0.8m/s²			減速度1.2m/s²			減速度1.4m/s²			減速度1.6m/s²		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C
412	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○
436	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○
460	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○
484	○	○	○	○	○	○	○	○	○	×	○	○
508	○	○	○	○	○	○	△	△	○	×	×	△
532	○	○	○	×	×	×	×	×	×	×	×	×

表 3　胸部固定で停止した場合の車輪の接地状態

座面高さ (mm)	減速度0.8m/s²			減速度1.2m/s²			減速度1.4m/s²			減速度1.6m/s²		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C
412	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○
436	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○
460	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○
484	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○
508	○	○	○	○	○	○	△	△	○	×	×	○
532	○	○	○	×	×	○	×	×	○	×	×	×

5.4 評価結果のまとめ

以上より，停止時に座面高さを優先する場合は減速度を，速度を優先する場合は座面高さを下げ，転倒危険性を避ける必要がある．腹部固定に比べ胸部固定の方がより高い座面高さで後輪を接地し転倒を回避することが可能であるが，腹部固定であっても、座面高さに応じて減速度を制限することで後輪を接地し転倒を回避することが可能である．

6. 試作電動車いすの転倒抑止制御系

本研究における電動車いすの解析，実験より体幹固定の有無および固定位置における座面高さ，減速度を制御することで転倒を回避することが可能である．提案する転倒抑止制御系の構成を図 7 に示す．

ジョイスティックには，外部機器より駆動系を操作可能なヤマハ電動車いす研究開発用キット，転倒抑止機能付統合コントローラには，組み込み用 CPU ボードを使用する．既存の昇降コントローラ及び車体運動コントローラを使用し，それぞれの駆動系を駆動する．車いすの座面高さは，平行リンク機構のフレーム角度をポテンショメータ（緑測器製 CP-2FABSJ）で測定し，測定データより座面高さを算出する．車体運動は，9 軸センサ（インベンセンス製 MPU9150）で測定する．

制御の流れは，搭乗者の座面高さ要求と車体運動要求が，昇降ボタンとジョイスティックの操作信号として統合コントローラに入力される．統合コントローラは，操作信号に応じた座面高さ指令と車体運動指令を生成し，各コントローラに出力する．座面高さと車体の運動は，各種センサによりセンサデータとして取得され，統合コントローラにフィードバック信号として入力される．搭乗者からの要求が，転倒しない条件を満たす場合は，要求を指令として出力し，転倒しない条件に満たない場合は，車体の状態が転倒しない条件を満たす指令を出力する．

7. おわりに

試作した電動車いすの転倒抑止条件を導出し，実験により作業および移動時の転倒抑止条件の評価を行った．評価結果より，減速度の大きさに，搭乗者の身体条件および姿勢による転倒危険性について把握した．今後は，得られた転倒抑止条件に基づき，転倒抑止機能付統合コントローラを作成し，試作した電動車いすへの実装および転倒抑止制御性能の評価を行う．

参考文献

1) 柳 一寛，池田 知純，新家 寿健，鈴木 重信，垣本 映，高橋 宏治，立位で移動可能な電動車いすの転倒抑止制御，第 24 回 職業能力開発研究発表講演会 講演論文　2016
2) LEVO AG，Switzerland，リーボ スタンディング 製品ガイド Levo standing product guide：https://www.levo.ch/
3) ペルモビール株式会社，電動車いす総合カタログ 2015-051125.JP：http://www.permobilkk.jp/
4) 江口洋丞，門根秀樹，鈴木健嗣，立位移動を支援する適応的姿勢可変パーソナルモビリティ，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集 2013；pp.2P1-C12(1)～(2)
5) Micoto Technology，TRi：http://www.micotech.jp/rodem-tri.html
6) Lambert Trenoras，Unene Gregory，Eric Monacelli，Vincent Hugel，Mechatronic Design of the Gyrolift Verticalization Wheelchair，2014　IEEE /ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics(AIM)Besancon，France，July 8-11，2014
7) 鈴木重信，松井勇樹，高橋将人，垣本映，太田裕治，立位歩行と座位移動を併せ持つ新しいモビリティデバイスの開発，生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会　2010　講演論文集；pp530-531.
8) 文部科学省，体力・運動能力調査，統計表一覧，http://www.e-stat.go.jp/SG1/estat/List.do?bid=000001077238&cycode=0
9) 厚生労働省，職場における腰痛予防対策指針：http://www.mhlw.go.jp/stf/houdou/youtsuushishin.html
10) 松井秀治，各種姿勢の重心位置に関する研究，体育学研究 2(2)，65-76，1956

能動義手用ケーブル操作記録計を用いたケーブル操作量と義手動作の比較実験

Comparative experiment of cable operation and upper limb prosthesis movement with control cable operation recorder for body-powered upper limb prosthesis

○ 加藤和久（東電大院）　大西謙吾（東電大院）　森田智久（東電大院）　須田裕紀（新医福大）

Kazuhisa KATO, Kengo OHNISHI, Tomohisa MORITA, Grad. School of Science& Engineering, Tokyo Denki University
Hironori SUDA, Dept. of Prosthetics & Orthotics and Assistive Technology, Niigata University of Health and Welfare

Abstract: Quantitative evaluation based on the measurement of Bowden cable traction in a body-powered prosthesis are very rare yet important to improve the motion efficiency of the prosthesis. This report targets to measure, record and evaluate the using condition of body-powered prosthesis during daily life. A sensor unit to record the traction and to measure cable excursion are designed and prototyped. In this report, we attached the cable operation recorder in the cable of quasi-body-powered prosthesis, and conducted a upper limb prosthesis evaluation battery: Clothespin Test. In the experiment, cable excursion amount were measured with 3D motion analysis to compare with recorder's performance. From the results of the experiment, the recorder showed that continuous recording with sensor signal within determined tolerance range 6.0 mm was performable.

Key Words: Bowden Cable, Body-powered prosthesis, Cable excursion

1. はじめに

体内力源式能動義手[(1)]（以下，能動義手）はコントロールケーブルの張力をハーネスを通じて知覚でき，把持力や手先具の開閉の調整が容易であり，巧緻性の高い作業に多く用いられている．そのため，能動義手の研究として，手先具の性能評価[(2)]やコントロールケーブルの要素技術としてプーリの研究[(3)]といった実験環境下での操作情報や部品の評価などの義手の定量的な報告はされている．しかしながら，使用者の日常生活環境下で能動義手を装着し，日常生活動作を行ったときのケーブル牽引力，牽引量，手先具の開閉回数といったケーブル操作情報は取得されていない．そこで，本研究では，日常生活下で長時間測定することができ，ケーブル操作量である，ケーブル牽引力，牽引時間，手先具の開閉回数等を記録し，評価，分析をする計測器の開発を目的とする．

本報告では設計，試作したケーブル操作記録計を模擬能動前腕義手（以下，模擬義手）のコントロールケーブルに装着し，模擬義手を着用した非切断者が洗濯バサミの摘み，移動，離しの動作時の牽引量を測定した実験結果より，動作と牽引量を比較し相関を報告する．

2. ケーブル操作記録計の設計

記録計は物理量であるケーブルの動きを変換器を通じて，電気信号に変換しマイクロコンピュータで信号を記録する．そのため，牽引量を変換するため，牽引量変換器を設計した．

牽引量変換器では，まず直動変位を回転運動に変換する．手先具操作時のケーブル変位はケーブルの走行路に沿った空間運動となるが，短い区間に限定した時，直線運動変位とみなせる．ケーブル感受部を小さくしケーブル変位を測定するために，直線運動を回転運動に変換させ，摩擦を利用したレーンの考案[(4)]を応用した機構を用いた．変換器の感受部にレーンの考案を応用した機構を螺旋プーリに設けた．螺旋プーリにワイヤベルトを巻きつけ，ケーブルに留め具で固定し，ケーブル牽引量に応じたワイヤベルトの牽引量が螺旋プーリの回転角度として測定する．この回転角度を電気信号に変換するため螺旋プーリの軸に可変抵抗を取り付ける．ポテンションメータ式牽引量変換器の設計図を Fig. 1 に示し，製作物を Fig. 2 (a)．螺旋プーリに巻きつけたワイヤベルトはケーブルが緩んだ場合でも常にワイヤベルトに張力を発生させ続けさせなければならないため，Fig. 2 (b)に示したテンショナを取り付ける．このポテンションメータ式牽引量変換器にマイクロコンピュータ (Raspberry Pi 3 モデル B)を接続し出力信号を取得し保存する．

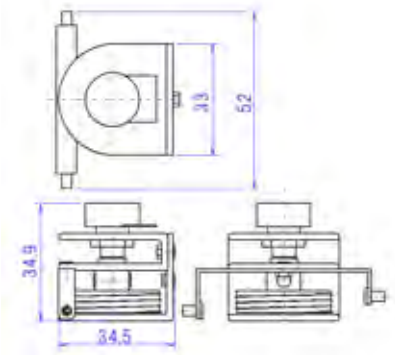
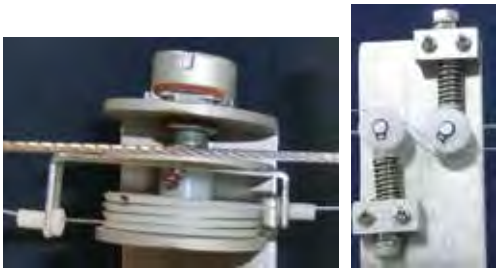


Fig. 1 Converter design drawing



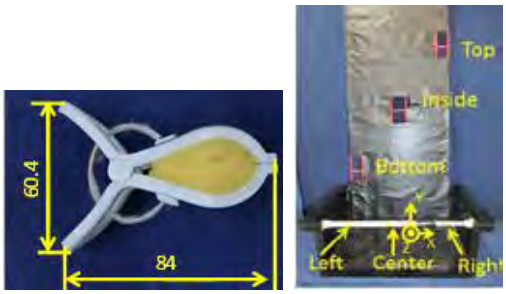
(a) Cable travel converter　(b) Tensioner

Fig. 2 Structure of recorder

3. Clothespin Test によるケーブル牽引量と義手動作比較

模擬能動義手のコントロールケーブルに記録計とテンショナを取り付け，義手の動作訓練や作業能力評価に用いられる洗濯バサミの掴み移動作業を行うClothespin Test（以下，CT）を実施した際の測定を検証した．使用環境に近い環境で計測が可能かを検証することでセンサとしての有効性を調査することを目的とする．本実験では，CT中の接近，掴み，移動，離し，離脱の動作中のケーブル牽引量を記録計と動作解析装置を用いて測定し，信号を比較することで，評価を行った．

CTに用いるPinch Exercise(以下，PE)の機材はRolyan社製Graded Pinch Exerciserを参考に自作した．洗濯バサミ，洗濯バサミの初期位置の水平棒，目標位置用の金網は，洗濯ばさみが取り付けた姿勢角度が保持できるように加工を施した．洗濯バサミの把持力は11 N, 寸法84×60.4×25 mmのものを使用した．Fig. 3 (a) に洗濯バサミの寸法図を，Fig. 3 (b)にPEを示す．



(a) Clothespin　　(b) Pinch Exercise

Fig. 3 Pinch Exercise Kit

3.1 条件・手順

本実験では模擬義手のコントロールケーブルの操作をし，CT課題を実行時の記録計と三次元動作解析装置により測定したケーブル牽引量を比較・評価する．

能動フックにはHosmer5XA，輪ゴムは2個を用いた．空間中の能動フックの開き角度，ケーブルの牽引量は三次元動作解析装置（ノビテック，VENUS3D）にて，マーカを能動フックに7個，ベースプレート位置とケーブル中に2個の計9個取り付け，8台のビデオカメラで測定，記録した．動作解析装置はサンプリング周波数100 Hzで測定し，記録計の出力信号はRaspberry Piで95 Hzで測定した．出力信号はオフラインで較正実験にて求めた換算式でケーブル牽引量に変換した．

CTは水平棒から金網の水平棒へ洗濯バサミを移動させる動作を取り付け動作，金網の水平棒から水平棒へ洗濯バサミを移動させる動作を取り外し動作とした．取り付け動作開始時は水平棒の設定した三か所に洗濯バサミを被験者が把持しやすい角度で一様に取り付ける．取り外し動作も同様に洗濯バサミの角度を調整し金網の水平棒に取り付けた．PEの金網の底辺中心部を基準位置に設定し基準位置から(-125,274,0) mmの位置を下部，(27,396,0) mmの位置を中部，(126,596,0) mmの位置を上部の目標位置とする．また水平棒の洗濯バサミの位置は，基準から(-125,100,190) mmの位置を左部，(27,100,190) mmの位置を中央部，(126,100,190) mmの位置を右部とし，印をつけた．

被験者は模擬義手を装着し，被験者の臍前で手先具を静止した姿勢を初期姿勢とした．初期姿勢から取り付け動作，取り外し動作を行い，各動作で5試行測定を行った．

3.2 結果・考察

本実験は，東京電機大学ヒト生命倫理委員会の承認を受け，被験者への事前説明を行い，同意を得て実施した．

被験者は右利き成人男性1名(身長173 cm・体重83 kg・年齢22歳)，模擬義手装着後にハーネスを調整し，事前に動作を繰り返し練習した後，実験を開始した．記録計を取り付けた模擬義手の装着状態をFig. 4に示す．

ケーブル操作記録計と三次元動作解析装置で求めた牽引量の出力信号は各初期姿勢での2秒間の出力信号平均値でオフセット処理を施した．結果，記録計で測定した洗濯バサミを摘まむのに必要なケーブル牽引量の平均値は取り付け動作時では平均37.3 mm±S.D. 3.6 mmで，取り外し動作では平均40.0 mm S.D±2.5 mmであった．すべての動作で三次元動作解析装置の牽引量の値が大きく，記録計の出力信号は一連の実験動作中に連続的に測定する事ができており異常な値は計測されない事を確認した．

三次元動作解析装置でベースプレート位置とケーブル中のマーカの二点間距離で求めたケーブルの牽引量を最確値とした．記録計の測定値と三次元動作解析装置の最確値を比較するため，測定値はサンプリング周波数5 Hzに間引きし，最確値と測定値の差を誤差とした．Fig. 5に一例として1試行目の取り付け動作時の結果を，横軸に時間[s]，縦軸にケーブル牽引量[mm]を取ったグラフを示す．これより，取り付け動作時では4試行目の誤差の平均値が最大であり，誤差は平均3.6 mm，標準偏差2.4 mmであった．また，取り外し動作時では3試行目の誤差の平均値が最大であり，誤差は平均3.2 mm，標準偏差，2.5 mmだった．以上より，試作したケーブル操作記録計は能動義手に装着，計測時の測定値の許容誤差を6.0 mmとし，ケーブルの操作量を測定する設計仕様を満たすことが確認された．

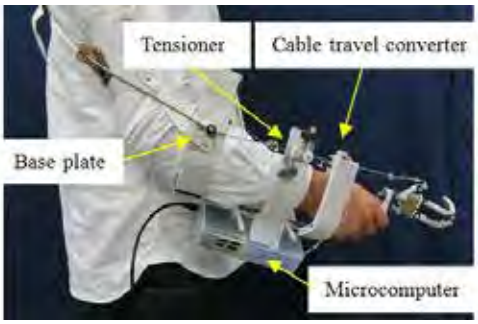


Fig. 4 Recorder mounting diagram

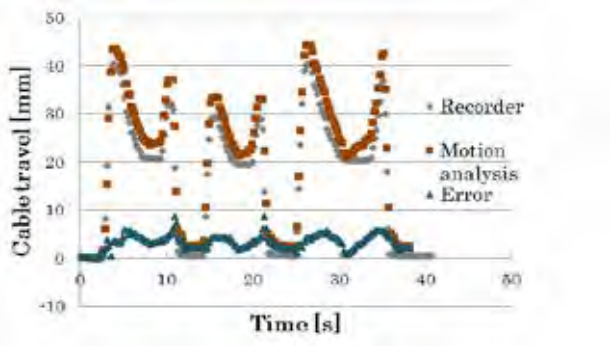


Fig. 5 First removing action

4. おわりに

試作したケーブル操作記録計を模擬義手に取り付け，Clothespin Test課題の接近，摘み，移動，離し，離脱動作を測定した．測定結果より，ケーブル牽引量の連続的な測定と誤差を確認し，短時間の測定実験中では設計仕様の6.0 mmの許容誤差を満たすことを確認した．今後は能動義手に設置し，動作とケーブル操作の関係を分析し，まとめる．

参考文献

(1) 澤村誠志，切断と義肢 第2版，医歯薬出版株式会社，2016.
(2) Gerwin Smit, Dick H. Plettenburg, Efficiency of voluntary closing hand and hook prostheses, POI, Vol.34, No.4, pp.411-427, 2010.
(3) 末田統，義手の感覚装置と義手の制御能力の評価，バイオメカニズム，Vol.1，pp.171-184，1972.
(4) 伊藤茂，メカニズムの事典，理工学社，1988.

複動拮抗シリンダを用いた二関節筋模擬における内外旋股関節機構の基礎的検討

A Study of Convolution Mechanism with Bi-article Muscles using Antagonism Double Action Cylinder

梅村　敦史（北見工業大学）

Atsushi Umemura

Key Words
leg-mimic, convolution, double action cylinder, bi-article muscle

1．はじめに

近年，ヒトの動作を模擬したロボットのが必要になってきている．

まず第一に，人工関節などの医療機器，福祉機器やスポーツ用具などの開発において安全性や性能の評価に必要とされている．安全性を確認するために実際にヒトに使ってもらうのは難しい，また耐久性や性能を評価するために繰り返し利用したり，客観的に標準的なヒトに利用してもらうシミュレータとしての需要がある．

第二に訓練装置としての需要である．リハビリを担っている理学療法士には実際の患者を対象にして技術を習得する必要があるが，訓練に必要な患者が得られるとは限らず，患者の代わりとなることが期待されている．

第三に，ヒトの動作を簡易に低コストで実現できるようになる将来の状況において，電動義足などのようにヒトの四肢を代替する福祉機器としての需要がある．

ヒトの下肢を模擬したロボットを考える．股関節は内外旋動作を含む三軸の回転軸をもっている．股関節は体重の支持・歩行という重要な役割を持っており関心が高いが，日本整形外科学会，日本リハビリテーション医学会より AAOS 方式[1]に準じた関節可動域表示・測定法で示されるが，その解析は簡単ではない．矢面上の運動，つまり屈曲・伸展運動では，屈曲では主に大腰筋と腸骨筋が，伸展では大臀筋とハムストリングスが働き，腸骨大腿靱帯・坐骨大腿靱帯が制限因子として働く，見かけ上は骨盤の上下回旋と腰椎前弯の増減が加わっていて，実際の関節可動域の推定は容易ではない．内・外転運動には，内転では長内転筋・短内転筋・大内転筋が，外転では中殿筋・小殿筋が働き，腸骨大腿靱帯・恥骨大腿靱帯が阻害に関与していると解剖学的には考えられ，大腿内転筋群の緊張をはじめ，大腿骨頭靱帯，や臼蓋縁の形状の関係も無視しがたい．内・外旋においては股関節前部の腸骨大腿靱帯，恥骨大腿靱帯と後部の坐骨大腿靱帯が制限をし，中殿筋と小殿筋が働く．

しかしながら，以上の股関節の回転を省略すると模擬できる動作に制約が生じる．熊本らは股関節と膝関節と足関節がつくる矢面の筋群は，三対六筋からなる実効筋群によって等価的に表すことができると述べている[2]．

定常的な歩行[3]，立ち上がり着座[4]，あるいは跳躍[5]・着地動作[6]であれば矢状面だけで十分妥当なモデルになることがわかってきている．しかし，スキー動作などのヒトの動作一般を模擬しようとする場合は，矢状面だけでは足りない．例えばスキー動作では，内外旋動作によって足を傾けることで，スキー板を傾け，エッジをたて回転をする[7]．内外旋動作ができないと回転も，回転による速度の調整もできないことになる．

先行研究[9]では，主に二関節筋の作用に着目してきた．そのためこれまでは内・外旋は考慮していなかった．

ヒトの下肢の機構を模擬するとき，股関節と膝関節をまたぐ筋の機構的な制御が重要な役割を果たしている．

ヒトや脊椎動物がもつ二関節を跨ぐ拮抗筋の協調活動が，四肢の力の出力方向，粘弾性を制御している．この生体の機能を一般的なロボットの機構である各関節に各々アクチュエータを配置する構成ではなく，一関節筋だけでなく二関節駆動のアクチュエータを配置したロボットを検討・製作してきた．

本論文では，二関節筋を拮抗駆動シリンダで模擬した下肢ロボットにおける，内・外旋機構について基礎的な検討をする．

2.　内外旋機構をもつ下肢模擬ロボット

2.1 左足概観

Fig.1～Fig.3 に構想の外観を示し，機構図を Fig.4 に示す.

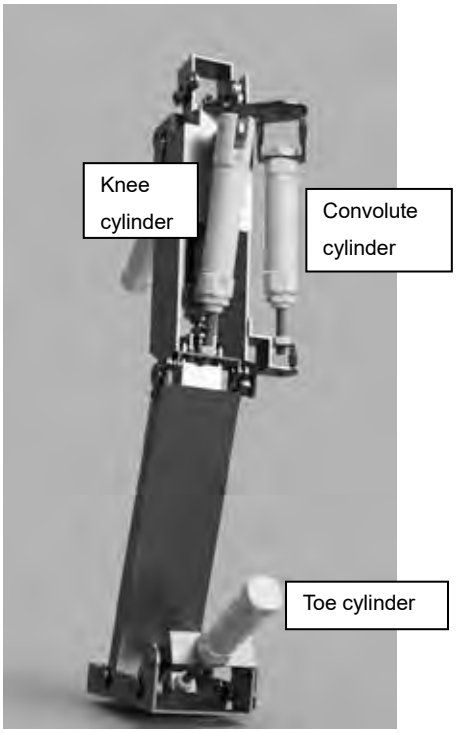


Fig.1 Front view of Over view.

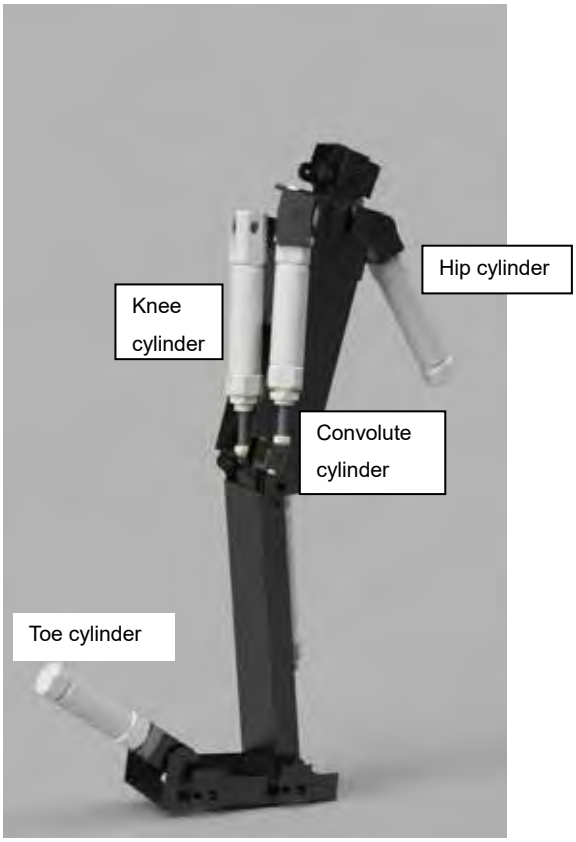


Fig.2 profile view of over view.

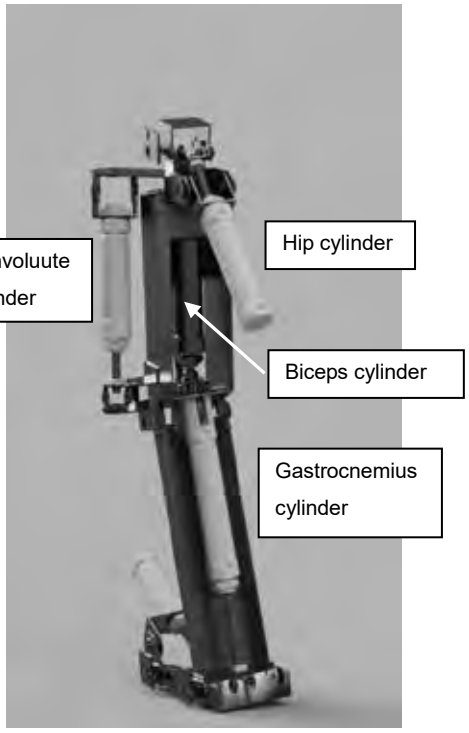


Fig.3 back view of over view

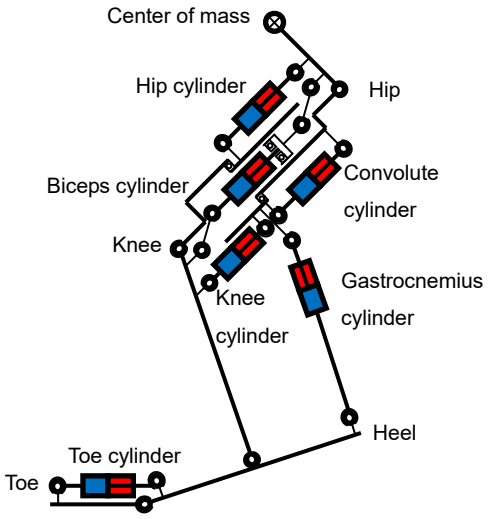


Fig.4. The leg robot with three pair antagonistic driven double acting pneumatic cylinder.

Fig.1～Fig.3 は，大腿部に大腿直筋と大腿二頭筋を模擬した複動シリンダと腓腹筋を模擬した複動シリンダをもち，内・外旋機構を備えている.

Table.1 に主要サイズと各関節の可動範囲の仕様をまとめる.

股関節の可動域については，実測において骨盤や脊柱の柔軟性を考慮し，健常者・同じ世代においても個人差がおおきい.

本論文では，ヒトの関節可動域は参考文献(8)に基づき与えた．主要サイズは成人のヒトをおおよそ2/100～4/100 の縮尺でスケールダウンして与えた.

Table 1 main spec of leg robot with convolution mechanism

項目		
身長	［mm］	600
足裏面積	［mm^2］	1.05×10^4
足裏長短比		1.90
大腿円筒半径	［mm］	55.7
大腿長 L1	［mm］	160
下腿長 L2	［mm］	160
足長 L3	[mm]	51
足先 L4	［mm］	17
関節半径	［mm］	10
股関節屈曲	[deg]	90
股関節伸展	[deg]	60
股関節外旋	[deg]	60
股関節内旋	[deg]	30
内・外旋半径	［mm］	44
股関節外転	[deg]	30
股関節内転	[deg]	30
膝関節屈曲	[deg]	120
膝関節伸展	[deg]	0
足首背屈	[deg]	15
足首底屈	[deg]	55
足先伸展	[deg]	60
足先屈曲	[deg]	40
足先幅	［mm］	52.6
複動シリンダ内径	［mm］	16
複動シリンダロット径	［mm］	5
複動シリンダ最小圧力	[Mpa]	0.06
複動シリンダ定格圧力	[MPa]	0.7
複動シリンダ押し力	[N]	140
複動シリンダ引き力	[N]	127
複動シリンダ重量	[kg]	0.08

大腿長と下腿長はおなじリンク長としている. 関節半径は基本は同じ半径を与えているが, 内・外旋半径は大腿部の外形に干渉しない半径を与えている. 内・外旋半径は大きくとるとトルクを稼ぐことができるが内・外旋を駆動するシリンダの長さが長くなるので限界がある.

2.2 内外旋機構

内外旋機構は大腿部の二関節駆動の複動シリンダに外接する外骨格で囲っており, 二関節駆動シリンダが自由に摺動・回転できるようになっている. 股間の関節のリンクと膝の関節のリンクは大内径(Φ25)の深溝玉ベアリングで自由に回転する. 股関節と膝関節のリンクを跨いで内外旋シリンダを取り付けており, このシリンダが縮むことで内旋 30deg, 伸びることで外旋 60deg 回転する.

内外旋の腕の長さを L_{conv} とおき内外旋のシリンダの推力を F_{conv} とおくと旋回角度 θ_{conv} に対するトルク τ_{conv} は次式になる.

$$\tau_{conv} = L_{conv}F_{conv}\begin{bmatrix}\cos\theta-\cos(-\pi/6)\\ \sin\theta-\sin(-\pi/6)\end{bmatrix}^T\begin{bmatrix}-\sin\theta\\ \cos\theta\end{bmatrix} \qquad (1)$$

Fig.5 に定格の推力で L_{conv} の半径で回すトルクを1pu とおいてプロットした. 0rad が正面である, このとき定格の半分のトルクを出すことができ, 内旋の限界角度でトルクは零になるのでそれ以上は回転できない. 外旋の最大角度で最大トルクを出力できることが分かる.

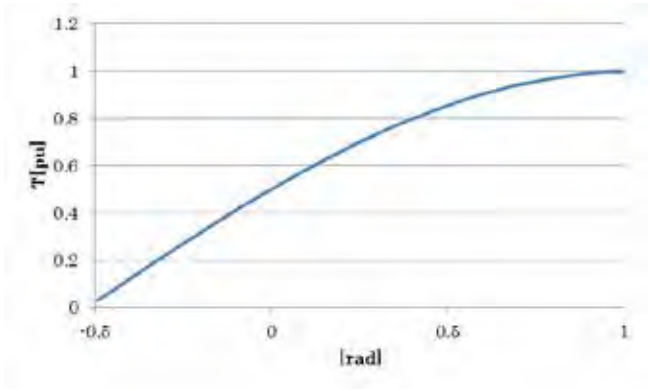


Fig.5 torque-convolution angle

2.3 内外旋二関節駆動複動シリンダ

大腿部の二関節駆動アクチュエータは, 伸長することで膝関節を屈曲し, 同時に股関節を伸展させる (縮むことで膝関節は進展し, 同時に股関節を屈曲させる).

Fig.2 にあるように大腿部の二関節駆動シリンダのロッドについている股関節を駆動するリンクは自由に回転するようになっている. ここでは一般的な複動シリンダを利用することを前提に機構を設計している. しかし, シリンダを専用に設計して, 二関節複動シリンダのロッドを自由に回転可能とすればより機構的にはコンパクト化が期待できる.

2.4 複動拮抗駆動アクチュエータ[9]

本論文では, 拮抗駆動複動シリンダを用いた二関節駆動アクチュエータを利用している. 空気圧シリンダはアクチュエータ自体軽量な割に大きな出力が得られ, ストロークは収縮時の 1.9 倍程度まで確保できる. 低速で利用するので静止摩擦が課題になるが, 現在は潤滑材の改善で低速駆動に対応できるものも出てきている. また, 複動シリンダを拮抗駆動にすることで, ストロークの60%は線形性が確保でき, 圧力を高めることで剛性が増し, 静止摩擦の不連続性を小さくでき, そして力の検出精度と剛性がトレードオフにならないという利点がある.

2. おわりに

本論文では，大腿部と下腿に二関節複動シリンダをもった下肢模擬ロボットに備える内外旋機構の基本的な検討を述べた．

複動シリンダによって二関節筋を模擬することが内・外旋機構を可能にするという利点があることがわかった．

今後の課題としては，提案した下肢ロボットを実際に製作・実測して実現性を示す．標準の複動シリンダでは二関節駆動のシリンダを十分短くできず，可動範囲ぎりぎりになってしまったので，専用の二関節駆動シリンダの設計をすることにある．

参考文献

1) American Academy of Orthopedic Surgeons, Measuring and Recording of Joint Motion, Chicago, 1965.
2) 大島徹， 熊本水頼，二関節機能を有するロボットアーム(二関節筋によるスティフネス特性とその効果)，日本機械学会論文集(C 編)， Vol61， No.592， pp4696-4703， 1995.
3) 藤川智彦， 百生登， 大島徹， 下肢大腿部における三対六筋の協調制御パターンから見た歩行動作の分析，バイオメカニズム， Vol.20, pp197-207， 2010.
4) 阿部友和，戸松麻衣，大古拓史，越智亮，金井章，小出卓也，小柳健一，本吉達郎，藤川智彦，大島徹，機能別実効筋モデルを用いた起立動作時の姿勢安定性の検証，第32回日本ロボット学会学術講演会，No.RSJ2014AC3O1-03，2014.
5) 鳥海清司，大島徹，熊本水頼，関節トルクから見たヒトの跳躍方向の調整，バイオメカニズム，Vol.16，pp243-253，2002.
6) 万野真伸，小出卓也，阿部友和，藤川智彦，踵着床における拮抗二関節筋ペアの同時放電による機能，第32回日本ロボット学会学術講演会，No.RSJ2014AC2D1-08，（CD-ROM 3pages），2014.
7) 清水史郎，科学的スキー上達法，講談社，1995.
8) Bernard Kingston, Understanding Muscles: A practical guide to muscle function, Stanley Thornes（Publishers）Ltd, 1996.
9) 梅村敦史，複動シリンダ二関節駆動ロボットを用いた運動発達の一考察，第 32 回ライフサポート学会大会(LIFE2016)，No.3A2-C08，(4pages)，2016

前腕義手ソケット装着による体温上昇の気化熱冷却の特性

Cooling characteristics with vaporization heat on the body temperature rise from donned transradial prosthesis socket

○ 神田智基（東電大院）　　大西謙吾(東電大院)

Tomoki KANDA, Kengo OHNISHI, Graduate School of Tokyo Denki University

Abstract: Upper limb prosthesis user experience extensive discomfort of heat and sweat donning a prosthetic socket, which is the primary cause of discontinuing the use of the prosthesis. The purpose of this research is to develop a cooling system that can prevent temperature rise inside the socket. This report discusses a cooling system using vaporization heat. An basic experiment was conducted with a formally developed cylindrical heat source model resembling the heat production of the forearm. A vaporization heat cooler layer was prototyped to fit the forearm model as a socket and sensors were mounted to measure the inner socket temperatures. Experimental results show that the inside-socket temperature's rise decreases compared to non-cooling condition. It is considered that the temperature inside the socket can be lowered using the cooling method by vaporization heat.

Key Words: Upper limb prosthesis, Prosthetic socket, Thermomigration, Vaporization heat

1. はじめに

義手ソケットは切断肢と義肢との接続面となる部分であるので痛みや圧迫感などに応じ修正の必要があるため，成形性に優れ,形状修正が容易な熱可塑性樹脂が用いられる．この結果，通気性，透湿性が低くく，ソケット内の熱や汗の問題が生じ，使用継続率の低下につながっている[(1)]．この問題は義足ソケットでも同じであることから，ソケットとライナー材質に応じ熱伝導率を実験で測定，比較した基礎研究[(2)]などが報告されているが，義手ソケット内の動的な温度管理に着目したソケットの伝熱設計法や温度制御方式に関する研究はない．本研究では，前腕を模した円筒熱源モデルを製作し，熱源体表面とソケット間の熱に対し，ソケット外表面からの冷却を行い，冷却効果を実験的に比較してきた．先行実験にて，ソケット外表面からペルチェ素子を用いた冷却効果を検証した．同実験からは，ソケット内の温度降下がペルチェ素子直下のみで，冷却効果は局所的であり，導入には排熱や重量の点から難しく，より冷却範囲が広く温度降下可能な方法が必要となることを確認した．そこで本報告では，ソケット装着に伴うソケット内温度の上昇を抑制することを目標として，対流による水の蒸発を利用した冷却衣服[(3)]の手法を義手ソケットに応用した際の冷却効果を基礎実験にて検証した．

2. 円筒熱源モデルと気化熱を用いた冷却システム

義手ソケット装着状態を模した環境を製作するために，7点面積荷重値に対応した前腕の代表円筒寸法[(4)]を参考に直径 80 mm，日本人の成人平均前腕長より長さ 241 mm とする円筒モデルを設計し，実験装置として PID 温度制御系熱源モデルを構成した[(5)]．

本研究で使用するソケットは光造形機にてアクリル樹脂で製作した．ソケットは外表面の水分を強制対流によって気化した際の気化熱で冷却を行う．水を気化させる層を設けるため 2 段構造とし，それぞれ全長 270 mm，厚さ 3 mm の円筒型とした．1 段目と 2 段目の空間に空気が流れる設計とし，高さを 10 mm とした．1 段目のソケット外表面には吸水性の高い綿製の布を粘着包帯によって両端を留め,1 段目外表面に密着させ，霧吹きを用いて湿らせた．試作したソケットを Fig. 1 に示す. 水を気化させるため, ファン(メルコテクノレックス，MMF-06G24ES）を 2 段目のソケット先端に設置し，定格電圧 24 V を供給し定格回転数 4690 rpm にて動作させた．

Fig. 1 Socket using vaporization heat

3. 気化熱を用いた前腕義手ソケット内冷却実験

3.1 目的・条件

本実験では，ソケット内温度上昇の抑制するため，ソケット外表面から気化熱を利用した冷却を実施し，ソケット内温度を測定, 比較を行い, 冷却効果の検証を目的とする．

製作したソケットを円筒熱源モデルに装着し，ソケット内温度を温度センサ(Texas Instruments, LM35CAZ)を用い測定した．ソケット内は同一直線上に 22 mm 間隔で 10 箇所を粘着包帯で貼付した（Fig. 2）．また，ソケット内湿度を湿度センサ(神栄テクノロジー，THP-B6T)でソケット全長の半分の位置にて粘着包帯を用い貼付した．センサ信号はデータ収録デバイス(National Instruments, USB-6210)とシステム開発ソフトウェア(同，LabVIEW)にてサンプリング周期 1 s，収録時間 900 s で測定，記録した．ソケットと熱源はセンサ位置が水平になるように発砲スチロール製の箱(内寸 W410×D920×H250 mm)に設置した．ソケット周囲温度は空調にて 25 ℃に設定，室内温度を一定に保つようにした．また，熱源から 0.3 m の位置に温湿度計(CAINS, OS-902WH)を設置し，測定開始時と終了時の箱内の温湿度を目視で記録した．吹き付ける水量は Sakoi らの研究を参考として，供給量 9 g を基準とし[(3)]，重量計(TANITA, KD-173)にてソケット重量との差分より導出，調整した．

冷却効果の検証として，①通常時，②水滴散布送風時，③送風時，④水滴散布時の 4 条件を比較した．さらに，水滴散布送風時による温度降下の効果を調べるため，操作量として風量と水量の水準を変えた際の温度降下を，水量 9g

のままファン印加電圧を 14 V に下げた場合, ファン印加電圧 24 V で水量 5 g に減らした実験を行った.

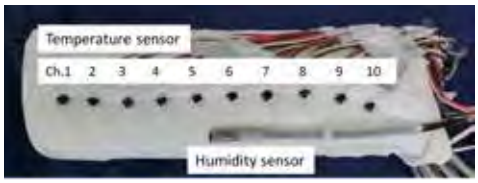


Fig. 2 Position of temperature and humidity measurement

3.2 結果・考察

①通常時，②水滴散布送風時，③送風時，④水滴散布時の 4 条件でソケット内の 10 個の温度センサ信号の 3 試行で平均した時系列変動を Fig. 3 に，湿度センサ信号の試行平均を Fig. 4 に示す.

水分散布により，実験開始時の温度に 1.0 ℃以上の差があった（Fig. 3）. ソケット装着から測定開始までの時間経過によるソケット内側表面の温度降下の影響と考えられる. 900 s 時の①通常時のソケット内温度 31.2 ℃と比較すると，②水滴散布送風時で 29.3 ℃，③送風時で 30.5 ℃，④水滴散布時で 30.5 ℃，水と対流の組み合わせの②水滴散布送風時の温度差が 1.9 ℃と最も大きい. ②水滴散布送風時の終了時点での箱内の温湿度計の湿度は実験開始時と比較し 30 %以上上昇しており，1 段目のソケット外表面の水分が気化されソケット外に移動していると考えられる. また，③送風時では箱内の湿度変動は確認されず，ソケット内の温度降下量も小さいことから，ファンによる強制対流が温度降下に大きな効果があると考えられる. 測定開始温度をオフセットをすると，①通常時と比較し③送風時が 0.7 ℃降下と最も大きい. 各条件で 500-900 s 間を一次式と近似し切片の 63.2 %の温度に達するまで時間を比較すると，②水滴散布送風時が最も早く定常状態に変移している.

各条件にて 0-100 s にかけて湿度が大きく上昇する傾向がある（Fig. 4）. ①通常時と④水滴散布時は実験開始時から終了時まで同様の湿度変動傾向がある. ③送風時は実験開始時と終了時と比較し-12.0 %と大きく降下しており，対流がソケット内湿度に影響している可能性がある. 一方で，②水滴散布送風時は実験開始時と終了時と比較し 17.3 %と実験終了時まで増加傾向がある. これは 1 段目のソケット外表面の水分が強制対流によって気化し，ソケット外へ放出されたものが還流し，ソケット内湿度が上昇したと考えられる.

ソケット外表面への風量，水量を初期条件より低下させた条件に変更し，温度センサ信号を 3 試行平均した時系列変動を Fig. 5 に示す. ファン印加電圧 24 V，水量 9 g 時と比較すると，印加電圧，水量を減らした条件は差がなく，類似した温度上昇傾向を示し, 900 s 時の温度の差は 0.1 ℃以下と同等の冷却効果であった. このため，ソケット設計においては，温度降下制御の設定条件はさらに詳細な実験が必要であり，最適化される必要がある.

4. まとめ

ソケット内の温度上昇に対して，気化熱を利用した冷却方法をソケットに応用し，前腕を模した円筒熱源モデルに装着し比較を行った. 気化熱を利用することによって，ソケット内の温度を下げる効果があることを確認した. 今後は，気化熱による冷却方法を進めていき，ソケット形状を変更させ温度降下する領域を制御できる設計を考えていく.

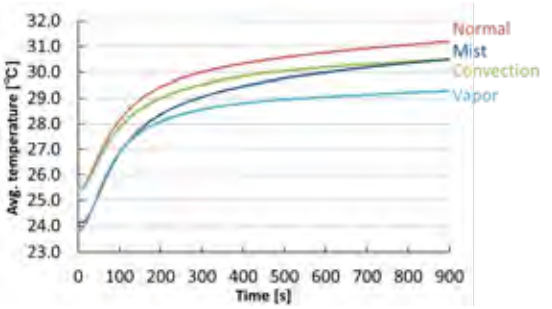


Fig. 3 Time variation inner socket temperature

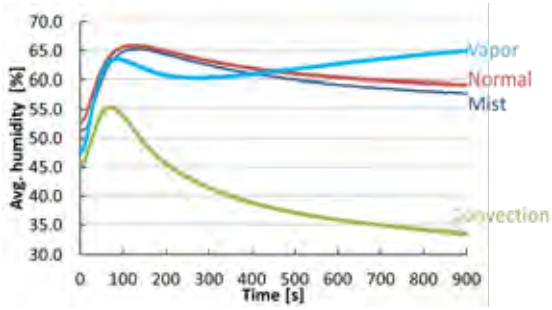


Fig. 4 Time variation inner socket humidity

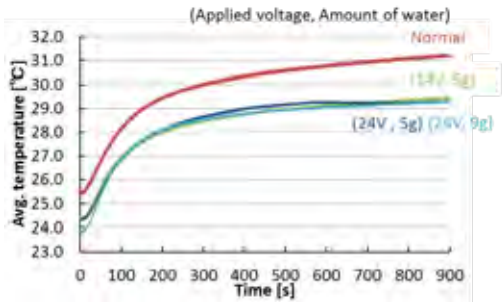


Fig. 5 Change of air volume and water quantity

謝辞

本研究は JSPS 科研費 16K01568 の助成を受けた.

参考文献

(1) J. Davidson, A survey of the satisfaction of upper limb amputees with their prostheses, their lifestyles, and their abilities, JHT, Vol.15, pp.62-70, 2002.
(2) G. K. Klute, et al, The thermal conductivity of prosthetic sockets and liners, POI, Vol. 31, No. 3, pp.292-299, 2007.
(3) T. Sakoi, et al, Cooling clothing utilizing water evaporation, Proceesings of Indoor Air 2014, 470, 2014.
(4) 持田徹，森山敏彦，人体を円筒モデルとした対流熱伝達率の研究, 北海道大學工學部研究報告, 140, pp.39-50, 1988.
(5) 大西謙吾，他3名，ソケットの熱伝達的等価モデルを用いた伝熱特性評価，第31回日本義肢装具学会大会講演集，Vol.31特別号，p.249，2015.

痙縮の発症した片麻痺患者用の円筒型タイピング支援装置の開発

Development of a cylindrical typing support device for hemiplegic patients developing spasticity

○ 杉原壮一郎（早大）　三浦智（早大）　宮下朋之（早大）

Soichiro SUGIHARA, Waseda University
Satoshi MIURA, Waseda University
Tomoyuki MIYASHITA, Waseda University

Abstract: Hemiplegia is serious problem for many patients as a sequela due to stroke. Hemiplegia makes it difficult to type the keyboard, which is considered to be an obstacle to return to society. For typing of hemiplegic patients, there are a lot of typing methods using just healthy hands without paralyzed hand, but the typing speed is so low that patients use just one-hand. In this study, we develop a typing support device for hemiplegic patients who develop convulsions. We made it possible to use it with free arm placement by making the device cylindrical. We developed a patient typing assistance device, and measured the finger movement distance, input speed and erroneous input rate of the subjects and verified the reduction of force at the time of input and early learning.

Key Words: Hemiplegia, Typing Support, Welfare device, Robotics

1. 諸言

2014年の脳血管疾患の総患者数は117万9,000人存在している．脳卒中の主たる後遺症は片麻痺であり，慢性期片麻痺患者の約8割に手指の麻痺が残存し，動作速度，可動域，力の低下が生じる(1)．脳卒中の発症後，時間が経過し，麻痺とともに痙縮が発症する場合がある．痙縮が高度になると四肢の関節を他動的に動かそうとすると強い抵抗が見られるが、その後抵抗が急激に弱くなるという折り畳みナイフ現象を引き起こし，複雑な動作を行うことが困難となる(2)．手指の麻痺や痙縮により片麻痺患者のキーボードタイピング速度が低下し，患者の生活の質の低下や社会復帰の困難につながる(3)．そこで，痙縮を伴う慢性期片麻痺患者のキーボードタイピングを支援する装置が必要である．

従来研究として，小型キーボード(4)や片手用キーボード(5)がある．この二つの研究は麻痺手を使わずにタイピングを行うことができる装置の開発である．これにより片麻痺患者のタイピング動作を支援可能である，いずれも健側の片手のみの入力であり，入力速度が一般的なキーボードの半分ほどにしか至らない．そこで，Fig.1のような鈴木の開発した通常のキーボード入力時の指軌道に沿った立体的なキー配置の装置を提案した研究がある(4)．立体的なキー配置による運指距離の低減の検証を目的とし，通常キーボードと比較し運指距離の低減・入力速度の向上が確認されている．この装置の課題は，机上で腕を進展させて利用するため，痙縮が生じた状態での使用は患者にとって

は負担となる点である．

そして，本研究では痙縮が発症した片麻痺患者の入力時の力を低減するキー配置を提案し，自由な腕の配置で入力が可能な支援装置の開発を目的とする．

2. タイピング動作解析実験

2-1 実験目的

当実験はキー入力時の力を低減させるため，キーと指の入力部位の距離を変化させた際の，入力圧の変化を測定した．入力圧が最小化するキーと指の距離の導出を目的とする．

2-2 実験方法

キー入力部位である示指の指先，指腹，PIP 関節により，力センサ Flexi Force を打鍵する．キーと指が接触した点を 0[cm]とし，キーと指の距離を 15, 10, 5, 2, 1, 0, -1, -2 [mm]とキー高さを調節し，各々の距離・測定箇所で打鍵した際の入力時の力を計測する．被験者は健常者 3 名（年齢 21-22 歳，平均年齢 21.3 歳，男 3 名，右利き 3 名）である．なお，本実験は早稲田大学の「人を対象とする研究に関する倫理委員会」にて承認を受けて実施した(承認番号：2015-204).

2-3 実験結果

被験者の指先，指腹，PIP 関節で力センサを打鍵した際の 10 試行分のデータを加算平均したグラフを Fig.2 に示す．キーと入力部位の距離が増すにつれて入力時の力が増し，接触力が大きくなるにつれ大きく力が増した．キー距離が 0~1[mm]の際に最も入力時の力が小さくなった．

2-4 考察

キー距離が大きい場合，入力するための運指距離が増し，運指速度が増加することで入力時の力が大きくなるということが考えられる．また，手指とキーの接触が大きい場合は，初期状態の段階でキーに力が加わっており，入力することでより強い力で打鍵する必要があるため入力時の力が大きくなっていると考えられる．手指とキーの距離を 0[mm]に設定すると初期状態で接触力が発生した場合に入力時の力が大きくなる可能性がある．そのため初期状態でキーと指の接触が発生しないよう，手指の入力部位の初期位置とキーの距離は 1[mm]とした．

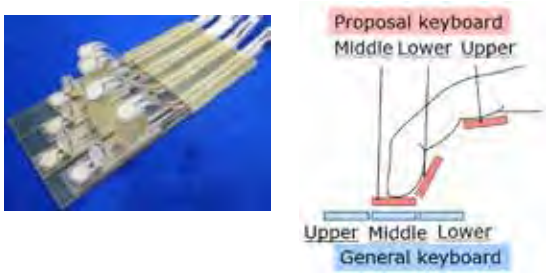
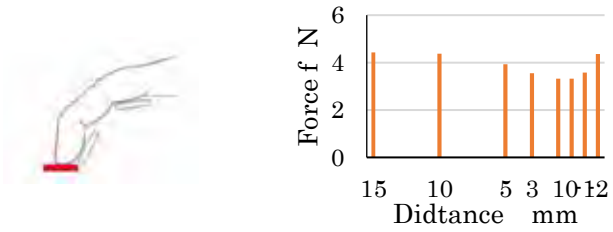
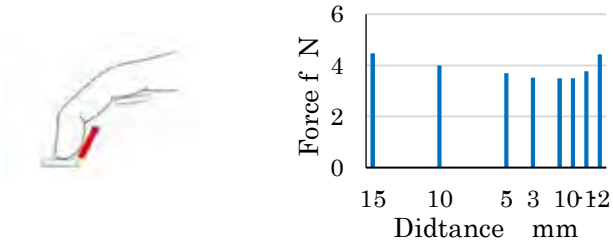


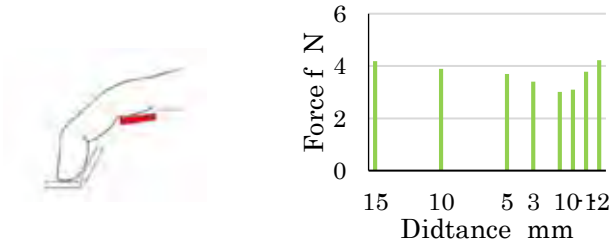
Fig.1 Typing support device [6]



(a) Force at input with fingertip



(b) Force at input with fingers' belly



(c) Force at input with PIP joint

Fig.2 Force at input with each input site

3.　タイピング支援装置の開発

鈴木の研究と動作解析実験より決定したキー配置を Fig.3 に示す．開発したタイピング支援装置の外観を Fig.4 に示す．装置は麻痺手によって 12 キーの操作を行い, Fig.5 のように健常手は通常のキーボードで入力をする．

指に密着するキー配置となるため，キー入力時に指が連動し，意図しない複数のキーに力が加わる．そのため，各キーに力の閾値を与え，意図した際の閾値を超えた場合にのみ入力を行うプログラムを作成した．キー入力時の力は個人差がある．事前にキーを様々な順序で押下するタスクを実施し，その際の入力時の力の値のデータを読み取る．意図しないキーでの接触力+0.1[N]を意図したキーの閾値とすることで個人ごとにキャリブレーションを行った．キー上に指を載せているのみの状態の力センサの出力が約 0.1[N]であることから，0.1[N]という値を遊びとして設定した．このキャリブレーションは被験者ことに行い，早稲田大学の「人を対象とする研究に関する倫理委員会」にて承認を受けた(承認番号：2015-204).

4.　タイピング支援装置評価実験

4-1 実験目的

本実験の目的は提案装置と鈴木の開発した従来装置における入力速度と誤入力率，入力時の力の測定を行い，提案装置の有用性を評価することである．

4-2 実験方法

タイピング支援装置を使い，ランダムに表示された 30 個の文字列を入力する．提案装置と従来装置を交互に入力し，入力速度と誤入力率，各キーの入力時の力を計測する．試行回数は 20 回である．被験者は健常者 5 名（年齢 19-22 歳, 平均年齢 20.6 歳，男 5 名，右利き 5 名）である．なお，本実験は早稲田大学の「人を対象とする研究に関する倫理委員会」にて承認を受けて実施した(承認番号：2015-204).

4-3 実験結果・考察

提案装置の入力速度と誤入力率の推移を図 6 に示す．提案装置の結果を箱髭図に，通常のキーボードの入力結果の平均値を破線に示す．また，提案装置と従来装置の入力速度と誤入力率，入力時の力の比較を図 7，8 に示す．従来装置における平均入力速度は 58[cpm], 誤入力率は 5%であったことに対し，提案装置における入力速度は平均 63[cpm]まで向上し，誤入力率は平均 8%まで低下した．従来装置と比較して，入力速度の向上，誤入力率の低下が確認できた．また上段と下段のキーで大きな入力時の力の低減が見られ，従来装置と比べ，入力時の力は 17.8%低減された．このことから本実験で設定した手指とキーの距離により入力時の力が低減されることが確認できる．

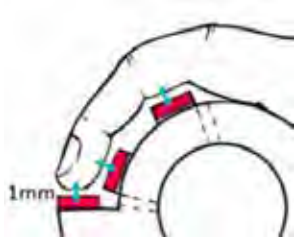


Fig.3 Device key arrangement

Fig.4 Device appearance

Fig.5 Support device usage

5. 結言

本研究は痙縮により筋肉の緊張が強く，腕の進展が困難である麻痺患者のキーボード入力速度の向上を目指した．微小な力で入力ができ，腕を屈曲したままでの使用が可能なタイピング支援装置の開発を行った．筋肉の強い緊張が発生しないようキー入力時の力を低減させるキー配置を決定し，装置を設計，各キーに閾値を設けることで指の連動力による誤入力が発生しないようなアルゴリズムの構築を行った．文字入力評価実験では試行回数の増加とともに入力速度の向上と誤入力率の低下がなされ，20 回の入力実験で最終的な入力速度は 63[cpm]まで向上し，誤入力率は平均 8%まで低下し，従来装置と比較し，8%の入力速度の向上，33%の誤入力率の低下がみられた．入力時の力は鈴木タイピング装置と比べ 17.8%の低減を確認し，提案タイピング装置の有用性を示した．今後は片麻痺患者による臨床評価試験を行う．

謝辞

本研究の一部は，早稲田大学実験実習費の支援を受けて行われた．

参考文献

(1) Prigatano GP, Wong JL, “Speed of finger tapping and goal attainment after unilateral cerebral vascular accident”, Arch Phys Med Rehabil, 78(8), 1997, pp. 847-52

(2) 正門由久，“痙縮の病態生理”，Jpn J Rehabil Med，2013

(3) T. B.Wyller, J. Holmen, P. Laake, and K. Laake, “Correlates of subjective well-being in stroke patients,” Stroke, vol. 29, 1998, pp. 363–367

(4) 片山拓也，村尾和哉，寺田努，西尾章治郎，“片手用キーボードによる打鍵間隔を活用した文字入力手法”，情報処理学会論文誌，2013.

(5) 岡田伸一，奥英久，“上肢障害者用大型・小型特殊キーボードの開発”，障害者職業総合センター，1998

(6) Tomohiro Suzuki, “A method for using one finger to press three separate keys on a three-dimensional keyboard designed to be mounted on a mouse”, Robomech Journal，2016

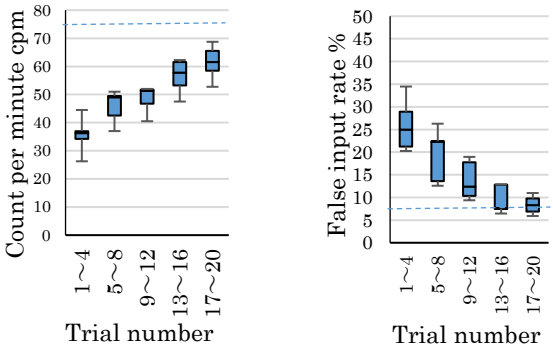


Fig.6 Change in input speed and False input rate

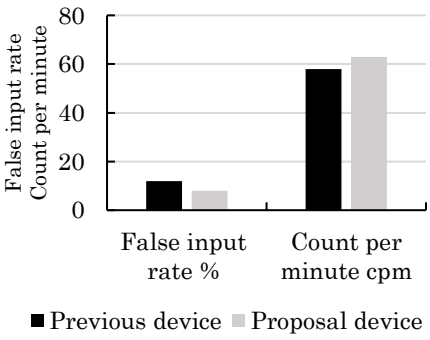


Fig.7 Comparison of input speed and erroneous input rate

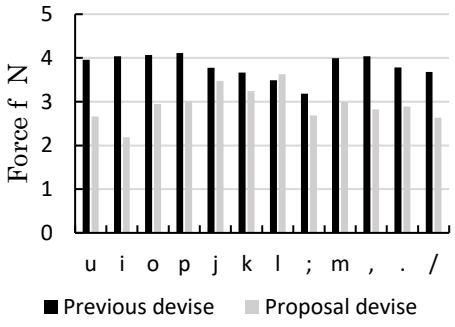


Fig.8 Comparison of input force

上腕部における拮抗二関節筋ペアの実効筋力比の推定

○ 高濱拓（大阪電通大） 万野真伸（大阪電通大）
小出卓哉（専門学校 大阪医専） 藤川智彦（大阪電通大）

Hiroshi TAKAHAMA,Osaka Electro-Communication University
Masanobu MANNO,Osaka Electro-Communication University
Takuya KOIDE,Osaka Isen College of Medical Care&Welfare
Tomohiko FUJIKAWA,Osaka Electro-Communication University

キーワード：機能別実効筋力，動作筋電図学的解析，出力分布，二関節筋，筋活動の切り替わり

1. はじめに

スポーツ分野における筋力向上やリハビリテーション分野における機能回復訓練の日々の効果を数値的に計測し，把握することは非常に重要である．従来の一般的な筋力の評価方法には関節トルクが用いられているが，この方法では生体特有の二つの関節に同時に作用する二関節筋の出力（筋力）を定量化することができない．そこで，我々はヒト上肢の筋配列を単純化した三対 6 筋（2 対の拮抗一関節筋ペアと 1 対の拮抗二関節筋ペア）で構成される二関節リンクモデルの先端に発揮される出力分布が 6 角形の形状となることに着目し，その 6 角形の出力分布を構成する生体内力の筋群を機能別実効筋と定義し，二関節筋の筋力も評価できることを提示した[1]．機能別実効筋力は最大出力 4 点または 5 点の計測点とその姿勢条件により，6 角形の出力分布に近似し，数値化すること[2),3)]ができるが，現状の機能別実効筋力は拮抗筋ペアの出力和しか求めることができない．そこで，本研究は上腕部の二関節筋に着目し，その解剖学的特徴である起始・停止が点であり，かつ，その収縮方向が運動面上に必ずあること，さらに，生理学的筋横断面積（PCSA）の計測値がほぼ 1：1 であること，また，先端のコンタクトタスクに対応するには二関節筋の機能が等しいことなどの特徴を考慮し，ここでは，上腕部の拮抗二関節筋ペアの筋活動と最大出力方向の関係を動作筋電図学的解析により求め，上腕部の二関節筋の筋活動と出力の関係を明らかにし，機能別実効筋の各 6 筋の筋力を数値化することを試みた．

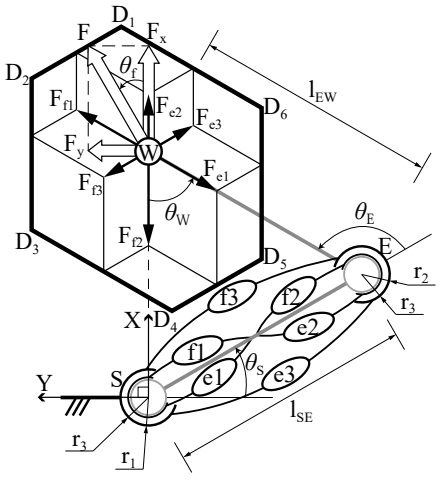


図 1　二関節リンクモデルと先端に発揮できる出力分布

2. 機能別実効筋による先端の出力特性

上肢先端の手根関節（W）に発生する力 $F(F_x,F_y)$ と肩関節（S）の一関節筋（f1,e1）の収縮力（u_{f1},u_{e1}），肘関節（E）の一関節筋（f2,e2）の収縮力（u_{f2},u_{e2}），上腕部の二関節筋（f3,e3）の収縮力（u_{f3},u_{e3}）の関係を図 1 の二関節リンクモデルを用いて求めた．姿勢条件である上腕長を l_{SE}，前腕長を l_{EW}，肩関節角度を θ_S，肘関節角度を θ_E とし，各筋　(i=1,2,3) が関節に作用するモーメントアームを r_i (i=1,2,3) とすると，先端出力 F_x,F_y は，

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = J^{-1} \cdot \begin{bmatrix} r_1 & 0 & r_3 \\ 0 & r_2 & r_3 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} u_{f1}-u_{e1} \\ u_{f2}-u_{e2} \\ u_{f3}-u_{e3} \end{bmatrix},$$

$$J = \begin{bmatrix} l_{SE}\cos\theta_S+l_{EW}\cos(\theta_S+\theta_E) & l_{SE}\sin\theta_S+l_{EW}\sin(\theta_S+\theta_E) \\ l_{EW}\cos(\theta_S+\theta_E) & l_{EW}\sin(\theta_S+\theta_E) \end{bmatrix}. \quad ---(1)$$

となる．この式 (1) に各筋の収縮力 u ,u_{ei}(i=1,2,3) を代入することにより，先端出力 F ,F_{ei} (i=1,2,3) を求めることができ，この先端出力 F ,F_{ei} (i=1,2,3) を合成することにより，上肢先端の出力分布が 6 角形の形状となることが明らかとなっている．なお，この 6 角形の形状は姿勢条件 (l_{SE}, l_{EW}) によって決まり，6 角形の辺 D_1-D_6，辺 D_3-D_4 はリンク E-W と平行で出力 F_{f1}+F_{e1} と同じ長さとなり，辺 D_2-D_3，辺 D_5-D_6 はリンク S-W と平行で出力 F_{f2}+F_{e2} と同じ長さとなり，辺 D_1-D_2，辺 D_4-D_5 はリンク S-E と平行で出力 F_{f3}+F_{e3} と同じ長さとなる．つまり，6 角形の出力分布を測定することにより，各先端出力和 F +F_{ei} (i=1,2,3) を求めることができる．さらに，1 対の拮抗筋ペアの先端出力の比が求まれば，各筋　(i=1,2,3) ごとの先端出力 F ,F_{ei} (i=1,2,3) を求めることができる．

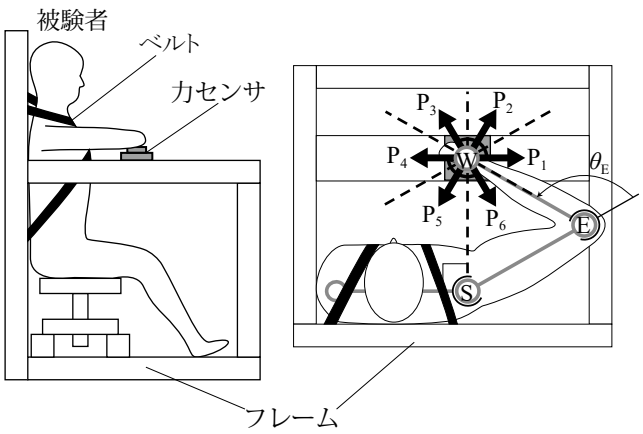


図 2　上肢先端における最大出力の計測手法

3. 拮抗二関節筋ペアの活動の交替と出力分布の関係

3.1 計測条件と姿勢条件

前節に記述した6角形の出力分布の計測手法を図2に示す．計測時の実験姿勢は手根関節と肩関節（W-S）が前額面と垂直になるようにフレームとベルトで固定し，その固定された運動面は肩関節（S）と肘関節（E）および手根関節（W）が水平面になるように椅子の高さを調節した．また，計測時の姿勢条件は先端の最大出力に対する体幹のずれの影響が最も少ない肘関節角度 θ_E=120[deg] の姿勢 [3] で計測をおこなった．この静的条件下における手根関節（W）に発生する最大努力の出力は姿勢条件によって定まる上腕部（S-E）に平行な方向と前腕部（E-W）の方向間の中点方向（P_1,P_4），上腕部（S-E）に平行な方向と手根関節と肩関節を結ぶ方向（S-W）の方向間の中点方向（P_2,P_5），手根関節と肩関節を結ぶ方向（S-W）と前腕部（E-W）の方向間の中点方向（P_3,P_6）の6点 P_i(i=1-6) を基準とし，この6点中 P_i(i=1-5) の最大努力の出力から出力分布を6角形に近似するとした．さらに，P_6 方向の±30[deg] 方向に十数点の最大努力の出力を発揮し，その時の上腕部の二関節筋である上腕二頭筋長頭（Blo）および上腕三頭筋長頭（Tlo）の1秒間の筋活動を計測し，P_6 付近の出力における拮抗筋ペアの活動の交替を明らかにした．

3.2 出力分布と拮抗二関節筋の筋活動

被験者1名において上肢先端の最大努力の出力を計測し，その計測した出力点より近似した6角形の出力分布を図3に示す．図3中の白丸は前節に記述した最大努力の出力 P_i(i=1-5) と P_6 方向の±30[deg] 方向に発揮した10点の出力 P_{6i}(i=a−j) であり，黒丸は近似した6角形の頂点 D_j(j=1-6) である．この近似した6角形の辺の長さより，$F_{f1}+F_{e1}$=232.80[N]，$F_{f2}+F_{e2}$=217.34[N]，$F_{f3}+F_{e3}$=148.66[N] であることがわかる．この6角形の頂点方向 D_j(j=1-6) を用いて，上腕部の拮抗二関節筋ペアの生筋電図を整理した結果を図4に示す．図4中の横軸は出力方向（θ_f）であり，縦軸は各出力点における筋活動の大きさを示す．上腕二頭筋長頭（Blo）および上腕三頭筋長頭（Tlo）の筋活動は頂点 D_4 から頂点 D_5 の間で切り替わっていることがわかる．さらに，その筋活動を明確にするため，筋活動量の数値化（IEMG）をおこなった（図5）．図5の横軸である出力方向 θ_f は180[deg] から240[deg] とした．縦軸は筋の活動レベルを百分率で表したものであり，実線は筋f3，破線は筋e3の理論上の活動レベルである．この理論上，出力方向 θ_f が頂点 D_4 から頂点 D_5 の間に筋f3の活動が100%から0%へ減少し，筋e3の活動が0%から100%に増加することが明らかとなっている．黒いプロットは上腕二頭筋長頭（Blo），白いプロットは上腕三頭筋長頭（Tlo）の実験値であり，各筋ごとの最大付近の活動状態を100%とし，15点の最大努力の出力 P_i(i=1-5) と P_{6i}(i=a−j) の活動比（IEMG）を求めた．この結果から，上腕二頭筋長頭（Blo）と上腕三頭筋長頭（Tlo）の活動レベルは理論上の筋f3および筋e3の活動レベルと近い値となり，2筋の筋活動は6角形の二関節筋の筋出力を提示する辺の中央部付近で切り替わることがわかった．なお，この特性は二関節筋の機能（二関節筋の起始・停止が点であり，その収縮方向が運動面上に必ずあることや上腕部の二関節筋の生理学的筋横断面積の計測値がほぼ1：1であること）を支持する結果であることが明らかとなった．

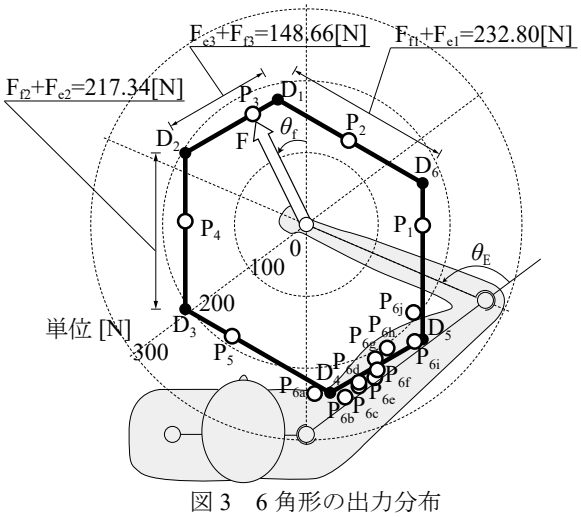


図3　6角形の出力分布

4. おわりに

上肢上腕部の機能別実効筋の各筋の収縮力を推定するため，上腕二頭筋長頭および上腕三頭筋長頭の筋活動の変化に着目し，先端に発揮される6角形の出力分布とその出力の構成要素となる拮抗二関節筋ペアの活動の交替を明らかにした．その結果，上腕二頭筋長頭および上腕三頭筋長頭の筋活動は6角形の二関節筋の筋出力を提示する辺の中央部付近で切り替わることが明らかとなった．この特性も拮抗二関節筋ペアの各機能が等しくなることを支持する結果となり，機能別実効筋の二関節筋の筋力を1：1と推定して，日々のトレーニングやリハビリの成果を評価する最も容易な方法であることが伺えた．

参考文献

1) 大島徹，鳥海清司，藤川智彦：一関節筋と二関節筋の協調による四肢の力出力分布特性（関節トルクを利用した力出分布の計測手法），精密工学会，精密工学会誌，第78巻，1号，(2012)，pp. 62-66.
2) 大島徹，鳥海清司，藤川智彦：一関節筋および二関節筋を含む筋座標系による機能別実効筋力評価（出力分布の簡便な測定法），精密工学会，精密工学会誌，第67巻，6号，(2001)，pp. 944-948.
3) 高濱拓，万野真伸，小出卓哉，藤川智彦：可搬可能な計測器を用いた機能別実効筋力の計測方法，ライフサポート学会，LIFE2016，(2016)，pp.166-167.

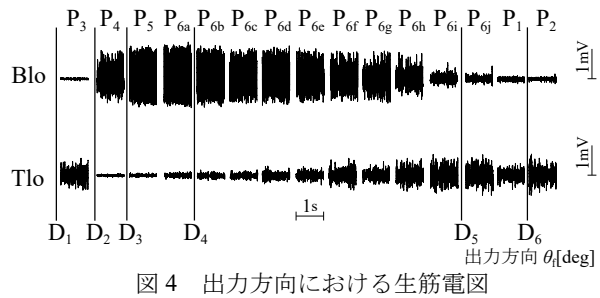


図4　出力方向における生筋電図

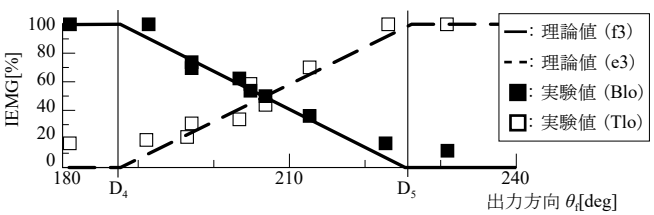


図5　出力方向における積分筋電図

指先を対象とした家庭用リハビリデバイスにおける示指と母指の分離運動に着目した定量化手法の検討

Quantification method of an independent movement focusing on the relation between index finger and thumb

○ 古館裕大（未来大院）　山本一希（未来大院）　千葉馨（函館市医師会病院），
石田裕二（北海道文教大学），三上貞芳（未来大）

Yuta FURUDATE, Future University Hakodate
Kazuki YAMAMOTO, Future University Hakodate
Kaori CHIBA, Hakodate Medical Association Hospital
Yuji ISHIDA, Hokkaido Bunkyo University
Sadayoshi MIKAMI, Future University Hakodate

Abstract: Hemiplegia is the after-effect after developing cerebrovascular diseases. It is the paralysis appearing on left or right side of the body. It is known that the upper-limb, expecially, fingers recover slowly. Therefore, a patient is required to carry out finger rehabilitation after leaving a hospital. Recently, many rehabilitation devices are investigated. However, most of them do not consider a surppression of an involuntary movement and compensatory movement because they focus only on motor function recovery. In this study, we develop a finger rehabilitation device focusing on a voluntary movement of an index finger. In this report, we focus on both an index finger and a thumb to implement the quantification method which considers suppression during rehabilitation. In our experimental device, pressure sensors are located on a thumb fingertip and a thenar. Time-series force data (signal) are measured by these sensors. We quantify the thumb movement by measuring fluctuation of the thumb signal with regard to the average of the signal.
Key Words: Finger rehabilitation, suppression, involuntary movement, compensatory movement, thumb

1. はじめに

脳卒中や脳梗塞等の脳血管疾患を発症すると，一命をとりとめても運動機能に後遺症を残す．運動機能に関わる後遺症として，一側の上下肢に麻痺を呈する片麻痺が存在する．片麻痺を発症すると，麻痺によって日常生活に影響を及ぼし，QoL が低下する．片麻痺患者は入院時のリハビリによって機能回復を図るが，現代の医療制度はリハビリに時間的制約が存在するため，充分なリハビリを受けられない問題点が存在する．加えて，手指の麻痺は回復しにくい部位として知られており，患者自身による退院後の継続した手指リハビリを必要とする．しかし，患者自身によるリハビリは非常に困難である問題点が存在する．患者が自身でリハビリを行う際，セラピストが臨床で行うリハビリを完全に再現する事は極めて難しい．この事から，退院後の手指リハビリを支援する機器が必要となる．

手指を対象としたリハビリ機器は数多く研究されており，外骨格型の機器[1),(2),(3)]やグローブ型の機器等[4),(5)]が存在している．更に，機器を用いたリハビリが有効である報告も存在している[6),(7)]．しかし，これらのリハビリ機器は，運動機能の再獲得を目的としたリハビリは可能であるが，片麻痺を発症した時に現れる不随意的な筋収縮（陽性徴候）の抑制は困難である事が考えられる．特に，何らかの筋の随意収縮を行った時，意図しない部位の筋収縮や，代償動作等を検知する事に主眼が置かれていない問題点が存在する．臨床では，陽性徴候や代償動作等を抑制したリハビリが行われる．この理由として，手指の分離運動の再獲得を行う際，リハビリを行った部位の随意収縮は回復しても，他の部位を利用した随意収縮は誤学習となってしまう事が挙げられる．この事から，「運動機能の再獲得」に加えて，不要な動作の「抑制」に主眼を置いた先行研究は存在していない．本研究では，手指を対象としたリハビリ機器の開発を目指している[8)]．特に，示指の分離運動に着目した機器の開発を行ってきた．更に，本機器を用いて手指の分離の程度を患者にフィードバックする研究も行ってきた[9)]．しかし，本機器は，先に上げた関連研究[1)~5)]と同様，不要な動作の「抑制」までは考慮されておらず，抑制に必要な情報を積極的に検知していない問題点が存在する．従って，本報告では，示指の動作中における母指の「抑制」に着目して，示指の動作が母指に与える影響（陽性徴候，代償動作の程度等）について検討を行う．本報告の最終的な目的は，母指における示指の随意影響を患者に対してフィードバックを行い，運動機能の再獲得と抑制の両方に着目した機器の開発を行う事である．

2. 母指のセンシング

2.1　ハードウェアとセンシング

図 1 に本研究で開発した機器の概観，図 2 に手を載せた様子を示す．本機器は示指のリハビリに特化した機器であり，各指を独立して載せる鍵盤を有する．更に，示指の屈曲・伸展動作のサポートを行うため，示指の鍵盤の下にサーボモータを搭載している．更に，全ての指の状態を個別に取得するため，各鍵盤の裏に圧力センサを設置している．本機器は制御部に Raspberry PI を使用しており，Arduino と接続する事によって，モータの制御や圧力センサからのデータ取得を行う．

今回，分析を行う部位は示指と母指である．示指は鍵盤の裏に設置された圧力センサにより状態を取得する．母指について，本研究では，母指のどの部位が不要な動作をセ

ンシングしやすいかを検証するため，図 2 中に丸で示した部位（以下，母指指先（実線），母指球（点線））に試験的に圧力センサを設置した．圧力センサから得られるデータは時系列の力データであり，本研究では以後，時系列の信号として分析に用いる．

Fig. 1　Overview of the developing device

Fig. 2　Pressure sensor locations for a thumb

2.2　機器によるリハビリ効果判定の評価動作

評価動作における機器の操作は全て Raspberry PI によって自動的に行われる．初めに 5 秒間，被験者は機器に手を載せたまま待機する．5 秒経過後，被験者は示指を上げる．示指を上げてから 2 秒後に，鍵盤が上下する．鍵盤の動作が終わった後，示指を下げて 5 秒間待機する．本研究では，以上の流れを 1 試行として，被験者 1 名当たり 10 試行を実施する．従って，被験者 1 名当たり，示指，母指指先，母指球の信号をそれぞれ 10 周期ずつ取得する．

3. 示指の随意運動と母指の動作の関連性

3.1　母指に生じる筋収縮

Schieber らの研究[10]によると，母指は全ての指の中で最も高い独立性を持つと述べている．一方で，皮質や錐体路が損傷を受けた後で最もダメージを受ける部位であると推察している．更に，母指は Wartenberg 徴候等の不随意的な筋収縮や，任意の指の随意収縮を行う際に，母指の内転を利用するなど，様々な影響が現れる．

本研究では，母指に生じる筋収縮を「不随意的な収縮」と「随意的な収縮」の 2 種類に分けて考える．

不随意的な収縮は，痙性や Wartenberg 徴候等が挙げられる．Wartenberg 徴候は錐体路に関わる損傷を受けた時に生じるものであり，不随意的な母指の内転動作を呈する．

随意的な収縮では，示指の随意収縮を行う際の代償動作に着目する．健常者の場合，示指単独の随意収縮を行っている際は，他指の随意的な連動動作はほとんど見られない．しかし，患者においては，同動作を指示した場合に，母指の内転を利用して示指の動作を行うケースが存在する．このような代償動作を許容したリハビリは誤学習に繋がるため，抑制を行う必要がある．

3.2　母指の信号と解析方法の検討

本研究では，片麻痺患者における手指の麻痺の程度を判断する既存の尺度として，手指 Brunnstrom stage[11]（以下，Brs）を用いる．表 1 に Brs を示す．Brs は，手指の運動機能や麻痺の程度に応じて 6 段階にステージ分類された順序尺度である．一方で，図 3 に Brs. V 患者における示指，母指指先，母指球の信号，図 4 に健常者における同じセットの信号を示す．但し，図 3，図 4 ともに，振幅の最大値を 1 で正規化した信号を示す．Brs. V 患者は，示指の信号の変化に対して，母指指先，母指球ともに変動が大きい事が分かる．健常者についても多少の変動は存在するものの，Brs. V 患者よりは小さい．

この変動については，母指が示指の随意収縮に影響を受けている（不随意的な収縮），もしくは母指が示指の随意運動に影響を与えている（随意的な収縮）と予想される．いずれにしても，示指と母指の間に関連性が見られ，関連性が大きくなればなるほど変動が大きくなることが予想される．以上より，健常者と患者間には変動の大きさに違いが見られる事が分かる．本研究では，この変動の大きさに着目して定量化を行う．ここで分析手法について，健常者を基準とした分析法は妥当的で無い事が考えられる．理由として，母指の解剖学上の構造が挙げられる．母指の関節は屈曲・伸展（以下，F/E）に加えて，外転・内転（以下，A/A）・対立動作が可能であるため，多様な動作が可能である．図 5 に著者の先行研究[9]における定量化手法と，本研究の定量化手法の概念図を示す．著者の先行研究では，示指から小指において，全ての健常者を代表とする信号を選出して定量化を行った．しかし，母指においては多様な動作の中から全ての健常者を代表とする動作を一意に決定する（信号の基準を定める）事は困難である．

従って，本研究では「母指が終始，示指の動作に全く影響を受けない理想状態（全く変動が無い状態）」を基準として定量化を行う．ここで，全く変動が無い状態を示した信号を直線の信号と考え，本研究では，理想信号と定義する．本研究では，各個人の理想信号と母指の各信号間との相違度を算出する事により，変動の算出を行う．

Table. 1　Brunnstrom stage (finger)[11]

Brs	概要
I	弛緩性麻痺
II	指屈曲がわずかに可能かほとんど不可能
III	指の集団屈曲が可能
IV	横つまみが可能，指伸展は半ば随意的にわずかに可能
V	対向つまみ，円筒つまみ等が可能，集団伸展可能
VI	随意的な指伸展が可能，指の分離運動も可能

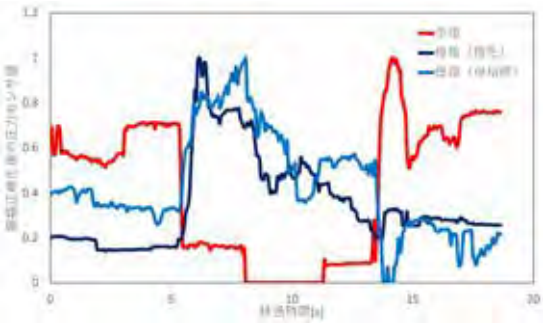


Fig. 3　signals of a patient (Brs. V)

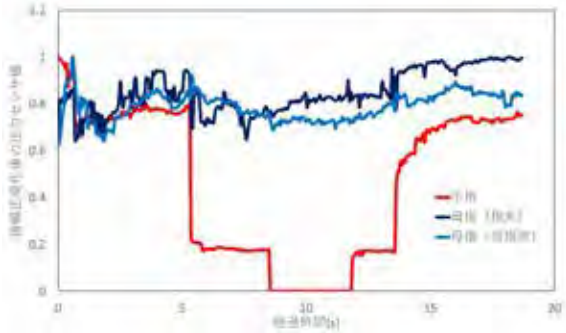


Fig. 4　signals of a healthy subject

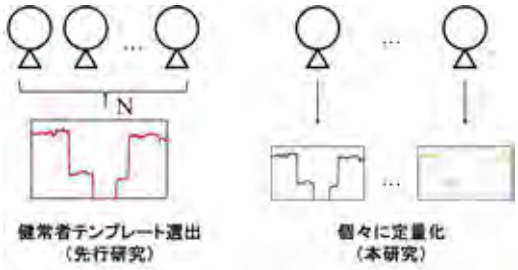


Fig. 5　Difference of this study and previous study

4. 変動の定量化によるセンサ位置の検討

4.1　変動の定量化の概要

変動の定量化は，母指指先信号と母指球信号の両方で行う．初めに，各信号について，信号ごとの振幅の違いを除去する目的で，振幅の正規化を行う．本研究では，振幅の最大値を 1 で正規化した．次に，正規化後の信号から前述の理想信号を生成する．ここで，入力された信号ごとに振幅の基準が異なる事を考慮して，理想信号は，入力された母指指先，母指球信号に基づいて生成する．理想信号を生成した後で，入力信号と理想信号を用いて変動を計算する．

4.2　理想信号の生成

入力信号を$\boldsymbol{S} = (s_i | i = 1..n)$とする．ここで，$n$は信号の長さである．$\boldsymbol{S}$の基準となる理想信号は，ノイズや外れ値の影響を考慮して，$\boldsymbol{S}$の中央値により生成する．従って，理想信号を$\boldsymbol{T}$は次の式で示される．

$$\boldsymbol{T} = (t_i | i = 1..n)$$

$$t_i = \underset{i}{\text{median}}\, \boldsymbol{S}$$

4.3　変動の算出

基準となる理想信号に対して，どの程度信号が変動しているかを定量化する．母指の変動は時系列で生じるため，信号全体に渡ってどの程度変動しているかを計算する必要がある．従って，本研究では理想信号と理想信号における同一時刻の振幅の差分を累積させることによって，変動の定量化を行う．加えて，被験者ごとの信号長さの違いによる変動の大きさへの影響を考慮して，累積を信号長さで正規化する．以上より，変動 F を次の式により計算する．

$$F = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} |t_i - s_i|$$

4.4　評価

本研究では，患者群と健常者群で変動の検討を行う．各群に属する全ての信号から変動を算出した後で，各群ごとに変動の平均と標準偏差を算出する．群ごとの平均と偏差の関係から，本機器ではどの部位が最も母指の動作を適切にセンシング可能かの検討を行う．

5. 評価・実験

5.1　データセット

本研究では，健常者データは公立はこだて未来大学の学生 23 名から，患者データは道内の脳神経外科病院の患者 8 名（Brs. III: 3 名，Brs. V: 5 名）から取得した．被験者 1 名ごとに 10 回の評価動作を行い，母指指先，母指球ともに 10 周期の信号を取得した．

5.2　実験結果

表 2 に実験結果（ave: 平均，std: 標準偏差）を示す．母指指先の変動は，Brs. III が最も変動が小さく，Brs. V が最も変動が大きい結果となった．母指球の変動は，健常者が最も小さく，Brs. V が最も大きい結果となった．

Table. 2　Experimental result

		Brs. III	Brs. V	健常者
母指指先	ave	0.007	0.059	0.048
	std	0.004	0.065	0.029
母指球	ave	0.106	0.111	0.060
	std	0.095	0.071	0.035

6. 考察

表 2 の結果から，母指の動作を適切にセンシング出来るセンサ位置の検討を行う．変動を定量化した目的は，示指の随意収縮が母指に及ぼす影響を求め，患者に対してフィードバックを行う事である．フィードバックを行う理由として，手指リハビリの際に不要な動作（随意的・不随意的な収縮）を抑制させる狙いが挙げられる．

初めに，母指指先に設置された圧力センサの妥当性について検討を行う．表 2 の結果より，Brs. III の変動が限りなく小さい事と，Brs. V と健常者が類似した変動を示す事の 2 点を認める事が出来る．1 点目については，Brs. III 患者の母指は示指の影響を受けないと解釈できる．しかし，強い痙性により示指を上げる事が出来ない患者も存在しているため，示指が上がっている条件の下で，影響を受けないと解釈する事は妥当的ではない．従って，Brs. III の場合，

示指を上げる努力を行っている際に，母指がどのような影響を受けているか，もしくは母指がどのような影響を与えているかを検討する方が妥当的であると言える．示指を上げる努力を行う際に，特に Brs. III では共同運動パターンから抜け出せずにいるため，他の筋を動員して示指を動かそうとすることが考えられる．このような条件の下で表 2 の結果を再検討すると，母指指先に設置された圧力センサでは，示指を上げる努力をしている最中の変動のセンシングが適切に行われていない事が考えられる．加えて，2 点目については，Brs. V と健常者は類似した変動を示すと解釈できるが，この結果は図 3 で示された信号群と図 4 で示された信号群を同一視してしまう問題点が存在する．

一方で，母指球に設置した場合の結果と母指指先に設置した場合の結果を比較すると，Brs. III 患者において変動が現れ，Brs. V と健常者間で変動に差が開いている事の 2 点を認める事が出来る．この結果は，母指指先に設置された圧力センサの問題点を解決している事が推察される．従って，示指の随意運動における，母指の抑制を目的とした圧力センサの配置は，母指球付近に設置する事が妥当的であると言える．

7. 結論

本研究では，示指の随意運動を対象とした家庭用手指リハビリデバイスの実現を目標としている．先行研究では運動機能の再獲得のみに着目しており，陽性徴候や代償動作等の抑制が考慮されていないという問題点を提示した上で，その 2 つを両立した機器の開発を目指している．本研究で開発した機器において，特に母指に着目して，母指の動作の抑制を可能とするような圧力センサの配置について検討を行った．母指における抑制の実現方法として，本報告では示指と母指の関係について，示指が母指に影響を与えている（陽性徴候等の不随意的な収縮），もしくは母指が示指に影響を与えている（代償動作等の随意的な収縮）の 2 点を両立した定量化手法を提案した．示指と母指が互いに全く影響を及ぼさない理想状態（終始 1 直線を呈する母指の信号）を基準として，患者の信号がどの程度変動しているかを，2 信号の振幅の差分を累積させることによって定量化を行った．本定量化手法に基づいて，母指指先と母指球に設置された圧力センサの妥当性について検討した結果，圧力センサを母指球に設置する事により，変動を正しくセンシング出来る結果が得られた．本結果により，母指球に圧力センサを設置し変動を定量化する事で，示指の随意運動の際の母指の状態を正しくセンシング出来る事が示された．従って，母指球のセンシングを考慮した本機器では，手指の運動機能の再獲得と抑制を両立可能である事が示唆される．

参考文献

(1) J. Li, S. Wang, J. Wang, et al., Development of a hand exoskeleton system for index finger rehabilitation, Chin. J. Mech, Vol. 25, No. 2, pp. 223-233, 2012.

(2) C. L. Jones, F. Wang, R. Morrison, et al., Design and development of the cable actuated finger exoskeleton for hand rehabilitation following stroke, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 19, No. 1, pp. 131-140, 2014.

(3) S. Ueki, H. Kawasaki, S. Ito, et al., Development of a hand-assist robot with multi-degrees-of-freedom for rehabilitation therapy, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 17, No. 1, pp. 136-146, 2012.

(4) P. Polygerinos, K. C. Galloway, E. Savage, et al., Soft robotics glove for hand rehabilitation and task specific training, 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), pp. 2913-2919, 2015.

(5) H. K. Yap, J. H. Lim, F. Nasrallah, et al., MRC-glove: A fMRI compatible soft robotics glove for hand rehabilitation application, 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pp. 735-740, 2015.

(6) N. E. Saleh, B. Debs, E. Moussallem, et al., Home-based therapy of chronic stroke suvivors' upper limb assisted by a finger movement finger device, 2015 International Conference on Advance in Biomedical Engineering (ICABME), pp. 111-114, 2015

(7) R. Reiner, T. Nef, and G. Colombo, Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities, Med. Biol. Eng. Comput, Vol. 43, No. 1, pp. 2-10, 2005.

(8) 山本一希，古館裕大，千葉馨，石田裕二，三上貞芳，“指の随意運動を対象とした作業療法リハビリを支援する簡便な家庭向けデバイス　ユーザビリティを考慮した新設計，”ROBOMECH2017，2P1-012，2017.

(9) Y. Furudate, K. Yamamoto, K. Chiba, et al., Quantification method of motor function recovery of finger by using the device for home rehabilitation, 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 3872-3875, 2017

(10) M. H. Schieber, C. E. Lang, K. T. Reilly, et al., Selective activation of human finger muscles after stroke or amputation, Progress in Motor Control, Springer, Boston, MA, pp. 559-575, 2009.

(11) 岩崎テル子，小川恵子ら，標準作業療法学　専門分野　作業療法学　第2版，医学書院，pp. 341, 2011.

せき損患者用立位保持訓練ロボット（第 11 報：機構と訓練評価機能の改良）

学　○阿部　大樹（九産大）正　榊　泰輔（九産大）非　青木　幹太（九産大）
非　片本　隆二（せき損センター）非　須堯　敦史（せき損センター）
非　木原　由光（ロボフューチャー）学　松崎　俊樹　（九産大）
非　田代　雄大（九産大）非　下川　俊彦　（九産大）　非　小山田　亮太　（九産大）

Hiroki ABE, Taisuke SAKAKI, Kanta AOKI, Kyushu Sangyo University
Ryuji KATAMOTO, Atsushi SUGYO, Spinal Cord Injuries Center
Yoshimitsu KIHARA, Robo Future Co
Toshiki MATSUZAKI, Takehiro TASHIRO, Toshihiko SHIMOKAWA, Ryota OYAMADA, , Kyushu Sangyo University.

Key Words: Rehabilitation robot , Training robot, Welfare robot, Care robot

1. 緒言

脊髄損傷者が独歩に至るまでには，座位保持・起立・立立保持・歩行の各訓練が必要である．しかし，通院では療法士の指導時間は限られ，在宅では専門的リハビリ訓練は制限される．そこで，療法士の負担を軽減するため在宅での訓練を支援するリハビリロボットを開発した．

訓練ロボットの機構と訓練評価機能の開発状況を報告する．在宅用として，小型軽量，安価，操作が高齢者にも簡単，訓練結果が提示できる等をめざす．

2. 立位保持訓練ロボット

脊髄損傷のうち下肢の回復が見込まれる不全麻痺患者のリハビリに用いる(Fig.1)．立位がやっとの患者を対象に，足の踏み出しと左右の足への荷重移動を再学習し，この後の段階である実践的な歩行訓練につなげる．足底圧を提示して立脚・遊脚を意識させつつ，ステップ台が前後往復動作することで，歩行様動作を実現する(Fig.2-4)．

機構は，駆動部，操作パネル，フレームで構成される．駆動部に備わるモーターが，輪状のチェーンを介して左右のステップ台を駆動する．モーターの正転・逆転によりステップ台が前後にスライドする（Fig.1-3）．ステップ台のつま先と踵に圧センサを左右計 4 個備える．

操作パネルでは，難易度と訓練時間の設定，訓練の開始・終了を指令し，訓練中の足底圧の状態と訓練後の評価結果を表示する（Fig.4）．内蔵するマイコンで，圧センサ値に応じ左右の荷重移動と立脚・遊脚を判定し，モーター駆動指令を発生する．スライド端点にて圧パターン条件を満たせば動作開始する．圧センサ値に応じてパネルの LED が点滅し，ステップ台を踏んでいるか否か目視できる．訓練後の評価は，良い・普通・悪いの 3 段階である．難易度は，初心者・初級・中級・上級の 4 種がある．

3. 昨年度の課題

① **メカ**　在宅用としてフレームが大型で重く，運搬設置に 2 名以上必要である．フレームのぐらつきがある，また転倒リスクへの対策が未実装である．臀部を支持するサドル機構が大型で重く訓練の邪魔になる．車いすから装置にアプローチできず訓練位置への移乗が困難である．ステップ台の足カバーが脱げやすい，ベルトが固く足を動かしにくい．ステップ台内臓の圧センサの貼替に手間がかかる（図は全て今年度装置）．

② **ソフト**　高齢者歩行速度（3-4km/h）よりステップ台速度が 1km/h と遅い．難易度に応じたステップ台動作開始条件が複雑でわかりにくい．難易度に応じて設定された評価結果の提示機能が未実装である．

Fig.1 Apparatus of the rehabilitation robot of primary walking pattern training for SCI patient

Fig.2 Quasi-walking motion on foot steps

4. 今年度の開発状況

昨年度課題を受け，メカでは，フレームの軽量化，ステップ台の改良，モーターの速度調整，評価機能などを改良する．

① **メカ**　フレームを小型軽量とし在宅への搬入が 1-2 名でできるようにした．また在宅でも違和感のないデザインとした．フレームの剛性を UP し，転倒予防シートをつけた．サドルを省いた．車いすから移乗するよ

うフレーム幅等を見直した（Fig.5）．ステップ台の足カバーを足形状に合わせ，ベルトを柔らかくし遊脚を容易にした．圧センサの張替えが簡単になるよう機構と配線を見直した（Fig.6）．

② **ソフト**　ステップ台速度を 2 ㎞/h に上げた．難易度に応じたステップ台動作開始条件を共通とし，条件も「後方の足の踵を浮かせる」と簡単にした．難易度に応じた評価結果の提示機能を実装した．これは遊脚の到達度に応じた良い・普通・悪いの 3 段階のしきい値を，難易度に応じて設定したものである．

Fig.3 Motion drive unit to move the foot steps

Fig.4 Operational panel of the rehabilitation robot

5. 今後の課題

病院・介護施設で指摘を受け改良を続ける．また，訓練状況や評価結果を Android タブレットを経由してクラウドに蓄積，遠隔モニタする機能も検討する．

謝辞

本論文をまとめるにあたり，カバー及びステップ台にのせる靴の製作にご協力いただきました有薗製作所の松岡様と職員の方々，そして，カバーの製作に精力を注いでくださった芸術学部の皆様に心から感謝の意を表します．

参考文献

⑴　坂井宏旭ほか：福岡県脊髄損傷ネットワーク構想，～福岡県における脊髄損傷患者の統括的データベースの構築を中心に～，第 45 回日本リハビリテーション医学会学術集会　S377　3-4-1

⑵　片本隆二ほか：“起立運動装置の評価実験（その 2）研究報告書”，身体障害者のための生活環境系の設計研究　，pp.9-16, 2009

⑶　片本隆二ほか：“立位移動運動装置の設計研究”，2009 年　研究報告書　身体障害者のための生活環境系の設計研究　，pp.17-28，2009

⑷　Taisuke Sakaki：Rehabilitation Robot in Primary Walking Pattern Training for SCI Patient for Home-use Based on the Experiments of Hospital-use Type，BIT's 6th Annual World Congress of Neurotalk-2015, Abstract Book，p.131

Fig.5 Approaching motion from the sitting position on wheel chair

Fig.6 Foot step mechanism including pressure sensors

せき損患者用立位保持訓練ロボット（第12報：NIRSによる脳賦活の調査3）

Rehabilitation robot of primary walking pattern training for SCI patient Investigation of the brain activation using NIRS No.3

○松崎　俊樹（九産大）　榊　泰輔（九産大）
能田　由紀子（ATR）　西薗　秀嗣（九産大）
阿部　大樹（九産大）　田代　真一（九産大）

Toshiki MATSUZAKI, Taisuke SAKAKI, Kyusyu Sangyo University
Yukiko NOTA, ATR-promotions.Inc
Hidetsugu NISHIZONO, Hiroki ABE, Shinichi TASHIRO, Kyusyu Sangyo University

Key Words: Rehabilitation robot , Training robot , Welfare robot, Care robot

1.緒言

脊髄損傷者の下肢リハビリ用ロボットにおいて，予備実験として，健常者で脳賦活を調べた．トレッドミルと，開発中の立位保持訓練ロボットにおける歩行様運動時に脳の賦活度合を調べる．(1)

2. 立位保持訓練ロボット

脊髄損傷患者のうち下肢の回復が見込まれる不全麻痺患者のリハビリに用いる．スライド端点で，判定条件「後方の足の踵を浮かせる」を満たすと，ステップ台がスライドする．ステップ台の前後往復動作とともに立脚・遊脚をすることで，歩行様動作を実現する．圧センサ値に応じてパネルのLEDが点滅し，足底圧を認識できる．

Fig.1 Rehabilitation robot of primary walking pattern training for Spinal Cord Injury patient

3. NIRS装置

（株）島津製作所のLABNIRS（Near-infrared spectroscopy）装置は，頭部に装着したプローブ（光ファイバー）から発せられる近赤外線光により，脳内のヘモグロビン変化量（mMol･cm）を測定する．近赤外線の波長は780nm, 805nm, 830nmの3種である．NIRSは変化する脳機能をfMRIよりも高い時間分解能でリアルタイムに捉えることが可能である． fMRIやPETと比較すると装置がコンパクトで移動しやすいため測定場所の制限がない．また測定時の被験者の拘束が少ないため，運動時の脳機能研究に適している．(2)

4. 実験

4.1 実験方法　健常者の20代男性4名で行う．各条件での運動中の一次運動野の状態を測定する．NIRS 装置のプローブをチャンネル配置図（Fig.2 左）に従いホルダ（Fig.2 右）に取り付け，被験者の頭に被せる． 頭頂部付近の正中中心部（Cz）をFig.2 左のチャンネル26の位置に設定している．トレッドミル（Fig.3 左）と，ロボット（Fig.3 右）を用いた運動中のOxy ヘモグロビンの変化量を測定する．タイムプロトコルを休息30秒間，運動を30秒間，休息30秒間とし4回繰り返す．プローブは送光・受光各16組，測定チャンネル数は52である．測定結果は，各人のデータを個別に加算・ノイズ処理した．処理方法は，LABNIRS 付属のソフトウェアで，1セット目始めから4セット目までの休息時と運動時のデータをそれぞれ全加算した．ノイズ除去はローパスフィルタを使用し，カットオフ周波数は0.6Hz に設定した．スムージング点数・回数をそれぞれ 5に設定し，ベースライン補正は運動開始時のデータを0とし，データ補間はスプラインに設定した．

正面

Fig.2 Image of probe arrangement(L) and probe holder(R)

Fig.3 Walking with treadmill(L) and walking with rehabilitation robot(R)

4.2 トレッドミル上での運動時の脳の賦活状態　トレッドミルの速度を時速2kmと設定した．すり足にならないように足を上げて歩行するよう指示した．被験者1名のチャンネル17（右足の一次運動野に相当する箇所）の計測データをFig.4に示す．赤線がOxyヘモグロビンの変化量である．Fig.5は脳のマッピング画像で，運動開始から10秒後の状態を表している．いずれの図においても，運動開始時（0秒）の全測定チャンネルのOxy ヘモグロビン変化量の値を

0 としている．

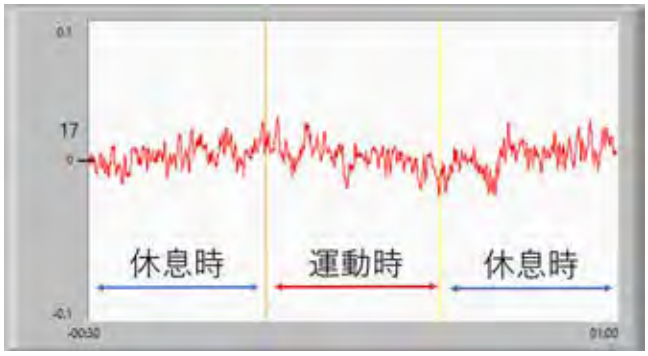


Fig.4 The amount of change of hemoglobin at ch17 during training with treadmill.

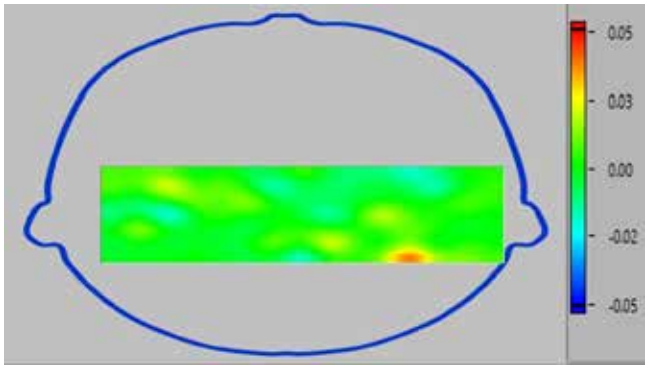


Fig.5 The amount of change of total hemoglobin of all probes during training with treadmill.

運動開始時（0 秒）に対し，運動終了時の Oxy ヘモグロビン量は-0.011（mMol・cm）であり，運動終了時の方がやや低い．運動開始時から 10 秒までは変動が大きく，15 秒後からは減少傾向にある． 4 人中 3 人で同様な傾向が得られた．

4.3 ロボット上での運動時の脳の賦活状態（受動運動）

端点では判定条件をクリアし，スライド動作中は足を上げないように指示した．Oxy ヘモグロビン変化量を Fig.6，運動開始から 10 秒後の脳のマッピング画像を Fig.7 に示す．

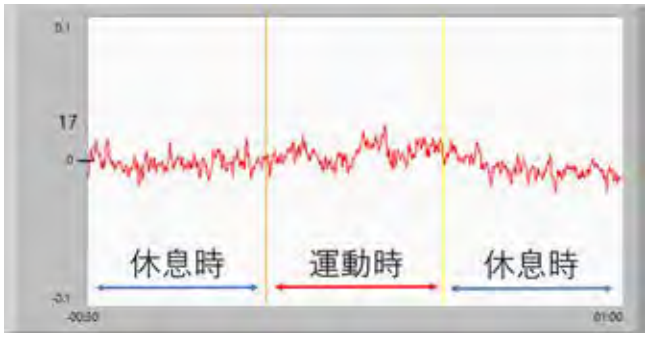


Fig.6 The amount of change of hemoglobin at ch17 during passive pseudo walking motion training on the rehabilitation robot.

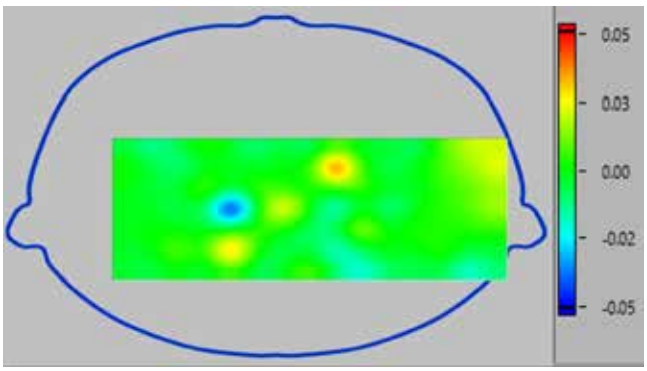


Fig.7 The amount of change of total hemoglobin of all probes during passive pseudo walking motion training on the rehabilitation robot.

運動開始 15 秒後から，Oxy ヘモグロビンの変化量が少し増減しているが，全体的には大きな変化は見られなかった．トレッドミルでの歩行ほど Oxy ヘモグロビンの減少は見られず，運動開始時に対し，運動終了時の Oxy ヘモグロビン変化量 0.001（mMol・cm）であった． 4 人中 3 人で同様な傾向が得られた．

4.4 ロボット上での運動時の脳の賦活状態（能動運動，足底圧表示なし）　端点で判定をクリアする運動をし，スライド中に立脚・遊脚を行うように指示した．このとき，足底圧の表示は隠されており，身体の感覚から推測して立脚・遊脚するように指示を出した．Oxy ヘモグロビン変化量を Fig.8，運動開始から 10 秒後の脳のマッピング画像を Fig.9 に示す．

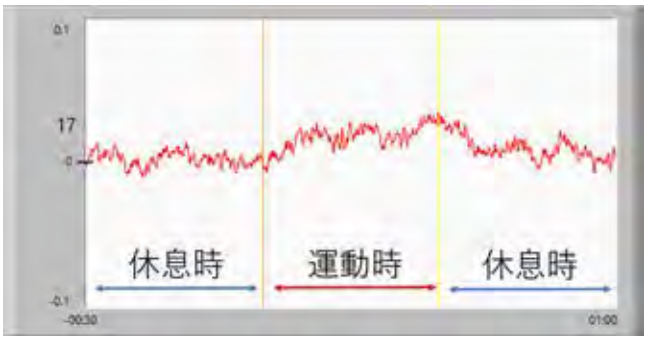


Fig.8 The amount of change of hemoglobin at ch17 during active pseudo walking motion training with rehabilitation robot without seeing the panel display.

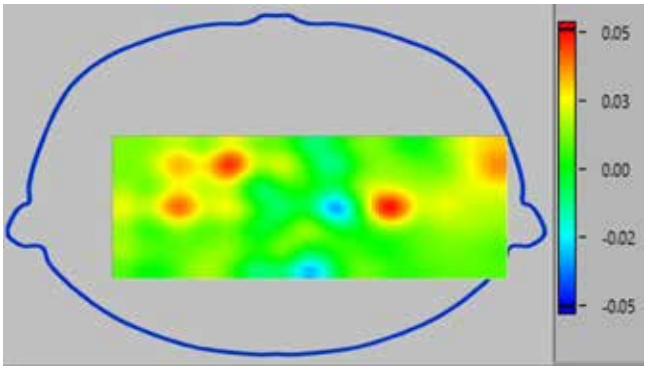


Fig.9 The amount of change of total hemoglobin of all probes during active pseudo walking motion training with rehabilitation robot without seeing the panel display.

運動開始（0 秒）から，Oxy ヘモグロビンの変化量が増加し，時間が経つにつれ，変化量は大きくなるような傾向

が見られた．運動開始時に対し，運動終了時の Oxy ヘモグロビン変化量は 0.031（mMol・cm）となった．4 人中 2 人で同様な傾向が得られた．

4.5 ロボット上での運動時の脳の賦活状態（能動運動，足底圧表示あり）　端点で判定をクリアし，スライド中に足底圧の表示を見ながら，立脚・遊脚するように指示した．Oxy ヘモグロビン変化量を Fig.10，運動開始から 10 秒後の脳のマッピング画像を Fig.11 に示す．

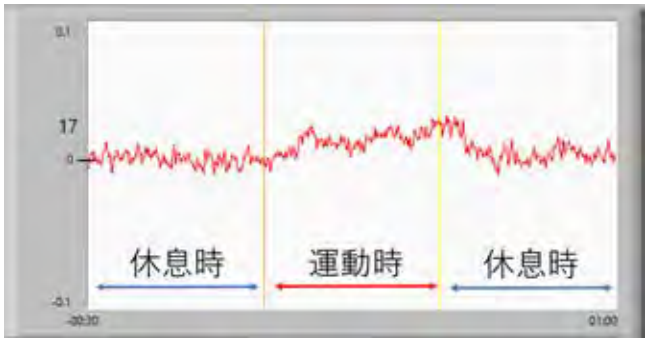


Fig.10 The amount of change of hemoglobin at ch17 during active pseudo walking motion training with rehabilitation robot with seeing the panel display.

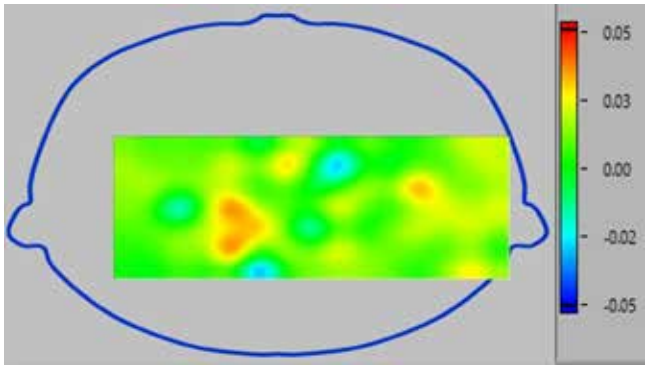


Fig.11 The amount of change of total hemoglobin of all probes during active pseudo walking motion training with rehabilitation robot with seeing the panel display.

運動開始（0 秒）から，Oxy ヘモグロビンの変化量が増加しはじめ，時間経過とともに増える傾向が見られる．運動開始時に対し，運動終了時の Oxy ヘモグロビン変化量は 0.028（mMol・cm）となった．4 人中 2 人で同様な傾向が得られた．

5. 考察

トレッドミルでの運動は，運動開始後は少し Oxy ヘモグロビンの変化量が上がるが，15 秒から運動終了時までは下がる傾向がある．これは，トレッドミルでの運動が単純動作であるため，慣れが生じた可能性があるのではないかと考えられる．

ロボット上での受動運動は，単純動作かつ運動量が少ないのでほとんど変化量が見られないと考えられる．

ロボット上での能動運動かつ足底圧表示なしでは，身体の感覚，例えば足底圧や足の甲での押上げ圧や，また下肢の筋の伸縮から立脚・遊脚の状態を推測し運動を調整することになる．このことが，Oxy ヘモグロビンの変化量の増加に影響した可能性がある．

ロボット上での能動運動かつ足底圧表示ありでは，足底圧を認識し運動を調整するので，Oxy ヘモグロビンの変化量の増加に影響した可能性がある．

また今回はチャンネル 17 のみ注目し，他のチャンネルを比較していない．

今回の実験では被験者数を増やすことができた．さらに被験者数を増やすことが必要である．

また，パネル表示による影響を調べることができなかったため，関連するチャンネルについて比較する必要がある．

インフォームドコンセント

本研究は，学内倫理委員会で審査し，承認されている．

本実験を行うにあたり被験者に説明を行い，NIRS 装置での測定により心身に負担を掛けないことを最優先とし同意を頂き実験を行った．ロボットのステップ台の動作時の安全性に関して，異常時に即座に緊急停止ボタンを操作可能な位置に操作者を配置し実験を行った．

謝辞

本実験を行うためにご協力頂きました．九州産業大学産学連携室，(株)島津製作所をはじめ，関係者皆様へ感謝の意を表します．

参考文献

(1)　松崎俊樹　他　日本機械学会九州支部会　第 70 期総会・講演会，論文集（2017）
(2)　酒谷薫　他　NIRS－基礎と臨床　新興医学出版社

短下肢装具設計支援システムの開発

ー トリムライン変更時の短下肢装具形状評価 ー

Development of ankle foot orthosis design support system

- Evaluation of ankle foot orthosis shape made by difeerent trim line -

○ 河村太樹（芝浦工大）　花房昭彦（芝浦工大）　山本紳一郎（芝浦工大）

東江由起夫（新潟医療福祉大学）　大塚博（人間総合科学大学）　大西謙吾（東京電機大学）

Taiki KAWAMURA, Shibaura Institute of Technology
Akihiko HANAFUSA, Shibaura Institute of Technology
Shin-ichiroh YAMAMOTO, Shibaura Institute of Technology
Agarie YUKIO, Niigata University of Health and Welfare
Otsuka HIROSHI, University of Human Arts and Sciences
Kengo OHNISHI, Tokyo Denki University

Abstract: Ankle foot orthosis (AFO) is produced by modifying a positive plaster model. Because the modification is made by prosthetists' hand, the degree of compatibility to the patient depends on the experience of prosthetists. The objective of the study is to develop an AFO design support system that enables manufacturing of highly compatible orthosis in a short term. The position of trim line used to generate the orthosis shape is changed according to the ability of individual person's gait. The shape of positive plaster model and position of trim line were measured by 3D scanner. The difference of orthosis shape was defined by the ratio of the orthosis in each sectional layer of the positive plaster model. As a result, the shape of ankle foot orthoses with differnet trim line were compared by the ratio.
Key Words: Ankle foot orthosis, Trim line, Design support system, Shape evaluation

1. 序論

片麻痺患者のリハビリテーションで使用される短下肢装具の一つにシューホーン型短下肢装具がある（Fig.1）．この装具は，後面にサポート部があり足関節を直角に保持する働きを持っている．また，この装具は装着時の適合性を高めるために，作製する際にいくつかの工夫が施されている．一つ目は，装具を作製する際に基となる陽性モデルと呼ばれる患肢の形状を模った石膏のモデルに修正を行うことである．主に骨突起部に盛り修正，足底部に削り修正が行われる．二つ目は，患者の病状によって装具の形状を変えることである．これは，陽性モデルを基にプラスチックを成形し，そこから不要な部分を切除する際に，基準となるトリムラインという線を調節することによって行われる．しかしながら，これらの工夫は現在，義肢装具士の手作業で行われるため，最終的な装具と患肢の適合性の良し悪しは義肢装具士の経験や技量に左右されてしまう．また，リハビリテーションでは早期から短下肢装具が必要とされるが，手作業での作製では時間がかかってしまう．以上のことから，義肢装具士の経験に左右されずに，適合性の高い装具を短期間で製作することが求められている．また現在，義肢装具用の CAD/CAM ソフトとして株式会社 佐々木義肢製作所の P&O や RODIN4D 社の RODIN4D NEO[(1)]などがあるが装具を作成する際，マニュアルでの操作が必要となり，自動で装具形状を生成することは出来ない．

本研究ではシューホーン型短下肢装具の製作工程を定量化し，そのデータを元に患者の足の形状から自動で装具の形状を出力可能な短下肢装具設計支援システムの開発を研究目的とする．

Fig.1 Shoehorn type ankle foot orthosis

2.システム構成

本研究で目指している短下肢装具設計支援システムのフローチャートを Fig.2 に示す．まず患者の下肢形状を計測，モデリングを行い，得られた形状から自動で短下肢装具の形状を生成する．その後，パソコン上で作製した装具を装着した場合での歩行分析を行う．この時，結果に不具合が残る場合は形状を修正し，装具の効果が見込めた場合は 3D プリンターに形状データを送り装具を作製する．装具作製後は，実際に片麻痺患者に使用してもらい適合性の評価を行う．

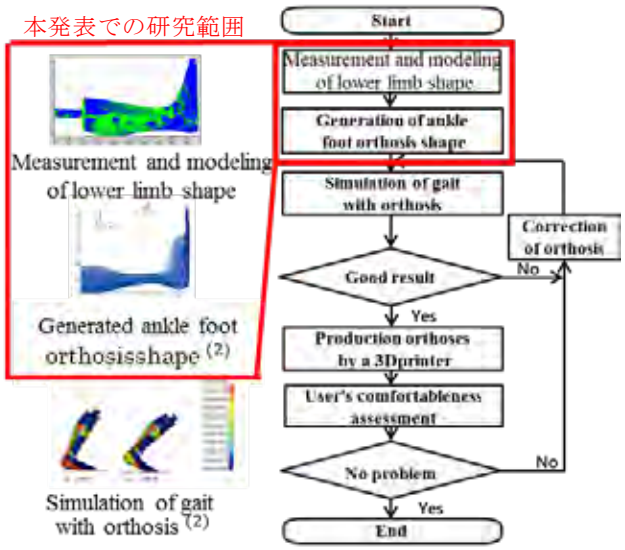


Fig.2 Ankle foot orthosis design support system

本発表での研究範囲は「下肢形状の計測モデリング」から「短下肢装具形状の作製」であり，システム作製において必要不可欠なトリムラインの違いによる短下肢装具形状の変化を評価した．得られた結果の情報を基準に，短下肢装具の製作工程を定量化し，下肢形状から短下肢装具形状の生成を目指す．

3. 実験方法

3.1 トリムラインの測定

作製される装具形状が異なる二種類のトリムラインが描かれた陽性モデルを用意しコニカミノルタ社の非接触 3 次元デジタイザ VIVID910 を用いて形状を測定した．トリムラインの測定はライン外側にテープを貼って物理的特徴を付けることによって行った．

測定に使用した陽性モデル，並びにトリムラインは義肢装具士の人間総合科学大学の大塚博先生に 21 歳の健常男性の足を基に作製・描画して頂いた．測定した陽性モデルと二種類のトリムラインを Fig.3 に示す．外側に画かれたトリムライン（以下トリムライン①）は剛性が強く設定され，内側に画かれたトリムラインは（以下トリムライン②）可撓性が強く設定されたトリムラインである．トリムライン①は内果，外果の中心を通り，第一中足骨頭を覆うような形状となっており，トリムライン②は内果，外果は通らずに挟れており，第一中足骨頭の手前までの形状となっている．また，腓腹部はトリムライン①・②で共通した形状となっており，舟状骨の上も共通して通っている．

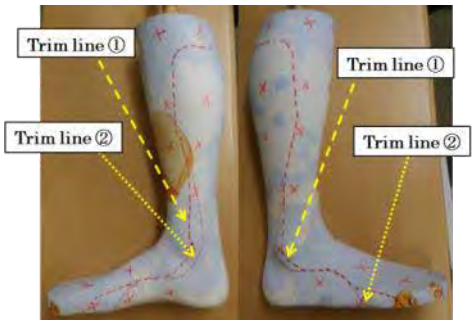


Fig.3 Positive model and trim lines

3.2 点群データの編集

測定したトリムライン①・②の点群データと陽性モデルの点群データを MATLAB にて ICP アルゴリズムを使用し位置を合わせた．ICP アルゴリズムとは，データを重ね合わせていき，対応する箇所の点同士の距離が最小となる位置を探すプログラムである．位置合わせを行った点群データに対して，つま先からパイプ部の中心へ第一中足骨頭，舟状骨，内果を通るように 6 つの点をスプライン補間し基準軸を作製した．次に，その基準軸に対して垂直な点群を切り取り，断面を出力した．本研究では軸上 23 [mm]毎で断面を出力し，得られた 22 枚の断面から装具となる範囲の点群を取り出した．

3.3 装具形状の作製

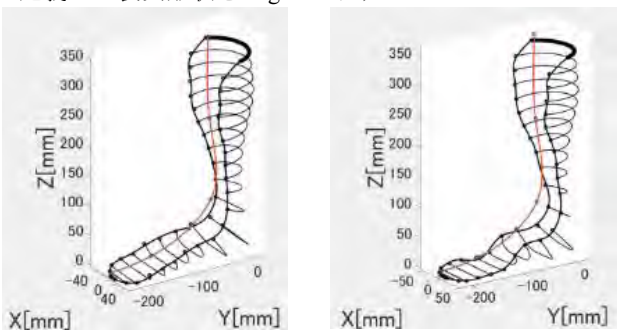
装具となる範囲の点群は，極座標系に変換し，制御点 20 点のスプライン関数で近似し，装具形状を定義した．また，22 ヶ所の断面の装具形状を積み重ねることにより装具全体形状を定義した．

3.4 装具形状の割合の算出

取り出した各断面もスプライン関数で近似をし，繋げ，断面の周径長をもとめた．取り出した各断面での装具形状の長さと断面の周径長から，各断面での装具形状の占める割合を算出した．トリムライン①とトリムライン②で作製される装具形状の占める割合を比較することにより短下肢装具形状の相違を評価した．

4. 結果・考察

取り出した点群データをスプライン関数で近似することで定義した装具形状を Fig.4 に示す．



(a) Trim line ①　(b) Trim line ②

Fig.4 Measured ankle foot orthosis shape

各断面の軸上の位置とトリムライン①・②の装具形状の占める割合の関係を Fig.5, 測定した陽性モデル実物上での基準軸の位置を Fig.6, に示す．つま先にあたる 0～22 [mm]では 22%から 43%，舟状骨にあたる 137 [mm]では 60%，腓腹部にあたる 321～459 [mm]では 60%から 38%となり，トリムライン①・②で装具形状の割合に差があまりないことが分った．しかし，第一基節骨から舟状骨にあたる 45～115 [mm] ，内果外果から足首にあたる 160～275 [mm]ではトリムライン②の割合が大きく下回っており，特に第一中足骨頭にあたる 91 [mm]，内果にあたる 206[mm]では 15%トリムライン②の割合が小さい結果となった．

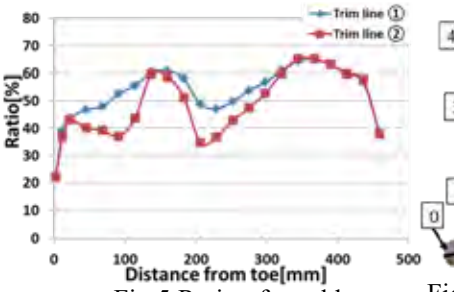


Fig.5 Ratio of ankle foot orthosis shape

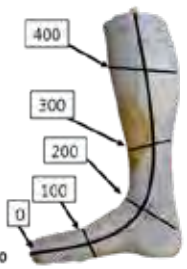


Fig.6 Reference Axis

5. まとめ

トリムラインの違いによる作製される短下肢装具形状の変化を，足部と装具形状の割合を比較することにより定量的に示した．

今後は，出力する断面を増やし，より詳細な装具形状の変化を確認する．また，作製した装具形状に穴埋め，厚み付けを行い装具の 3 次元モデルを作製することにより，体積や表面積という観点からも違いを明らかにしていく．

6. 参考文献

1) Rodin4D CADCAM - Orthotics and prosthetics Rodin4D http://rodin4d.com/en/Products/rectification
2) 丸山 倫靖，花房 昭彦，中山 剛，下腿人体モデルを用いた動的有限要素による短下肢装具の立脚期変形解析，生体医工学，47 巻，5 号，pp.450-456，2009.

入浴介護時の負担軽減に向けた移乗機器の開発

Development of a transfer device for reducing the burden at the time of bathing care

○ 青木智暉（芝工大）　一瀬紀之（精工技研株式会社）　佐藤好彦（精工技研株式会社）
李虎奎（芝工大）　花房昭彦（芝工大）　米田隆志（芝工大）

Tomoki AOKI, Shibaura Institute of Technology
Noriyuki ICHINOSE, Seiko giken ltd.
Yoshihiko SATO, Seiko giken ltd.
Lee HOKYOO, Shibaura Institute of Technology
Akihiko HANAFUSA, Shibaura Institute of Technology
Takashi KOMEDA, Shibaura Institute of Technology

Abstract: In recent years, aging has progressed and the roles and burdens of carers are getting bigger. Transfer assistance is carried out frequently, causing a heavy burden on the waist. Especially, the risk of bathing care increases. The reason is the number of transfers required and the environment specific to bathing care. Presently there are bathing device aimed at reducing the number of transfers. This allows elderly to take a bath directly after transferring from beds etc in each room to bathing device. However, it can not be said that one transfer assistance remains and all the burden at bathing care can be reduced. In this research, we developed a transfer device to reduce the burden of transfer assistance and it is easy to carry because it integrates with bathing equipment that reduces the number of transfers.
Key Words: Elderly care, Transfer assistance, Care Support, Transfer device

1.　序論

近年の高齢化に伴い，介護者の役割，負担が大きくなっている．なかでも，移乗介助は頻繁に行われ，過度の腰部負担を生じさせる．また，社会福祉施設における単独での移乗介助で，腰痛発生件数が最も多いのは入浴介護時である(1).

入浴介護時には，通常 2 回の移乗を要する．そこで，移乗回数の削減が可能な福祉機器として，手動式入浴リフト（精工技研製，バスラック）が開発された(2)．Fig.1 に示したバスラックの一部であるセパレートキャリーに移乗することで，ベッド等から移乗後，そのまま入浴することができる．しかし，Fig.2 に示すように，バスラック使用時でも 1 回は移乗が必要となり，移乗介助の腰部への負担が残る．また，移乗用福祉機器が多く存在するが，これら既存の機器の中には大きく，持ち運びに適していないものもあり，使用しない介護者もいる．そのため，操作が容易でかつ持ち運びが可能な移乗機器の開発が求められる．

本研究では入浴介護における移乗介助の際に介護者の負担を軽減することを目的として，セパレートキャリーのカート部に収納可能な移乗機器を開発する．

Fig.1 セパレートキャリー(2)

Fig.2 バスラック使用時

2.　従来の移乗機器の検証（移乗介助時の人体重心計測実験）

2.1　目的

本実験は，市販されている移乗機器（ハーツエイコー製，こまわりさん）(3)を使用して，本研究目的の移乗機器の開発に向け，機器の動作や形状の参考にすることを目的とし，移乗介助時の要介護者の重心位置と，機器の移動量を計測し検討を行う．

2.2　方法

被験者は成人男性 1 名（年齢:21[歳]，体重:56[kg]，身長:1620[mm]）とした．これは，高齢者男性の平均身長，男女の平均体重に相当している(4)．市販されている移乗機器を使用し，移乗元のセパレートキャリーと他の座面から最高点まで持ち上げた際の重心（COM : Center Of Mass）の移動量を求めた．各移乗元の高さから 5 試行計測する．本実験で求める移動量は前後方向の重心移動のみである．移乗元の高さは，400[mm]と 535[mm]である．重心移動量は，身体の 左右 12 ヶ所(第三中足骨・外踝・外側踝・大転子・骨盤・ 肩峰) に取り付けた反射マーカーの位置を，三次元動作解析システム（MAC3D）を用いて計測する．機器の移動量は機器の支柱に反射マーカーを 1 ヶ所取り付けた．

また，人体全体の COM は全ての身体部分の重みつきの中心である．人の身体を各部の位置からいくつかのセグメントとして考える．本実験では身体を Left/Right 足部，L/R 脚部，L/R 大腿部，骨盤，HAT（胴，体幹，頭）の 8 個のセグメントとする．セグメントの長さと質量から各重心位置を算出し，身体全体の質量中心（COM）を算出する．

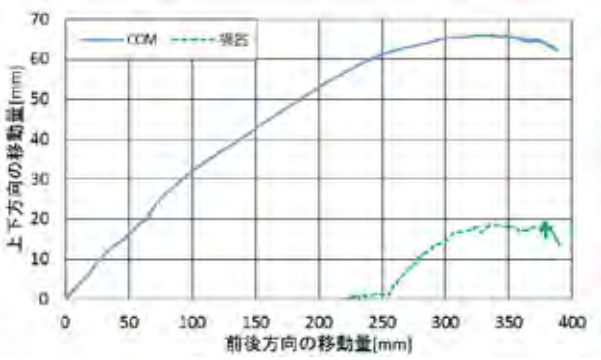
2.3　結果および考察

Fig.3 に各移乗元からの COM と移乗機器の移動量を示す．Fig.4 にその考察を可視化したものを示す．

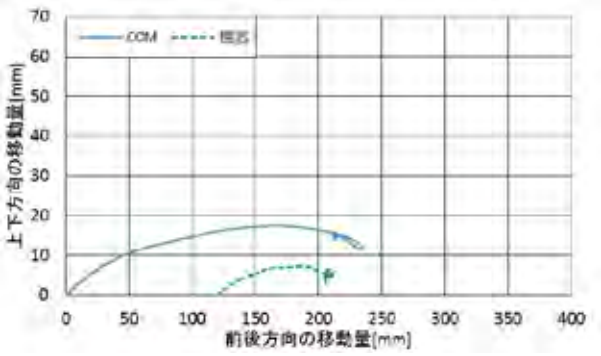
Fig.3(a)(b) ともに最高点で COM が移乗機器の中心(370[mm])付近であることがわかる．また，移乗元の高さが 400[mm]の方が，COM と機器ともに，移動量多いことが分かる．Fig.4(b)より土台の範囲上(200～560[mm]の 360[mm])

に来ていることが分かり，この範囲内に重心位置が来ることで，要介護者や，機器の転倒が防げると考えられる．また，移乗の際には，上下方向よりも前後方向の方が大きく移動していることが分かる．これは，人が立ち上がる際には，前方への重心移動が重要であるということを示している．さらに，移乗元の高さは Fig.3(b)のように高いほうが移動量も少なく簡単に移乗介助を行えることがわかる．この結果は，介護にて要介護者を簡単に立ち上がらせるための 3 条件である，①前方への重心移動，②十分に足を引く，③十分な座面高さであること[5]と一致する実験結果であると考えられる．

以上より，開発する機器は，要求仕様に加え，最高点で要介護者の重心位置を機器の中心に移動させ，移動方向は前後方向を主とし，かつ上下方向にも移動させるものを考案する．

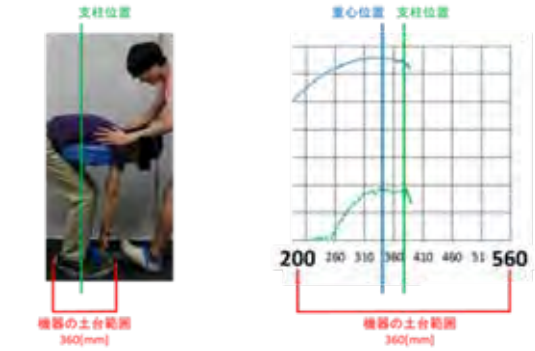


(a) 高さ 400[mm]



(b) 高さ 535[mm]

Fig.3 COM 移動量，移乗機器の移動量



(a) 実際の移乗機器　　(b) 結果のグラフ

Fig.4 考察の可視化

3. 移乗機器の開発

3.1 概要

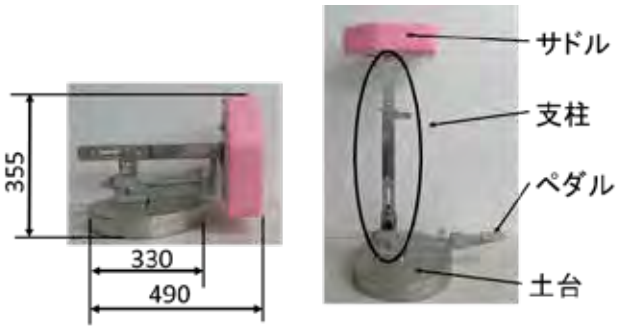
開発する機器の要点は，操作が容易であり使用方法が分かり易く，多頻度に渡って使用可能であること，コンパクトでカート部に収納可能であるものとする．また介護者の，負担軽減が可能で，介護者に常用されるような移乗機器の開発を目指す．シンプルな構造として，てこの原理を使用した機器の形と，収納可能な形として折り畳み式の移乗機器を考案する．さらに，機器の考案を行う前に行った介護施設での調査と，移乗介助の際の人体の重心移動計測実験から，対象とする高齢者は，座位はとれるが，足に力が入らないなど，部分的な介助を必要とする高齢者である．以下に具体的な要点を記す．

・浴室に入るため電気は使用しない
・材料：軽量で強度，耐水性
・荷重：高齢者男女の平均体重 56.4[kg]±20[kg]程度[4]
・自由度：円弧上下，回転
・大きさ：セパレートキャリーのカート部に収納可能
　（高さ 400[mm]，幅 350[mm]，奥行き 470[mm]）

3.2 移乗機器の試作

従来の移乗機器を用いた計測実験から得られたデータを考慮し，移乗機器の試作を行った．Fig.5 に試作した移乗機器の外観を示す．本機器は，Fig.5(a)のカート部に収納した状態から Fig.5 (b)のように機器を組み立てることで移乗介助を行える移乗機器となる．ベッドや車いすから，セパレートキャリーに移乗する際に本機器を使用する．移乗方法は，まずサドルを要介護者側へ倒し，腹と胸を設置する．次に介護者が，ペダルを踏み，サドルを引くことで，要介護者を持ち上げる．その後，機器を回転させることで移乗先へ方向転換をし，再びサドルを倒すことで移乗を完了とする．移乗完了後は再びカート部に収納し，セパレートキャリーと共に浴室，脱衣室まで移動する．なお，この移乗介助は介護者 1 名で行うことを可能とする．

本機器は，要介護者を持ち上げた際に最高点で停止させておく必要がある．そのため，ペダル部分にロック機構を設けた．また，要介護者の身長により，機器の高さを変更できるよう，支柱部分にロック機構を設けた．そして，移乗介助の際に機器を回転させ移乗先へ方向転換できるよう回転機構を設けた．



(a) 収納時　　(b) 移乗介助時

Fig.5 移乗機器の外観

4.　試作機の評価実験（移乗介助時の人体重心計測実験）

4.1　目的

試作した移乗機器を使用して移乗介助時の要介護者の重心位置と，機器の移動量を計測する．その結果から，「2.　移乗介助時の人体重心計測実験」で行った市販されている移乗機器の実験結果と比較し，試作した移乗機器の福祉機器としての有用性や改善点を求める．

4.2　方法

「2.　移乗介助時の人体重心計測実験」と同様の方法で，試作機の評価実験を行った．

4.3　結果および考察

Fig.6 に移乗元の高さ 400[mm]からの COM の移動量を示す．Fig.7 に考察を可視化したものを示す．

Fig.7 より，最高点で COM が移乗機器の土台の範囲上(170～500[mm]の 330[mm])に来ていることが分かり，この範囲内に重心位置が来ることで，要介護者や，機器の転倒が防げると考えられる．また，移乗の際には，上下方向よりも前後方向の方が大きく移動していることが分かる．これは，人が立ち上がる際に重要な前方への重心移動を実現している．さらに，移乗元の高さは 400[mm]よりも 535[mm]のように高いほうが移動量も少なく簡単に移乗介助を行えることがわかった．しかし．理想としては要介護者を最高点まで持ち上げた際に重心位置が支柱位置より移乗機器の土台の中心に寄り，中心付近で最高点となることがより転倒の危険性もなくなり理想である．改善点としては，支柱位置を土台の中心へより近づけることが考えられる．

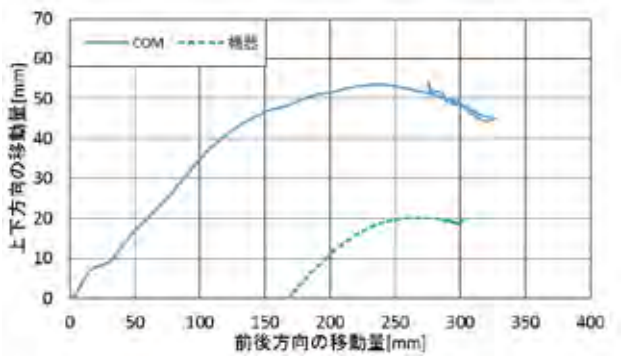
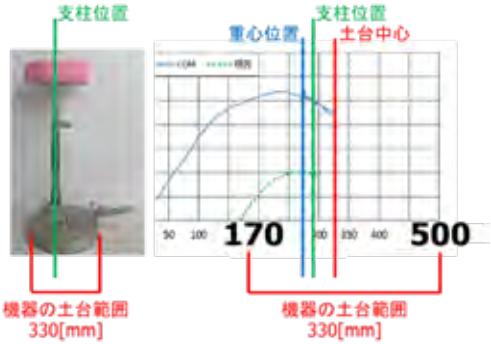


Fig.6 COM 移動量，移乗機器の移動量



(a)　実際の移乗機器　　(b)　結果のグラフ

Fig.7 結果と考察の可視化

5.　カート部と一体化

試作した移乗機器とセパレートキャリーのカート部を一体化するため，カート部にガイドを追加し，一体化可能とした．Fig.8 にカート部と一体化した移乗機器を示す．

(a) セパレートキャリー

(b) カート部のみ

Fig.8 カート部との一体化

6.　結論

入浴介護時の負担軽減に向けた移乗機器を試作した．本機器は入浴介護において介護者の負担を軽減し，セパレートキャリーのカート部に収納，一体化及び持ち運び可能である．今後は試作した機器を社会福祉施設に持ち込み，評価する．また，実験結果も踏まえた移乗機器の改良を行う．

謝辞

本研究を遂行することに当たりまして，精工技研株式会社より多大なるご支援を賜りました．ここに謹んでお礼申し上げます．

参考文献

(1) 厚生労働省，「職場における腰痛発生状況の分析について」，
<http://www.mhlw.go.jp/new-info/kobetu/roudou/gyousei/anzen/dl/1911-1_2f.pdf>，（2017/7/22）
(2) 精工技研株式会社，「BathLuck　バスラック」，2014
(3) 株式会社ハーツエイコー，「製品案内」，
<http://hearts-eiko.com/index.html>，（2017/7/22）
(4) 厚生労働省，「統計情報・白書，第2編　保健衛生　第1章　保健，第2-6表　身長・体重の平均値，性・年次×年齢別」，
< http://www.mhlw.go.jp/toukei/youran/indexyk_2_1.html>，（2017/7/22）
(5) 東近江市，「リハビリテーション介護の手引き～より良く生活動作を支援するために～」，
<https://www.city.higashiomi.shiga.jp/cmsfiles/contents/0000000/246/kaigotebiki_6843.pdf>，（2017/7/22）

座位での移乗を可能とする前傾姿勢を利用した移乗器の開発

A Mobile Patient Lift that Enable a User to Transfer in a Seating Position

○ 石橋凌（茨城大）　森善一（茨城大）　木下万誠（葛飾やすらぎの郷）

Ryo ISHIBASHI, IBRAKI University
Yoshikazu MORI , IBARAKI University
Kazunari Kinoshita, KATSUSHIKA YASURAGINOSATO

Abstract: We propose a novel mobile patient lift that is applicable to relatively severe damaged patients. Most of conventional patient lifts are large and expensive; moreover, they request that a patient takes a standing position. However, a caregiver who works in a nursing home told that severely damaged patients have contracture symptoms, therefore, transferring in a seating position is desirable. When using the proposed patient lift, the patient takes a forward bending posture in a seating position. It is easy to take off the patient's clothes because the patient is mainly supported at the point of the thigh near the knee. The hip position when seating is adjustable with a hydraulic jack. The experimental results of a full-sized prototype patient lift confirm the design effectiveness.
Key Words: Rehabilitation, Transfer, Patient lift, Seating position

1. はじめに

日本における要介助者は平成24年度末で561.1万人であり，脳疾患や加齢などが主な原因である．要介助者の数は年々増えており，介助者への負担も増加し，介助者への負担軽減は大きな課題となっている[1].

介助者が行う介助作業の中で特に負担が大きい作業に移乗動作がある．移乗動作とは，介助者が，身体障害者や高齢者など自力での歩行が困難な人（以下，「被介助者」という）を，ベッドから車椅子へ，車椅子からトイレの便座へ，あるいは車椅子から乗用車の座席へ等，待機位置から目的位置へ移動させる際に，待機位置と目的位置との相互間の移乗（乗り移り）動作である．移乗動作において，介助者は中腰での作業や，脱力した被介助者を抱き上げて移乗介助をすることがあり，関節や腰など身体への負担が大きい重労働である．

そこで本研究では，移乗動作を補助し，介助者への負担を軽減する移乗器について、電動機を用いずに座位状態での移乗を可能とする移乗器の実現を目指す．

2. 従来の移乗器・ツール

2.1 リフト

被介助者をリフトと呼ばれる機器で持ち上げ，移乗や移動を行う．介助者への負担は少ないが，高コストである．下肢が不自由である人や関節の曲げ伸ばしなどが不自由になる拘縮がみられる場合には，リフトは有効的である．リフトの例としてFig.1に示すような床走行リフトがある．アームについているフックなどを使用し被介助者を吊り上げる．ベッドと床の隙間が小さいものには，リフトを差し込めない場合や，リフト自体が大きいため狭い部屋では使用が限られる場合がある．

2.2 スライディングボード

スライディングボードは,座っている状態の被介助者に，スライディングボードと呼ばれる板の上に乗ってもらい，移乗先まで滑らせるようにして移乗させる機器で，低コストである．使用するには介助者の技術を必要となる．また介助者への負担も大きい．また被介助者が端座位を取ることのできない場合などは使用することができない．

2.3 その他の移乗器

その他の移乗器としてFig.3に示すアビリティーズ・ケアネット社製「ささえ手」を例に挙げる[2]．本移乗器は，電源不要の手動リフトでスリングシートでの吊り上げ動作を行わずに，被介助者の胸部を支持部に預けるようにして端座位から半立位へ誘導するため，半立位姿勢で移乗を行うことが可能である．半立位姿勢で移乗を行うので下半身部位の脱衣が容易である．しかしながら半立位姿勢で移乗を行うので膝関節の曲げ伸ばしが難しい被介助者の場合は使用することができない．

Fig. 1　Mobile patient lift

Fig. 2 Sliding board

Fig. 3　Patient lift“SASAETE”

3. 本研究における移乗器

3.1 従来製品における問題点と課題

従来の移乗器は，複数のモータや傾動部分やリンク部分を含んでおり，構造的に複雑であるため，必然的に製造コストが増す．また，従来製品ではリフトのように臀部の下にマットを敷いて持ち上げ移乗を行うものや，「ささえ手」のように移乗する際に被介助者に立位姿勢を取ってもらい移乗を行うものは存在したが，臀部の下にマットを敷く場合，被介助者に立ち上がってもらう必要があるなど，被介助者に負担をかけることや，被介助者に半立位姿勢を取ってもらう場合，膝関節を伸ばす必要があり膝関節の曲げ伸ばしが不自由な被介助者には使用できないなど，使用が限定的なことがあり，被介助者に立ち上がってもらうなどの負担をかけず，また膝関節の曲げ伸ばしが不自由な被介助者でも使用が可能なように，被介助者が座っている状態からそのまま移乗を行える移乗器は存在しなかった．

そこで，本発明の課題は，構造がシンプルであり，安価に製造することが可能で，かつ，持ち運びが容易な構成でありながらも所望の機能を果たす介助用移乗器を提供することである．

3.2 移乗器の概要

本研究による移乗器の外観を Fig.4 に示す．大きさは，幅 52[cm]，奥行き 70[cm]，胸部の支持パッドまでの高さが 125[cm]であり，重さは 12.3[kg]である．左右一対のフレームの間に回転軸を通し，その回転軸には副フレームが通されている．副フレームには支持棒を取り付けることができ，支持棒は初期状態では移乗器に取り付けられておらず，本移乗器を被介助者の前面にセットした際に被介助者の大腿部下に通すように本移乗器に取り付ける．そして移乗器中央には被介助者の胸部を支持するパッドが取り付けられている．またフレーム間下部に 2 本のフレームを設置して移乗器の剛性強化と，油圧を利用した倍力装置である油圧ジャッキを搭載する足場としている．移乗器の最下部には 4 つの回転可能な受動車輪が取り付けられている．

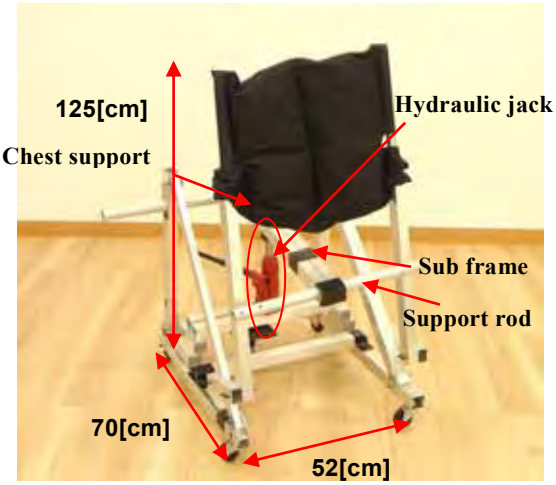
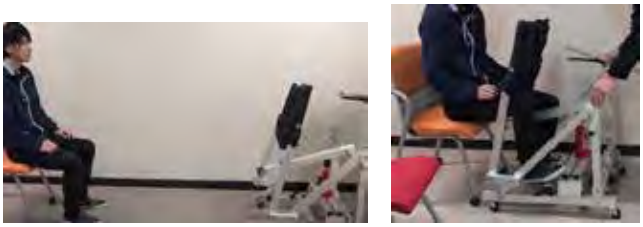


Fig. 4 Exterior photo of prototype



(a) Initial state　(b) Set the patient lift

(c) Lift the patient　(d) Get the patient off

Fig. 5 Procedure for using the prototype

4. 結果と考察

4.1 実験結果

試作機を使用して，近距離に設置した 2 脚の椅子を移乗する実験を行った．実験の様子を Fig.5 に示す．

(a) 被介助者座位姿勢とする．
(b) 介助者は被介助者の目前まで移乗器を移動し，大腿部の下に支持棒を挿入する．
(c) 油圧ジャッキを動作させて被介助者を持ち上げ，その状態で移乗先へ移動する．
(d) ジャッキを動作させ，被介助者を降ろす．

以上の工程に関して，問題なく移乗を行うことが確認できた．この際，被介助介助者は移乗器によりかかるように脱力し前傾姿勢を取るだけで，膝関節の曲げ伸ばしを行わずに椅子に座った座位状態のままで移乗動作を行うことができた．

4.2 考察

被介助者の昇降を油圧ジャッキで行うことにより簡易な構造と軽量を実現した．また，大腿部の下に支持部を通すことにより，臀部下にマットを敷く必要がなくなること，被介助者の膝関節の曲げ伸ばしをしなくてもよいことという目標も実現した．しかしながら，人ひとりの移乗を行う場合，現状の移乗器よりも更なる縮小・軽量化を行うことができることがわかった．また，胸部支持部の形状が最適化できておらず，形状を最適化することにより被介助者の負担をより軽減することが可能であること，大腿部下に挿入する支持棒の形状が最適でなく被介助者が痛みを受けること[3]．そして，油圧ジャッキは小さな力で持ち上げることが可能であるが，ジャッキのストローク量が短く，ストロー　ク量を補うために，移乗器が大型化しているという問題がある．今後これらの問題を解決していく予定である．

5. まとめ

本研究では，従来製品にはない軽量かつ低コストで，関節の曲げ伸ばしが不自由な被介助者でも使用できる移乗器の開発を行った．従来製品調査を行い，従来製品の問題を提起した．この問題を解決できる移乗器について検討と開発を行い，移乗器を作成し実験を行った．実験結果より，従来製品の問題点を解決できていることが確認できた．

今後は，移乗器の小型化と動作の簡略化，被介助者の負担低減を実現する移乗器の製作を行い，介護現場での実使

用に耐えうる移乗器の設計製作を目指す.

参考文献

[1] 内閣府:“要介護度別認定者数の推移”，高齢社会白書，平成 26 年度版.
[2] アビリティーズ・ケアネット:https://www.abilities.jp/fukushi_kaigo_kiki/idouyoulift/703100
[3] 小川淳夫：“下腿近位部の接触圧力と痛みに関する研究”，日本技師装具学会誌 27 巻 1 号，p.45-50，2011.
[4] 浅井葉子，金子誠喜，大津慶子：“椅子からの立ち上がり動作における体感前傾角度と下肢関節モーメントとの関係”, 日本保健科学学会誌 Vol.8, No.1, p.51-58, 2005.

義足慣性パラメータ推定システムの測定誤差が推定精度に与える影響の検討

楠本 岳士[*1]，内藤 尚[*2]，野川 雅道[*2]，田中 志信[*2]

Influence of measurement error on accuracy of prosthesis leg's inertial parameter identification system

Gakushi Kusumoto [*1], Hisashi Naito [*2], Masamichi Nogawa [*2] and Shinobu Tanaka [*2]
[*1] Graduate School of Natural Science and Technology, Kanazawa University
[*2] Institute of Science and Engineering, Kanazawa University

1. 緒　　言

義足は下肢切断者の歩行を支援する福祉機器である．その処方過程において義足の適合性の評価は義肢装具士や医師，看護師といった様々な専門家からなるメディカルチームの各々の知識，経験から総合的に行われる．評価に客観性・再現性をもたせることが課題とされており，本研究では適合性評価の支援を目的として義足の慣性特性や受動抵抗特性といった機械的特性を計測するシステムの確立を目指している．慣性特性として推定する値は慣性パラメータ（質量や重心位置，慣性モーメント）で受動抵抗特性として推定する値は受動抵抗モーメントである．慣性パラメータにおいて各物理量を計測する手法は存在する [1]．これらの手法では義足を分解しなくてはならず手間がかかる上に受動抵抗特性は計測できないといった問題がある．本研究ではこれらの特性を一括して推定するシステムを構築する．パラメータ同定の手法はマニピュレータの手先位置の高精度化に伴い発展してきた [2]．これらの技術を義足に応用し，まず一剛体を対象とした推定システムの構築を行った．推定システムは対象の運動データ(離散的な位置・姿勢)を取得する計測系と入力データを数値微分しシステム同定を行う解析系に分かれており，これまでの検討で光学式モーションキャプチャ(Optitrack システム,Flex 13 カメラ 8 台，NaturalPoint 社)を用いて 120Hz で運動データを取得し，その運動データを間引くことで運動速度を高くした場合を想定したデータを作成し推定システムに入力することで運動データの質が同定精度に大きな影響を及ぼすことが分かった．

本報では精度向上のために測定誤差が精度に与える影響を検討し，パラメータ同定に適した運動について考察する．

2. 義足慣性パラメータ推定システム

一剛体のニュートン・オイラー運動方程式は次式で表すことができる．

$$\mathbf{f}'' = m(\ddot{\mathbf{p}}'' - \boldsymbol{g}'') + \dot{\boldsymbol{\omega}}_{\mathrm{OP}}'' \times m\mathbf{c}'' + \boldsymbol{\omega}_{\mathbf{OP}}'' \times (\boldsymbol{\omega}_{OP}'' \times m\mathbf{c}'') \quad (1)$$

$$\mathbf{n}'' = {}_P\mathbf{I}\dot{\boldsymbol{\omega}}_{\mathrm{OP}}'' + \boldsymbol{\omega}_{OP}'' \times \left({}_P\mathbf{I}\boldsymbol{\omega}_{OP}''\right) + m\mathbf{c}'' \times (\ddot{\mathbf{p}}'' - \boldsymbol{g}'') \quad (2)$$

ここで，絶対座標を枠 0，剛体に固定した局所座標は枠 P とし$\mathbf{f}$，$\mathbf{n}$は枠 P にかかる力ベクトル，トルクベクトル，$\ddot{\mathbf{p}}$は枠 0 に対する枠 P の加速度ベクトル，$\boldsymbol{g}$は重力加速度ベクトル，$\boldsymbol{\omega}_{\mathrm{Op}}$は枠 0 に対する枠 P の角速度ベクトル，$\dot{\boldsymbol{\omega}}_{\mathrm{Op}}$は枠 0 に対する枠 P の角加速度ベクトル，$\mathbf{c}$は枠 P から重心までの位置ベクトル，$m$は剛体の質量で${}_P\mathbf{I}$は枠 P での慣性モーメントテンソルを表す．なお，記号の右上についている(″)は枠 P の成分で表示されていることを表している．また式(1)，(2)は慣性パラメータについて線形であることから$\boldsymbol{w}, \emptyset, \boldsymbol{A}$をそれぞれ力・モーメントベクトル，慣性パラメータベクトル，係数行列として次式で表すことができる．

$$\boldsymbol{w} = \boldsymbol{A}\boldsymbol{\phi} \quad (3)$$

また，時系列データを並べ$\bar{\boldsymbol{A}} = [\boldsymbol{A_1} \quad \cdots \quad \boldsymbol{A_n}]^{\mathrm{T}}$，$\bar{\boldsymbol{w}} = [\boldsymbol{w_1} \quad \cdots \quad \boldsymbol{w_n}]^{\mathrm{T}}$のように行列を定義することで慣性パラメータは次式で示す最小二乗法を用いて推定される．

$$\hat{\boldsymbol{\phi}} = (\bar{\boldsymbol{A}}^{\mathrm{T}}\bar{\boldsymbol{A}})^{-1}\bar{\boldsymbol{A}}^{\mathrm{T}}\bar{\boldsymbol{w}} \quad (4)$$

ここで$\bar{\boldsymbol{w}}$は力とトルクのベクトルを結合した 6n×1 のベクトルであり，$\bar{\boldsymbol{A}}$は 6n ×10 の係数行列，$\boldsymbol{\phi}$は慣性パラメータからなる 10×1 のベクトルである．

3.　検証

3.1　検証方法

未知の慣性パラメータを既知のものとして設定し運動シミュレーションを行った．重心位置は$\mathbf{q} = [\sin t \quad \cos t \quad \sin t]^T$，姿勢はオイラーパラメータを用いて$\boldsymbol{\varepsilon} = \left[\cos(t) \quad \cos(t)\sin(t) \quad \frac{\sin^2 t}{\sqrt{3}} \quad \frac{\sqrt{2}\sin^2 t}{\sqrt{3}}\right]^T$とした．ここで数値微分を6次の精度で行い同定に必要な加速度・角速度・角加速度を導出する．また同時にそれらの解析解を数値的に求めたものを真値としてサンプリング周波数を変化させた際の誤差を求める．また加速度・角速度・角加速度には6次の数値微分で求めたものを，力・トルクは解析解を数値的に求めたものを用いて約 3600 組のデータ数で慣性パラメータを推定する．

3.2　検証結果

図 2，3，4 にそれぞれ加速度，角速度，角加速度の値についてサンプリング周期を変化させたときの6次精度の数値微分と真値との絶対誤差の平均値の変化を示す．図より加速度と角加速度に関してサンプリング周期が 0.01s 付近に極値があり真値との誤差が最小となる．また角速度においても 0.01s 付近以降でサンプリング周期を短くしても真値との誤差は改善されなかった．また6次精度の数値微分で導出した加速度・角速度・角加速度と解析解を数値的に求めたものから導出した力・トルクを用いて推定された結果が表1になる．推定された値は質量及び質量と重心位置の積，慣性モーメントテンソルの各成分になる．

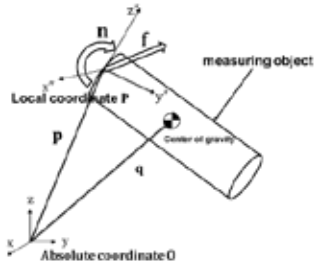


Fig. 1 Schematic picture of the system attaching one rigid body

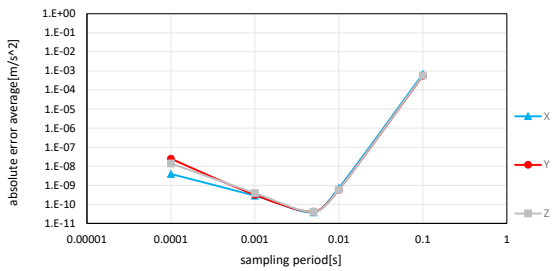


Fig.2　acceleration derived in the 6th order of numerical differentiation

4.　結言

検証結果からシミュレーションを行った運動において適切なサンプリング周期は 0.01s 付近にあることがわかった．そして運動計測に用いる光学式モーションキャプチャの周波数が 120Hz であることから実際の計測においてもこの運動での計測は良好な同定精度が期待できると考えられる．しかし数値微分の微小な誤差で同定への影響が見られたのは入力データに前処理をおこなっていなかったことが原因と考えられる．今後は推定システムの精度検証を，より実際の運動計測に近い状態を想定した検討を行う予定である．

参考文献

1) Carsten Schedlinski and Michael Link, “A SURVEY OF CURRENT INERTIA PARAMETER IDENTIFICATION METHODS”, Mechanical Systems and Signal Processing, Vol 15, No. 1(2001), pp.189-211.

2)川崎晴久，西村国俊, “マニピュレータのパラメータ同定”, 計測自動制御学会論文集, Vol 22, No. 1(1986), pp. 76-83.

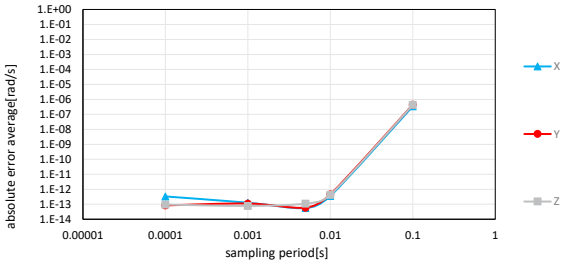


Fig.3 angular velocity derived in the 6th order of numerical differentiation

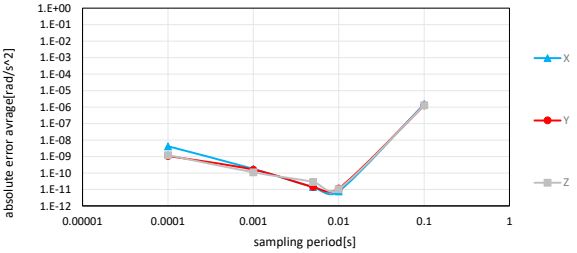


Fig.4 angular acceleration derived in the 6th order of numerical differentiation

Table 1 Identified inertial parameter

inertial parameter	true value	sampling period			
		0.1[s]	0.01[s]	0.001[s]	0.0001[s]
m[kg]	3	3.000099	3		
mCx[m·kg]	0	0.000004	0		
mCy[m·kg]	0	0.00001	0		
mCz[m·kg]	-0.3	-0.3	-0.3		
I_{11}[m^2·kg]	0.011875	0.011852	0.011875		
I_{12}[m^2·kg]	0	-0.000004	0		
I_{13}[m^2·kg]	0	0	0		
I_{22}[m^2·kg]	0.011875	0.01189	0.011875		
I_{23}[m^2·kg]	0	-0.000001	0		
I_{33}[m^2·kg]	0.03375	0.033773	0.03375		

高齢者ダミーロボットの動的運動による移乗支援ロボット介護機器の機能評価に関する検討

Evaluation Method of the Performance of the Robotic Devices for Transfer Assist using Robotic Simulator of Elderly Person

○　尾形邦裕（産総研）　　松本吉央（産総研）　　本間敬子（産総研）
梶谷勇（産総研）　　脇田優仁（産総研）
Kunihiro OGATA (AIST)　Yoshio MATSUMOTO (AIST)　Keiko HOMMA (AIST)
Isamu KAJITANI (AIST)　Yujin WAKITA (AIST)

Abstract: The robotic devices for nursing care were developed to provide a high-quality nursing to elderly persons. Therefore, we developed the whole-body robotic simulator of elderly person (dummy robot) to quantify and evaluate the body load and the performance of the robotic devices. The purpose of this study is to develop the method that the dummy robot simulates the dynamic motion of elderly person, and adds the disturbance to the robotic devices. The dynamic motion patterns were generated randomly, then the effect of the robotic device was measured. Thus, the relationship between the motion patterns and effect of the robotic device was analyzed, and the proposed method was evaluated.
Key Words: nursing care, robotic device, humanoid robot, air-actuator

1.　はじめに

要介護者に求められる支援のうち，ロボット介護機器の適用が想定される８分野（移乗支援，見守り支援，排泄支援等）がロボット介護機器開発・導入促進事業において提案されている [1]．高齢者の生活の質（Quality of Life: QOL) の向上と介護者の負担を軽減するために，これらの支援を目的としたロボット介護機器の研究開発が行われてきた．しかし，ロボット介護機器が実際の介護現場において十分に普及しているとは言えない．ロボット介護機器が普及しない原因の１つとして，ロボット介護機器が介護者や要介護者に対して与える影響が十分に評価されていない点が挙げられる．ロボット介護機器を実際に使用した際の人体に与える負荷，性能の定量化，導入による介護環境への影響などを評価する必要がある．しかし，開発中の機器の安全性や機能性を実際の人を対象として行うことは，安全面と倫理面から難しい．そこで，人型ロボットを用いてロボット介護機器を評価する方法が提案されてきた [2][3][4]．

2.　高齢者ダミーロボット

本研究チームではロボット介護機器の性能評価及び人体への影響を定量化するために，高齢者の身体を模擬したダミーロボットを開発した [2]．圧力分布センサシートなどを併用することで非装着の移乗介助支援や排泄支援機器の力学的な性能（安全性，有用性）の評価，多様な姿勢の再現による見守り支援機器の性能評価などの実現を目的としている．

ロボットの機構は人体寸法・形状データベース [5] などを参考にして，60 代の男性高齢者の身体形状及び重量配分に近くなるように設計した．可動関節は空気圧アクチュエータによって駆動し，位置制御が可能である．空気圧アクチュエータを制御するためのバルブ及びコンプレッサーはロボットの外部に搭載されている．ロボットの外観，主要なパラメータを Fig. 1 及び Table 1 に示す．

これまでに，本ダミーロボットの静的姿勢時の人体に与える負荷の定量化手法について検討してきた．本研究では，ダミーロボットをダイナミックに動作させた際のロボット介護機器に与える影響を検証する手法について検討する．

3.　高齢者ダミーロボットの動的動作

本研究では，非装着型の移乗支援ロボットとしてマッスル株式会社製の “ROBOHELPER SASUKE” を用いた．SASUKE は

Fig.1　Active dummy robot simulated elderly person.

Table 1　Parameters of the active dummy robot.

length [mm]	1650
weight [kg]	50
number of active joints	22
number of positive joints	28

Fig. 2 のように，スリングシートの上に要介護者を乗せ，ベッドから車いすまでをシームレスに移乗が可能となっている．Fig. 2 のように，SASUKE 使用時において要介護者は上半身と腕を拘束された状態となる．この時に，要介護者が任意の動作を行った場合に，機器に与える影響を評価する手法について検討する．

3.1　動作生成

スリングシートの上で下肢を動作させると，ダミーロボットの大腿部がスリングシートを支えるロッド部に衝突する．この時，任意の外力がロボットの関節に生じる．本ダミーロボットは空気圧駆動機構であるため，任意の外力によって関節機構に深刻な影響を受けることはない．従来研究 [6] から空気圧駆動のロボットが単純な軌道によってダイナミックな動作を実現できていることが分かっている．そこで，本研究でも単純な矩形波を入力として与えることとする．矩形波として，Fig. 3 に示す 2 種類のパターンを用いた．パターン 1 は単純な矩形波とし，左右の股関節のタイミングをずらしている．パターン 2 はアンダーシュートを含めた波形である．これらのパターンには振幅 A，周波数 ω，減衰

Fig.2　ROBOHELPER SASUKE

率 ζ のパラメータによって決定される．但し，パターン 1 では $\zeta = 0$ とする．

ダミーロボットを用いて機器に外乱を与える際に，再現性のある外乱を与える必要がある．そこで，矩形波を決定するパラメータをロボットの関節可動域と空気圧アクチュエータの時定数の範囲内でランダムに生成し，その動作によってどの程度 SASUKE が揺れたかを計測する．SASUKE の揺れは光学式モーションキャプチャーシステム（MAC3D Cortex）を用いた．動作はパターン 1 と 2 で 15 種類ずつ用意し，それぞれ一定時間継続して実行した．反射マーカーの位置を Fig. 4 に示す．SASUKE の揺れは各マーカーの標準偏差 (SD) を算出し，その平均値とした．実験結果を Fig. 5 と Table. 2 に示す．Fig. 5 は横軸に揺れ，縦軸に周波数，振幅，減衰率となっている．赤い線は計測値に基づく回帰直線を示している．Table 2 は揺れと各パラメータの相関係数を示している．揺れの増加に伴い，周波数は減少しているが，振幅と減衰率は増加している．周波数が大きいパターンでは矩形波の周期が短く，空気圧アクチュエータが目標軌道に追従できない．そのため，ダミーロボットの動きが小さく，十分な外乱を与えられなかったと考えられる．また，各パラメータの相関係数では，全体的にやや相関のある結果となった．

本実験より，実験結果から得られた回帰直線に基づいて，任意の外乱を与えられると考えられる．

3.2　動作の再現性実験

前節で述べた方法の検証実験を行った．揺れの SD を 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5 とし，このときの周波数，振幅，減衰率に基づいて

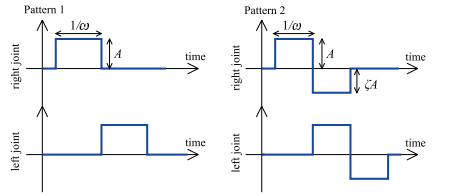


Fig.3　Block pulse input patterns.

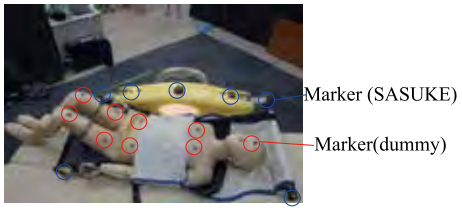


Fig.4　Marker position

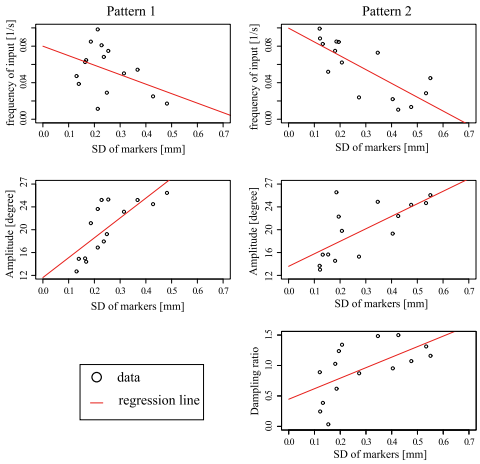


Fig.5　Experiment results.

Table 2　Correlation coefficient of each parameter

	Pattern 1	Pattern 2
frequency [1/s]	0.417	0.771
amplitude [degree]	0.761	0.694
damping ratio	-	0.599

矩形波を決定し，ロボットへ入力として与えた．この実験によって得られた SASUKE の揺れの SD と目標として与えた揺れの SD の相関を計算した所，パターン 1 では 0.928，パターン 2 では 0.940 と高い相関が得られた．このことから，本提案手法によって，高齢者ダミーロボットはロボット介護機器に対して再現性のある外乱を与えることができることが確認できた．

4.　まとめ

高齢者に対して質の高い介護を提供するためにロボット介護機器が研究開発されてきた．そこで，本研究チームではこれらのロボット介護機器の性能評価，人体への負荷を定量化することを目的に要介護者の身体を模擬したダミーロボットを開発した．これまでに静的な姿勢における身体負荷を定量化する方法について検討されてきた．本研究では，高齢者の動的な動作を模擬し，任意の負荷をロボット介護機器に与える手法を開発した．本手法では，任意の運動に伴うロボット介護機器への影響を定量化し，運動と機器への影響の回帰モデルを得る．この回帰モデルに基づいて動作生成を行う．

本研究では，統計的に平均化したパターンしか与えていないために，任意の外力による機器の特異的な振る舞い（固有周波数など）を検出することはできていない．今後は，長時間の動作実験の中で機器の特異的な振る舞いを検出する手法の開発と，実際の機器評価を行うことを目指す．

謝辞

本研究は，国立研究開発法人日本医療研究開発機構（AMED）ロボット介護機器開発・導入促進事業の支援を受けた．

参考文献

(1) 介護ロボットポータルサイト, http://robotcare.jp/
(2) 松本吉央, 脇田優仁, 本間敬子, 梶谷勇, 吉田栄一, “ロボット介護機器評価のための高齢者動作模擬装置（高齢者アクティブダミー人形）の開発,” 第 32 回日本ロボット学会学術講演会, 2N2-03, 2014.
(3) 吉田栄一, 遠藤維, 多田充徳, 吉安祐介, 鮎沢光, 松本吉央, 本間敬子, 梶谷勇, “ロボット介護機器の力学的効果評価 -デジタルヒューマンとヒューマノイドを用いた定量的評価-,” 第 32 回日本ロボット学会学術講演会, 2N2-02, 2014.
(4) A. Musa M. Omer, H. Kondo, H. Lim, and A. Takanishi, “Development of Walking Support System Based on Dynamic Simulation,” IEEE International Conference on Robio, pp.137-142, 2009.
(5) Digital Human Laboratory, AIST. Japanese Body Dimension Data, https://www.dh.aist.go.jp/database/fbodyDB/
(6) R. Niiyama, S. Nishikawa and Y. Kuniyoshi, “Athlete Robot with Applied Human Muscle Activation Patterns for Bipedal Running,” IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids 2010), pp.498–503, 2010.

中枢神経疾患患者に対するロボットスーツを用いた機能改善効果の検証

Effects of functional improvement using robot suit in CNS patients

○ 松田雅弘（城西国際大学）田上未来（城西国際大学）

万治淳史（埼玉みさと総合リハビリテーション病院）新田收（首都大学東京大学院）

Tadamitsu MATSUDA, Josai International University
Miki TAGAMI, Josai International University
Atsushi MANJI, Saitama Misato Sogo Rehabikitation Hospital
Osamu NITTA, Tokyo Metropolitan University

Abstract: Although gait training using robot suit has been reported somewhat effective in patients with stroke or spinal cord injuries, few reports included children with cerebral palsy (CP). Robot suit HAL, Hybrid Assistive Limb for Living Support (single joint type and lower limb type) (“HAL-SJ” and “HAL-LM”), has been developed to improve physical function of the patients. We studied the short and long term effects on gait speed and standing ability (increased equilibration function) in children with CP and stroke patients using HAL-SJ/LM.　[Methods] Subjects with CP (age, 9-16 yrs), showed spastic diplegia at gross motor function classification system (GMFCS) levels I to III requiring ankle-foot orthosis. HAL-SJ/LM training included knee flexion and extension exercises during sitting and standing for 20-30 minutes, and gait and stepping, pedaling exercises for 20-30 minutes. Data from CWS (comfort walking speed) and MWS (maximum walking speed) trials of 10-meter walk test and postural balance was measured by Gravicorder GS-31P stabilometer (Anima Co.) during two trials of 30-s under condition of static upright posture with eyes open, before and after training, were compared.【Results】The mean pace in gait CWS and MWS were improved after training using HAL-SJ and HAL-LM. Static balance decreased ENV/AREA, before and after training ($p < 0.05$). All subjects showed noticeably improved walking posture at all stages, especially in extension movement of knee, and these improvements continued for a short period after removing their HAL-SJ/LM. Stroke patients improved gait and stairs movement.【Conclusion】Just one trial of HAL-SJ/LM training soon improved gait in CP and stroke patients, suggesting HAL-SJ/LM modulates motor control in children with CP. Not only movement of the knee but hip joint control of the proximal joint was enhanced. Exercise therapy using HAL-SJ/LM was effective to improve standing posture and gait function.

Key Words: Robotics，HAL (Hybrid Assistive Limb)，Central Nervous system disorder

1. はじめに

1.1 はじめに

近年，医療・福祉領域においてリハビリテーション（以下，リハ）支援機器や介護福祉ロボットの普及が加速している．急速な超高齢化社会・少子化社会で，その働き手の一翼を担い，日常生活動作の援助やリハ支援を行うことを目的として作製されている．日本政府は，2010 年 6 月に新成長戦略において介護ロボットへの取り組みを開始し [1]，経産省も「ロボット介護機器開発・導入促進事業（2013 年～2017 年度）」を打ち立て，ロボットは医療・福祉領域で必要不可欠なデバイスとなっている．

代表的なロボットは，今回使用した CYBERDYNE 社によって開発されたロボットスーツ HAL (Hybrid Assistive Limb，以下 HAL)[2]，Honda 歩行アシスト(本田技研社製)，欧米で市販化されている Lokomat（Hokoma 社製，以下 Lokomat），脊髄損傷者に使用される完全対麻痺者用歩行補助ロボット（アスカ株式会社製，以下 WPAL；Wearable Power-Assist Locomotor）など多くのロボットが開発されリハにも応用されているが，リハ支援という枠組みを超え，治験を経て医学統計学的に治療効果が示されたロボットは HAL のみとなっている．

記憶に新しい 2016 年 4 月に，厚労省からは神経筋難病疾患に対する HAL 医療用下肢タイプの治療に係る技術料等の保険点数の解釈が公表され，ロボット治療として世界で初めて一般の公的医療保険の償還価格が決定された．これによりロボットを利用した医療がいっそう積極的に臨床現場で活用され始めた．これまでに神経筋難病以外にも，福祉用 HAL を使用した中枢神経疾患（脳卒中），欧州で医療機器として認証された医療用 HAL を使用した脊髄損傷患者等に対する運動療法が歩行機能改善に効果的とする報告は多い．

1.2　ロボットが及ぼす運動機能への影響

HAL の歩行への影響について，Watanabe ら [3] は回復期脳卒中患者を対象に，福祉用 HAL 単脚モデルを用いた歩行トレーニングを 4 週間実施した結果，Functional Ambulation Category において有意な改善がみられた．その他，重度脳卒中片麻痺患者に福祉用 HAL を用いた歩行練習を行った結果，16 名中 4 名で歩行速度とストライド長が増大した．脳卒中後の急性期においても週 2 回の福祉用 HAL を用いた運動療法において歩行速度の改善が認められた [4]．脊髄損傷患者においても，慢性不全脊髄損傷患者で 5 回の装着で歩行能力の向上 [5]，同様に不全脊髄損傷患者で歩行能力とバランス能力の改善が認められた [6] など多くの報告が見られる．

私達は脳卒中患者の歩行機能障害に対して有効的な手段であるということは，同じ中枢神経疾患患者の脳性麻痺患者への適応もあるのではないかと考え，脳性麻痺患者への HAL の運動療法の実践を継続している．脳性麻痺児者に対しては HAL のサイズの問題により，装着できない場合もある．今回は，140 ㎝前後の身長で S サイズが装着可能な痙直型脳性麻痺の両麻痺児者または発達期の中枢神経に障

害のある児童に，HAL を使用した立位・歩行練習の運動療法が歩行または立位保持に及ぼす影響について検討した．また，脳卒中例の HAL 使用も含めて中枢神経麻痺に対する機能障害を考えた上でのロボットスーツ HAL の運用について一考察を加えたい．

1.3　目的

HAL を用いた運動療法の効果が多数報告されているが，中枢神経疾患に対する効果については歩行機能が中心である．そこで，中枢神経疾患患者に対する HAL の運動療法を行うにあたり，脳性麻痺患者／脳卒中患者に共通する要素を検討し，どのようなアプローチが可能か検討する．また，福祉用 HAL（以下，HAL-LM）と単関節 HAL（以下，HAL-SJ） を用いた運動療法の効果を最大限に発揮する方法論の検討と，歩行機能以外の運動機能変化に着目した検討を行うことを目的とする．

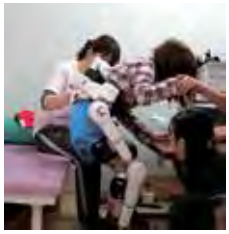
2. 方法

2.1　脳性麻痺児（歩行可能）に対する HAL-LM の運動療法の効果検証

対象を，痙直型脳性麻痺の両麻痺児者 5 名（平均年齢 12.4 歳；9-16 歳）とし，GMFCS レベルⅡが 4 名，Ⅲが 1 名とした．適応基準を HAL-LM の身長・下肢長のサイズが適合し，補装具を利用して歩行可能な者とした．

HAL-LM を用いた運動療法は，股関節，膝関節伸展方向にアシストをいれ，立ち上がり，立位重心移動練習を各 5 分，さらに歩行器を使用し 50m の歩行を 2 回程度（図 1），運動療法は計 30～40 分程度であった．HAL-LM 使用前後に，10 m 快適歩行速度（10 m Comfortable Walking Speed；以下，10 mCWS）テストまたは 10m 最大歩行テスト（10m Maximum Walking Speed；10mMWS）を 2 回計測しながら，動画を撮影した．10 mCWS・10mMWS は，10 m の実測歩行区間に加え，開始と終了に 3 m の助走区間を設けた歩行路を「快適な速さで歩くように」指示し，3 回測定し最も速い値から算出した．通常の理学療法場面において，杖や装具を使用している場合は，それらを使用し測定を行った．さらに，撮影した動画を用いて，歩行動作の変化について理学療法士が定性的に比較を行った．統計解析は，SPSS statistics version 21.0 を利用し，歩行速度と歩幅の変化を Wilcoxon rank sum test を用いて分析した．有意水準は 5% とした．

重心動揺検査が可能な者は HAL-LM 使用前後に重心動揺の検査を実施した．



HAL-LM を用いた
立ち上がり練習

HAL-LM を用いた
歩行練習

図 1　HAL-LM の運動療法

2.2　脳性麻痺児（歩行困難）に対する HAL-LM の運動療法の効果検証

対象は，ダウン症候群，モヤモヤ病脳梗塞後遺症 23 歳男性 1 例である．HAL-LM を用い，立ち上がり，立位，歩行練習を実施している．HAL-LM 練習前後に筋電図計測用センサを用い，膝関節伸展運動と立ち上がり動作中の外側広筋，大腿二頭筋の筋電図信号を 1000Hz で計測し，全波整流後，15Hz の LOW パスフィルターを適用し算出した RMS 値を比較検討した．もう 1 症例は長期的に 12 歳 7 か月の脳性麻痺（GMFCS5）男児の経過を月 1,2 回の頻度で計 16 回装着しての変化を検討した．初回装着時は，リフター使用し立ち座り，立位保持，歩行練習を実施した．股関節・膝関節伸展アシストを行うなかで，立位保持時間の延長を目的に運動療法を継続した．

2.3　HAL-SJ を用いた運動療法の検証

発達期中枢神経障害児者に対し，HAL-SJ（図 2）を使用した理学療法士 5 名（経験年数約 10～30 年）に使用目的および時間，その効果に関してアンケート調査を実施した．対象となった発達期中枢神経障害児者は 13 名（平均年齢 13.2 歳，痙性四肢麻痺 4 名，痙性両麻痺 7 名，痙性片麻痺 2 名），GMFCS Ⅰ：2 名，Ⅱ：3 名，Ⅲ：4 名，Ⅳ：4 名であった．運動療法の効果に関しては 5 件法を用いて，目的にそった効果について検討した．

また，HAL-LM と HAL-SJ 両方を使用した運動療法では脳性麻痺児 3 名（GMFCS レベルⅠ～Ⅲ）を対象とした．実施した運動療法の内容と，各 HAL を用いた運動療法前後での 10m 歩行速度（10mCWS, 10mMWS）と，12 年目の理学療法士 1 名が歩行のビデオを観察し，歩行動作の変化について比較した．

図 2　Hybrid Assistive Limb for Living Support (single joint type) (“HAL-SJ”)

HAL-SJ を使用した
立ち上がり練習

HAL-SJ を使用した
立位保持練習

HAL-SJ を利用した
自転車操作練習

図 3　HAL-SJ を用いた運動療法
*今回は研究のため通常の HAL-SJ の使用方法以外にも検討している．

2.4　脳卒中患者に対する効果検証

脳卒中により中等度～重度麻痺を有し，移動能力は車いすレベル，生活動作手すりなどの補助具や一部介助が必要なレベルの症例（6 例，33-86 歳）を対象に，通常の理学療法プログラムを行った（以下, 通常リハ ex）期間と HAL-LM を使用した動作練習を行った（以下，HAL-LM ex）．

各介入期間の前後での麻痺側下肢荷重量，起立動作，歩行動作に与える効果について，検討を行った．

3. 結果

【2.1】脳性麻痺児（歩行可能）に対する HAL-LM の運動療法の効果検証

HAL 使用前は, 歩行速度 61.74m/min, 歩幅 0.54ｍであり，使用後は 70.85 m/min，歩幅 0.61ｍと HAL 使用後に有意に歩行速度の上昇と歩幅の拡大がみられた. 全ての対象者で，歩行中に立脚相の支持時間向上と，下肢の振り出しに改善がみられた．重心動揺の検査では有意差はなかったが，各項目でバランス機能が向上している傾向にあった．

表 2　HAL-LM の即時効果　重心動揺

	pre	post
LNG(cm)	52.6(9.84)	44.6(8.3)
LNG/EA(cm/cm²)	13.2(3.3)	18.3(9.1)
REC.AREA(cm2)	11.3(3.7)	7.5(3.0))
EA(cm2)	4.3(1.6)	2.9(1.4)
RMS(cm)	1.0(0.2)	0.8(0.2)
RMS.AREA(c ㎡)	3.1(1.2)	2.1(0.9)

＊注：LNG（総軌跡長），LNG/EA（単位面積軌跡長），REC.AREA（矩形面積），EA（外周面積），RMS（実効値），RMS.AREA（実効値面積）

【2.2】脳性麻痺児（歩行困難）に対する HAL-LM の運動療法の効果検証

HAL-LM 練習後の膝伸展運動時の左右外側広筋の RMS 値が減少し，立ち上がり動作中は両筋ともに RMS 値に変化はなかった．麻痺を呈する筋では，関節自動運動時に過剰な筋活動に伴い運動を困難にすることが多いが，HAL-LM により筋活動が補助・拡張された結果，関節自動運動時の過剰な筋活動が減少したと考えられる．

下肢動作は拡張・補助され立ち座り，立位は可能であったが，易疲労認め練習回数を重ねるごとに体幹伸展位保持困難となり，動作時頸部伸展動作顕著に認めるようになった．歩行練習では，立脚期下肢伸展支持，遊脚期下肢振出し不十分で歩行努力により頸部顕著に伸展し右上肢屈曲共同運動パターンを認め，頸部コントロールおよび重心左右移動に重度介助を要した．そのため，立位保持練習を主たる目的とし，立ち座り 10 回 2,3 セット，立位保持 10 分 2 セットを中心に HAL-LM による練習を継続し，常時回数および保持時間を増大した．

【2.3】HAL-SJ を用いた運動療法の検証

HAL-SJ を用いた運動療法でも同様のことが考えられる．HAL-SJ は膝関節に着用して，膝の関節運動を制御する．私達の施設では，PT に 19 回のアンケートを実施したが，随意性の向上（14 回）と立位練習（14 回），歩行練習（6 回），段差昇降練習（3 回），その他（自転車）であった．HAL-SJ を用いた平均運動時間は 39.5±12.6 分（20-60 分）であった．膝関節の随意性の改善は平均 2.8±1.2 点，歩行の改善は平均 3.5±0.9 点，立位姿勢制御の改善は平均 3.7±1.0 点，立ち上がり動作は平均 3.8±0.8 点，段差昇降の改善は平均 4.0±0 点となった．

HAL-LM では，主にスクワット動作，重心移動練習，ステップ練習，歩行練習を実施し，HAL-SJ では単関節随意運動を実施した．さらに，麻痺した脚の分離運動の学習を促進するため，限定的に歩行運動にも使用した運動療法を取り入れた．10m 歩行の快適歩行／最大歩行速度の HAL-LM 改善率は 115%／110%，HAL-SJ 改善率は 111%／115%となり．両 HAL を用いた運動療法後で改善がみられた．また，歩行動作は HAL-LM では姿勢を含めた変化が大きく, HAL-SJ では膝関節の動きに主な改善がみられた．

歩行速度は 10mCWS・10MSW の歩行速度で有意に増大し，10mCWS の歩幅の有意に増大した（表 3）．また，重心動揺検査を実施した結果（表 4），EA（外周面積）で有意に低下していた（$p<0.05$）．

表 3　HAL-SJ の即時効果　歩行速度

	10m CWS		10m MWS	
	歩行速度 (m/min)	**歩幅** (cm)	**歩行速度** (m/min)	**歩幅** (cm)
Pre	61.2(13.8)	52.3(7.9)	79.2(9.2)	58.2(2.5)
Post	68.9(10.9)	55.1(8.0)	87.4(15.4)	60.4(4.5)

表 4　HAL-SJ の即時効果　重心動揺検査

	pre	post
LNG(cm)	57.3(10.8)	62.0(8.9)
LNG/EA(cm/cm²)	11.9(5.7)	13.7(4.0)
REC.AREA(cm2)	16.7(10.4)	13.3(4.4))
EA(cm2)	6.4(4.4)	5.0(2.3)
RMS(cm)	1.0(0.3)	1.0(0.2)
RMS.AREA(c ㎡)	3.5(1.9)	3.4(1.7)

＊注：LNG（総軌跡長），LNG/EA（単位面積軌跡長），REC.AREA（矩形面積），EA（外周面積），RMS（実効値），RMS.AREA（実効値面積）

【2.4】脳卒中患者に対する効果検証

回復期リハ病院入院中の脳卒中後片麻痺患者に対し、通常ＰＴにて行っている動作練習・バランス練習を HAL 装着下にて実施し、通常リハを行った期間との治療効果の比較を行った．歩行速度については通常リハ ex 期間，HAL-LM ex 期間共に歩行速度の改善が見られたが, 両者の間で改善率に差は見られなかった．一方，起立動作の所要時間，起立動作・立位麻痺側重心移動時の麻痺側下肢荷重量が有意に改善し，通常リハ期間前後での改善率に比し，有意に改善率が大きかった（図 3）．効果が大きかった例として，立位バランスについて，期間前には静的立位保持に手すり使用が必要であったものが, HAL-LM ex 期間に補助具を使用せずに立位バランス練習が可能になったもの（6 例中 2 例）が見られたことや，歩行中麻痺側下肢の振り出しにおける過度な非麻痺側傾倒が抑えられ，介助量が著減した例（6 例中 2 例）（図 4），階段昇降練習について，期間前，二足一段での昇降動作しかできなかったものが，一足一段での昇降動作が可能になったもの（6 例中 2 例）が見

られたことが挙げられる．特に，一足一段での昇降動作が可能になった例については，HAL 介入前は足関節の底屈痙性が強く，歩行には金属支柱付き SLB の装着が必要で，免荷パターンが著明であり，療法士の介助下でも一足一段での昇降動作は困難であった．このような症例はこれまでは装具無しでは安定した動作の遂行が困難であり，装具を使用する代償として，足関節の固定などにより制限される動作も多かった．

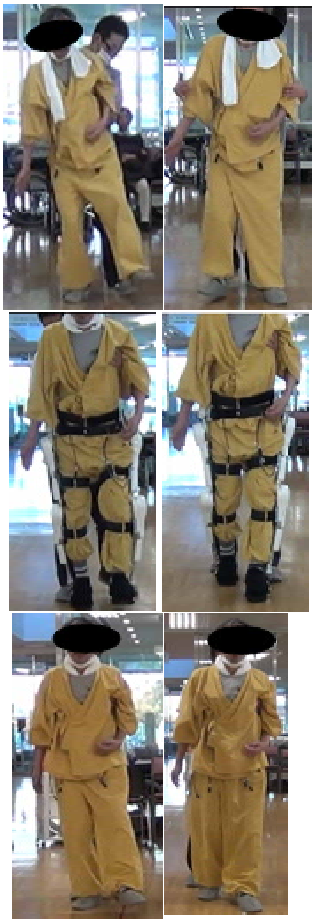


図 3　HAL-LMex 前後での歩容の変化

図 4　HAL-LMex 前後の階段昇降の変化

4. 本研究の考察とリハビリテーションへの活用

今回使用したロボットスーツ HAL は装着型ロボットであり，生体電位信号を検出し HAL-LM であれば股関節・膝関節の屈曲-伸展の動きに対してアシスト量を設定して動きを誘導する．HAL-SJ であれば，膝関節（および肘関節）の動きをアシストする．アシスト量はセラピストの観察に基づき，その目的とする動作の種類，動作の困難性をもとに設定する．

中枢神経麻痺の運動障害は運動麻痺であり，弛緩性または過剰な筋緊張により，円滑な運動が阻害されることや，体重を支持する機能に著しい低下をきたす．どちらの運動障害もロボットスーツ HAL の適応となるが，動作を観察したときにどちらの運動障害を主症状とするかで，アシスト量を調整していく．

脳性麻痺児の歩行可能例で HAL-LM または HAL-SJ 使用によって歩行速度の変化，一部重心動揺の変化，左右非対称性の変化がみられた．歩行能力の改善に寄与したことが考えられる．他に多くの HAL の効果に関する研究成果としても，歩行の変容が挙げられるが，具体的な方策は述べられていない．伸展方向へのアシスト量の増大は，歩行時の膝折れまたは片脚の支持力低下が顕著な事例に効果的であり，屈曲は特に股関節は振り出しが困難な事例に対して効果的な方法論である．また，歩行動作以外の効果として，重心動揺について述べたが，外周面積などの動揺の大きさは低下していくが，細かな総軌跡長は伸びる傾向がある．この現象は歩行機能が改善する効果として立位バランス能力が向上するためと考えられるが，姿勢制御能力は一時的に低下する。課題特異性に歩行機能の増大の練習を実施した場合，歩行機能の増大につながるが，その他の項目の改善度は個人差が大きいことがわかる．そのため，歩行困難例であれば，歩行練習以上に立位練習・立ち上がり練習を主体として実施することで，その特異的な機能の増大につながる．

歩行困難な脳性麻痺児者に HAL-LM を用いた運動療法前後の歩行の変化についても検討した．HAL-LM を利用した立ち上がり・立位保持・歩行練習を 30～40 分実施した即時効果として歩行速度，歩幅が増大した．これは，脳卒中や脊髄損傷患者などの中枢神経疾患を対象とした先行研究報告[3～6]と類似しており，同様の結果になったものと考えられる．浅川ら[7]は， HAL を利用した初回運動療法時には，歩容の変化は期待できるが，歩行速度や歩行率などのパフォーマンスは一時的に低下すると報告している．本研究の対象者のなかには，歩行速度は向上しなかったものの，歩幅が増大したものも含まれ，一時的に歩容が変化することで，歩行速度が減弱する可能性も考えられた．そのため，継続的に評価して使用する必要性が示唆されている．そのなかで，歩行速度・歩幅の計測以外にも左右の対称性や，歩容の分析が重要である．

練習方法でも工夫が必要だと考える．今回，HAL-LM を利用し立ち上がり練習から段階的に歩行練習を実施したことで，両股関節の伸展運動が促され，歩行立脚期に下肢の支持性が向上したと考えられる．さらに立位重心移動練習を，HAL-LM のモニターを用い重心軌跡を対象者に認識させ行ったことで，歩行時，両下肢に適切な荷重の切り替えができ，HAL-LM のアシストを適切なタイミングで持続して得ることができたと考えられる．また，HAL-LM のアシストが歩行時持続して振り出しを誘導することで，振り出し動作が学習された可能性がある．これにより，HAL-LM 使用後の歩行において，歩幅拡大と歩行速度上昇および歩容の改善につながったと考えられる．本研究の結果，HAL-LM が脳性麻痺児者の歩行障害に関しても，有効的な歩行支援機器になることが示唆された．今後，脳性麻痺児者における HAL-LM の有効的な使用方法について，さらなる検討が必要である．

これは HAL-SJ を用いた運動療法でも同様のことが考えられる．HAL-SJ は膝関節に着用して，膝の関節運動を制

御する．目的とする姿勢動作時には，HAL-SJ を利用することで立位・歩行時の機能改善，特に膝伸展筋の活動が向上して立位時の支持性の改善がみられた[8]．このような使用によって， HAL-LM と同様の歩行機能の改善がみられた．しかし，HAL-SJ は膝関節の運動を円滑にすることで，動作の改善が図られるが， HAL-LM は 2 つの関節の制御のみでなく，下肢全体にフレームを装着することから姿勢の変化もみられることが示唆された[9]．

HAL-LM に備わるいくつもの機能的･構造的特徴の中で，歩行に影響するものとしてまず挙げられるのが，下肢の運動アシスト機能である．これは，身体に生じる生体電位信号を基に，股関節や膝関節のモーターを駆動して関節運動を制御するものであり，身体機能を拡張・増幅させることが可能である．従来は，脳卒中患者の歩行に対してアプローチしようとする場合，理学療法士が用手的に関節運動を支援するのが一般的であった．これに対して，HAL-LM は装着者の運動意思に応じて適切なタイミングで運動を実現することが可能である．HAL を装着した状態で歩行練習を行うことにより，通常よりも麻痺側立脚期の安定や麻痺側下肢の大きな振り出しが得られ，その反復が歩行速度の向上を導いたと考えられる．HAL 介入群では，専用モニターによる足圧中心位置の視覚的バイオフィードバック機能を用いた立位での左右重心移動練習が行われたが，その他に動的なバランス練習は行われなかった．

HAL や歩行アシストを始めとした装着型ロボットは様々なセンシング技術やアルゴリズムを利用し，安定した適切な運動や動作を可能にするアシストを行うことができ，これまで困難であった新たな動作経験の提供や学習の促進を可能にし，リハの効果を増幅する可能性がある．その効果を最大限に発揮するためには，専門職の評価や介助，声掛けなどの要素も必要だと考えられる．

さらに，ロボットリハビリテーションの分野は日を追って進化を続けている． TOYOTA パーソナルアシストロボット[14]など本邦でも新たな機種のリハビリテーションロボットが発表され，臨床応用が進められている．また，ロボットリハビリテーションにおけるコントロール戦略[12]は多様であり，アシスト，抵抗，その他，と戦略に合わせてその使用者に合わせた選択肢は広がっている．しかし，その選択も未だ AI などによってロボットが選択するのではなく，人が評価してその程度を決定するため，活用するためには患者の運動機能を評価し，ロボットを理解したうえでの活用が求められる．理学療法士はこれらの機器の特徴を十分に理解し，臨床応用を通じた評価を行い，患者の持つ潜在能力を最大限に引き出すためのツールとして，いかに活用できるかを検討していく必要がある．

参考文献

(1) 厚生労働分野における新成長戦略について.平成22年6月
(2) 山海嘉之, 他 : サイバニクスを駆使したHAL（Hybrid Assistive Limbs）最前線. 分子脳血管病11 : 261-270, 2012
(3) Watanabe H, et al : Locomotion improvement using a hybrid assistive limb in recovery phase stroke patients: a randomized controlled pilot study. Arch Phys Med Rehabil95 : 2006-2012, 2014
(4) 武田祐貴，他 : 脳卒中急性期の理学療法におけるロボットスーツHAL導入の効果．理学療法科学30 : 577-582，2015
(5) 長谷川真人，他 : ロボットスーツHAL福祉用を用いた歩行練習の効果 : 慢性不全脊髄損傷者に対する症例研究．理学療法科学29 : 151-156，2014
(6) 吉川憲一，他 : ロボットスーツHALを用いた脊髄損傷不全麻痺者に対する継続的歩行練習の効果-シングルケースデザインを用いて-．理学療法科学29 : 165-171，2014
(7) 浅川育世，他 : 歩行能力障害者に対するロボットスーツHAL®の初回装着時効果-実証試験記録からの検討-．理学療法科28 : 221-225, 2013
(8) 松田雅弘，田上未来，福原一郎・他 : 発達期中枢神経障害児者に対する単関節HALを用いた運動療法に関するアンケート調査．第52回日本理学療法学術大会，議事録，2017
(9) T Matsuda, M Tagami, I Fukuhara, et al. : Effects of gait and balance training using a Robot Suit of Hybrid Assistive Limbs(HAL-SJ) on spastic diplegia in Cerebral Palsy. WCPT,2017
(10) CYBERDYNE : ROBOT SUIT HAL®　医療用. http://www.cyberdyne.jp/products/LowerLimb_medical_jp.html
(11) TOYOTA: パーソナルアシストロボット. http://www.toyota.co.jp/jpn/tech/partner_robot/family_2.html

音楽経験が和音の脳内処理に及ぼす影響の脳磁界解析

益田　星汰†　　三田　隆広††　　青山　敦†††　　小山　裕徳†　　川澄　正史†
† 東京電機大学大学院　未来科学研究科　情報メディア学専攻
†† 東京電機大学大学院　先端科学技術研究科　情報通信メディア工学専攻
†††慶應義塾大学　環境情報学部

1　はじめに

音楽を聴く・演奏することで，ヒトは様々な心理的効果を得ている．この心理効果を要素毎に可視化・定量化するためには，音楽に対する脳情報処理を理解することが必要である．我々の先行研究[1]では，音楽の基本要素である和音，旋律，リズムのうち，構成音の周波数構造のみによって様々な印象を与える和音に対する脳磁界を計測した．更にこのデータから，聴覚野近傍の脳活動の経時的変化について音楽経験に依存した違いを明らかにした．しかしながら，脳活動の分布の詳細は分かっていない．そこで本研究では，我々の先行研究を基に，大脳皮質活動の電流分布による活動源解析を行った．

2　先行研究

2.1　実験概要

先行研究[1]では，明るい印象を与える長三和音，暗い印象を与える短三和音に着目し，音楽経験に依存して，明暗の印象の違いだけでなく，聴覚野における早期の活動にも差が現れると仮説を立てて脳磁界計測を行った．

聴覚刺激として，MIDI によるピアノ音で長三和音 12 種類，短三和音 12 種類の計 24 種類を作成した．長三和音と短三和音は C~B の 12 音のうち 3 種類で構成され，各構成音ともに出現頻度を 25%になるよう等しく設定した．これにより，C~B の音の持つ周波数成分の違いによる物理特性の差が脳活動に反映されないようにし，組合せとしての和音の違いのみを抽出するようにした．

実験協力者は 24 名とし，音楽経験の観点から 3 群（絶対音感保持者 8 名，幼少期音楽経験者 8 名，非音楽経験者 8 名）に分けた．これら 3 群に対して高頻度長三和音と低頻度短三和音（または高頻度短三和音と低頻度長三和音）を出現比 8:1 の割合でランダムに両耳に呈示した．このとき前述のように構成音の出現頻度が等しくなるよう設定した．同じ刺激系列に対して，和音を積極的に弁別する弁別条件と簡単な暗算を行う非弁別条件で実験を実施した．

計測後，聴覚野近傍の左右側頭部の RMS(Root Mean Square)強度の経時的変化を求めた．これを異なる実験協力者間で比較するため，刺激呈示前 100 サンプル分のデータを用い，刺激呈示後の各サンプルに対する Z スコアを算出した．

2.2　結果および考察

図 1 に音楽経験に依存した聴覚野近傍の 200~300 ms における脳活動の高頻度和音に対する低頻度和音の増加率を Z スコア比率で示す．絶対音感保持者では，弁別・非弁別条件共に和音の種類によらず，高頻度の和音に比べて低頻度の和音に対する聴覚野近傍の脳活動が和音呈示後 200~300ms で増大した．幼少期音楽経験者では，弁別条件において，高頻度の短三和音に比べて低頻度の長三和音に対する聴覚野近傍の脳活動が和音呈示後 200~300ms で増大した．一方で，長三和音を高頻度刺激とした場合では差は現れなかった．また非音楽経験者では，弁別・非弁別条件共に和音呈示後 200~300ms では差は現れなった．このことから，絶対音感保持者は他群と比較して長三和音と短三和音を早期の脳情報処理の段階から自動的に弁別できると考えられる．また，絶対音感保持者と幼少期音楽経験者に関しては，全ての条件における刺激呈示後 300ms 以降で，低頻度刺激に対する活動強度が増大していた．この成分は認知活動を反映する P300m[2]と考えられ，明暗の違いの認知的な検出を反映していると考えられる．

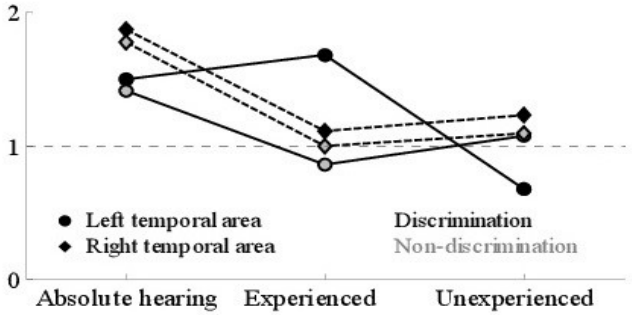


図 1．低頻度和音に対する脳活動の増加率[1]

3　活動源解析

3.1　解析手法

本研究では，先行研究で行った経時的変化の解析

に加えて，大脳皮質活動の電流分布による活動源解析を行った．活動源解析には，MNE (Minimum Norm Estimation) software を使用し，dSPM(dynamic Statistical Parametric Mapping)法による電流分布の推定を行った[3]．dSPM 法では，各実験協力者の MRI(Magnetic Resonance Imaging)を基に大脳皮質構造の各頂点における電流双極子を計算する．求めた電流分布を大脳皮質構造と重ね合わせて脳の活動源の解析を行った．

3.2　解析結果

各実験協力者群の弁別条件における高頻度短三和音に対する脳活動分布を図 2 に例示する．絶対音感保持者では，弁別・非弁別条件共に左右側頭部の聴覚野を中心に刺激呈示後 200ms 以降で活動が見られた．また，非弁別条件においては右側より左側で強い活動が見られた．非音楽経験者では，弁別・非弁別条件共に刺激呈示後 200ms 以降で右側頭部の聴覚野付近に活動が見られた．しかしながら，左側頭部では絶対音感保持者のような活動は確認できなかった．幼少期音楽経験者では，弁別条件の高頻度短三和音に対しては，絶対音感保持者と同様に両側頭部で活動が見られた．一方，弁別条件の高頻度長三和音に対しては非音楽経験者と同様に右側頭部のみで活動が見られた．非弁別条件においても，非音楽経験者と同様に右側頭部で活動が見られた．

以上の結果より，音楽経験に依存して聴覚野を含む側頭部の脳活動の側性が異なることが分かった．絶対音感の非保持者の中でも，音楽経験の長さによって，積極的に和音を聴取する条件では，絶対音感保持者と類似の脳活動を発現することが示唆された．

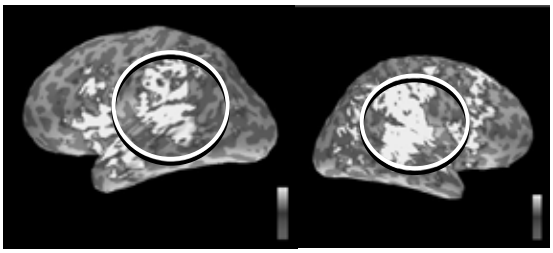
4　おわりに

長三和音と短三和音に頻度差を設けて得られた先行研究の脳磁界データを対象として，dSPM 法を用いて活動源解析を行った．　その結果，脳活動を

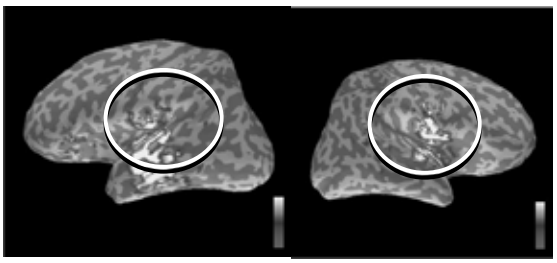
(1) 絶対音感保持者
　両側頭部において観測
(2) 非音楽経験者
　右側頭部のみにおいて観測
(3) 幼少期音楽経験者
　弁別条件の高頻度短三和音に対して両側頭部，
　弁別条件の高頻度長三和音と非弁別条件において右側頭部で観測

となった．このことから，音楽経験と和音に対する聴取の積極性に依存して和音に対する聴覚野周辺領域の早期の誘発活動に対する側性が異なることが明らかになった．

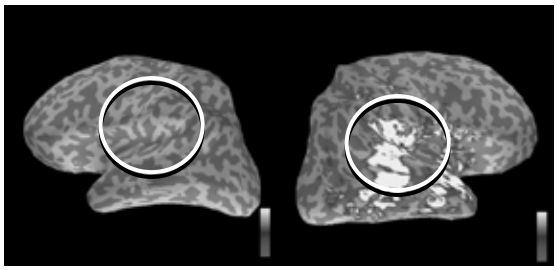
今後は先行研究で明らかになった時間的な特性と本研究で明らかにした空間的な特性を総合して解析を行い，音楽経験に依存した脳情報処理の詳細を更に明らかにしていきたい．



(a)左側　　(b)右側
(1)　絶対音感保持者の左右側頭部の脳活動



(a)左側　　(b)右側
(2)　幼少期音楽経験者の左右側頭部の脳活動



(a)左側　　(b)右側
(3)　非音楽経験者の左右側頭部の脳活動

図 2．高頻度短三和音に対する脳活動分布
白丸内の白色部分は活動度を示している

参考文献

[1] 林伴明，三尾恭史，青山敦，川澄正史，“長三和音に対する聴覚誘発脳磁界活動に関する研究”，生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2010 講演論文集，pp. 113，2010.

[2] Polich J, “Updating P300: an integrative theory of P3a and P3b”, Clin Neurophysiol, Vol. 118, No. 10, pp. 2128–2148, 2007.

[3] Gramfort A, Luessi M, Larson E, Engemann D, Strohmeier D, Brodbeck C, Parkkonen L, Hämäläinen M, “MNE software for processing MEG and EEG data”, NeuroImage, Vol. 86, pp. 446–460, 2014.

育児中の女性の住まいの環境と生活行動におけるストレスに関する研究

簡易脳波計を用いた生活行動の生理計測

STUDY ON THE STRESS OF THE LIVING ENVIRONMENT AND LIFE BEHAVIOR OF WOMEN DURING CHILD REARING

Physiological measurement of living behavior using electroencephalograph(EGG)

荒井 直子*，加藤 龍一**，長澤 夏子***
Naoko ARAI ， Ryuichi KATO and Natsuko NAGASAWA

In this paper,we analyze the electroencephalogram(EGG) to extract the woman's stress in the daily living.
In recent years, it has become a problem for women to feel stressed for household chores and parenting at home.
Therefore, in this study, we use a simple electroencephalograph and measure the electroencephalogram (EEG) during housekeeping and childcare, in ordinary living space. We measured the behavior records and brain waves data of five people in actual residence.
It shows that stress measurement inside the house is possible by brain wave measurement, considering the effects such as having a place of own and having a comfortable space.

Keywords : *Stress, Relaxing place, Housing environment, Child care, Relax, electroencephalograph(EGG)*
ストレス，くつろげる場所，住宅環境，育児，，リラックス，簡易脳波計

１．はじめに

ストレス社会と言われる現在、多大なストレスによって引き起こされた健康被害を訴える人も多い。しかし、日々身近な生活環境の中に少しでもくつろぎを感じ、リラックスすることで、抱えるストレスが緩和されていくのではないかと考える。より健康な社会の実現のために、住まいといった身近な環境からくつろげる空間について考えていきたい。

WHO(世界保健機構)では健康の定義として、「健康とは、病気でないとか、弱っていないということではなく、肉体的にも、精神的にも、そして社会的にも、すべてが満たされた状態にあること」と述べていることからも、健康を考えるときには、肉体的な面だけではなく精神的な面や社会的な面にも着目する必要があることがわかる。特に現代社会はストレス社会とも言われており、日常的なストレスを通して、精神的な面でも健康を害している。ストレスの蓄積は身体的な症状を引き起こし、様々な病気につながることがわかっている。健康な生活を送るためには、定期的なストレスの解消が必要不可欠である。

平成 25 年に行った厚生労働省の調査[参考1)]では日常生活における慢性疼痛の原因としてストレスなどの心理・社会的要因が多いとされており、悩みやストレスがある者を性別にみると、男 43.5%、女 52.2%で女性が高くなっており、 年齢階級別にみると、男女ともに子育て世代と思われる「40～49 歳」が最も高くなっている。住宅は人が人生の中で大半の時間を過ごす空間であり、住環境が健康面に与える影響も大きい。水石ら[文1)]の研究では 85%の人が健康増進のために住宅が果たす役割は「とても重要である。」または「まあ重要である。」と認識していることが示され、多くの人が健康維持増進住宅を求めていることがわかる。

また、長澤ら[文2)]の大規模研究では、「慢性疼痛」は特に「ストレス・疲労感」と大きく関連しており、「住環境満足度」が高まることで直接「ストレス・疲労感」を減らし、そして「ストレス・疲労感」を介した「慢性疼痛」を間接的に減少させる可能性が示された。さらに、長澤らは 2013 年に追跡調査を行い経年の影響とその影響度を定量的に把握し、因果関係について交差遅れ効果モデルと同時効果モデルを作成し、因果関係の方向を明らかにする検討を行なった。その結果、「ストレス・疲労感」から「慢性腰痛」の方向への因果関係、「住まいの満足」から「ストレス・疲労感」の方向への因果関係があることが確かめられた。[文3)]

この 2013 年に行った大規模データ[注1)]について、追加分析を行っ

*お茶の水女子大学大学院　生活工学共同専攻・修士課程　Graduate Student, Cooperative Major in Human Centered Eng., Ochanomizu University
**JA 共済総合研究所　理事・医博　Director, JA Kyosai Research Institute, Dr. Med.
***お茶の水女子大学　准教授・博士（工学）　Associate Professor., Human-Environmental Science, Faculty of Core Research Natural Science Division, Ochanomizu University, Dr. Eng.

たところ、住まいの中に自分がくつろぐ場所がある、と答えた人は家事ストレス、2 日以上つづく疲労感が少なく、住環境満足度が高いという関係が見られた。家の中にいる時間が長い主婦にとってストレスを上手く解消しながら、健康な生活を送ることは非常に重要である。特に家事や育児を主に担当している女性は家庭内にくつろげる場所や時間が取りにくいと言われている。

また、実験室以外の、実際の住まいで日常の生活行動中の脳波を計測することは困難であったが、近年可搬型の計測器が増えてデータが取得できるようになってきた。

本研究では実際に家事や育児を主として担当し日常的にストレスを感じていると思われる主婦を被験者とし、実際の住まいの中で、普段通りの生活リズムの中で日常の生活行動中の脳波を簡易脳波計を用いて計測し、日常の生活行動のストレスが脳波に与える影響を調べる。脳波研究が進み、簡易脳波計の脳波データについて、特定の感情と結びつく脳波パターンが計測できるようになったことから、「ストレス」という感性に着目して計測を行った。これと、アンケート結果から心理面・生理面両方向から関連について考察し、くつろげる場所がストレス軽減に関連していることを考察する。

２．計測機器

実験には、脳波計測システム（感性アナライザー・株式会社電通サイエンスジャム社製）を用いた（図 1)。本システムは頭部に巻いたヘッドセットで測定した脳波をタブレットに送信し読み込み解析し、1 秒ごとに５つの感性について記録するもので、満倉らにより開発された[文4) 5) 6)]。従来の脳波計は装着時に頭部全体に複数の電極を装着したり、有線で装置が繋がるなど、測定の際に行動が制限され、被験者への負担が大きく、日常生活中の脳波計測が困難であった。これは脳波計測個所を感情などが得やすいとされる前頭葉 FP1 のみに限定したヘッドバンドと、耳たぶへの電極装着のみで、被験者への負担も少なく、電極装置とタブレットは Bluetooth による無線で接続するため、日常的な動作中の計測も、ある程度可能である。従来、脳波計測ではα波、β波といった周波数ごとに解析されリラックスの状態が解釈される例が多かったが、本システムは 5 つの感性（interest, like, stress, concentration, calmness）に対応する脳波の傾向（周波数のパターンなど）に基づいて数値化がなされている簡易型評価キットである。

Fig1.　使用した簡易脳波と５つの感性指標値

３．実験概要

実験期間：2017 年 2 月～3 月

被験者：都市部に住む、主に家事子育てを担当する女性５名

実験場所：被験者の自宅（すべて集合住宅）

住まいでもストレスが高いと言われている、育児中かつ主に家事を担当している女性を被験者とし、自宅で普段行なっている家事行動やリラックス行動中に簡易脳波計を装着し脳波の計測を行った。普段その行動を行っている部屋・場所で普段通り行動してもらい、１回の計測でおよそ１時間の計測を行った。一人の被験者は、数日の間に、リラックス時間、家事の忙しい時間のケースを含む、３～５回の計測をおこなった。また、計測直前に室内環境（温度、湿度、照度、騒音）とストレスマーカーとされる唾液アミラーゼを測定した。また、脳波計測中の行動内容について開始と終了の時刻とともに調査用紙に記入してもらった。また計測中または直後に、その行動中のストレス・リラックス感について 10 段階の VAS スケールで回答してもらった（Fig2)。最後に脳波計測終了直後に唾液アミラーゼの計測を行った。

また実験に先立って、自宅でくつろぐ時間や場所、ストレスを感じる行動、家事の好み、家族や自宅の満足感等についてのアンケートも行った。

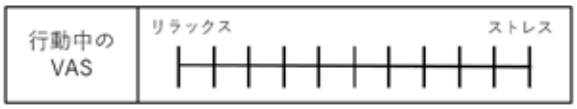


Fig2. 心理評価に用いたリラックス-ストレスの VAS
(Visual Analog Scale)

４．分析方法

本システムでは、1 秒ごとに 5 つの感性について脳波のデータが得られる。本研究では満倉らによって開発されたストレスの見える化システムの定義[参考2)]を参考に、「ストレス」感性に着目して分析した。今回の実験では、普段の生活を行ってもらうことが目的であることから、ビデオ撮影や実験者の介入をせずに、本人の申告のみによる行動との対応を見たため、1 秒ごとでみられる瞬間的な脳波の反応の理由（行動など）はわからない。そこで、得られたデータの連続した５分ごとの平均値を求め、申告された行動および行動場所とひも付けた。また、動作の影響などでノイズが入るとデータがとれないため、5 分間（300 データ）のうち 60 データ以上計測できたものを有効とした。当該の 5 分間中の行動で大半を占める行動をその 5 分間の行動として、時系列にグラフ化した。(Fig3)

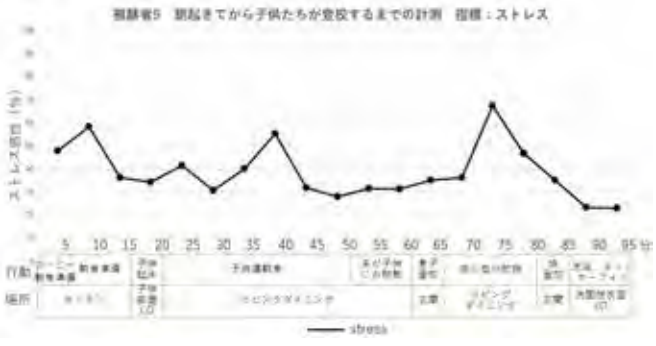


Fig3. ５分ごと平均値の推移

また、ストレスの「高い」「低い」ときが認められるが、個人差や計測ごとのレベルを考慮し、１回の計測ごとに次のような方法でストレス値が「高」「中間」「低」を定めた。５分毎の平均値（Fig3）を、「５分ストレス値」とし、一回の計測時間全体の「５分ストレス値」の最高値と最低値の中間の値を「中間」値とした。さらに最高値と最低値の差の 1／４を先に求めた計測時間全体の「中間」値に増減した。

「中間」値に差の 1／４を足したものを上限とし「中間」値に差の 1／４を引いたものを下限として中間の帯「中間帯」を想定した。「中間帯」より高い「５分ストレス値」を「高」、「中間帯」より低い「５分ストレス値」を「低」と定義し、「中間帯」に入っているものを「平均」と定義した。(Fig.4)

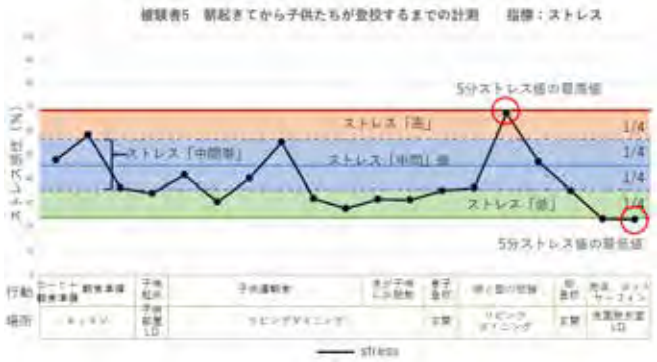


Fig.4　５分ストレス値の「高」「平均」「低い」の定義

全被験者の５分間行動それぞれについて、「高」「平均」「低」の出現回数を記録した。なお、計測開始時の５分間は脳波計装着直後のため脳波の変動も大きいことから、そのデータは除外して全被験者の行動毎の分析を行った。

５．実験結果と考察

本実験では５名の被験者がそれぞれ３回～５回の計測を行い、延べ３６０回の計測データが得られた。全被験者の生活行動から計測開始時の５分を除いた計３３５の「５分ストレス値」を得た。

５．１　心理評価（VAS スケール）との対応

行動毎に VAS スケールで得た心理評価について７～１０を「ストレスと思う行動」、４～６を「ニュートラル」、０～３を「リラックスと思う行動」とした。(Table1)

Table1. 心理評価と５分ストレス値の関係（個数と割合）

心理評価	5分毎の延べ数	5分ストレス値の個数と割合(%)		
		高	平均	低
心理評価7-10（ストレスと思う行動）	77	11	49	17
%		14.3	63.6	22.1
心理評価4-6（ニュートラル）	153	16	77	60
%		10.5	50.3	39.2
心理評価0-3（リラックスと思う行動）	105	6	32	67
%		5.7	30.5	63.8

この結果から、心理評価７－１０「ストレスと思う行動」の際の脳波のストレス「高」値の個数は 11 回で 14.3%となり「低」値は 17 回、22.1%となった。また、心理評価０－３「リラックスと思う行動」の際の行動時にはストレス「高」値の個数は 6 回で 5.7%となり「低」値の個数は 67 回、63.8%となった。このことから心理的にストレスだと感じている行動においては脳波の感性のストレス値の高い値が出る回数が多く、リラックスしていると思う行動の場合は、脳波の感性のストレスが高い値が出る回数が少なく、逆に低い値が出る回数が多く、心理評価と脳波の関連が示唆される。

５．２　行動の頭５分とそれ以降

行動の切り替わる際に大きな変化がみられることから行動の最初の 5 分間には心理的な負荷がかかっているか、Table.2 に最初の頭 5 分とそれ以降に分けてストレス脳波の出現頻度を示す。

Table2. 行動の頭５分とそれ以降の５分ストレス値の個数

各行動の、頭５分か、それ以降か	5分毎の延べ数	5分ストレス値の個数と割合(%)		
		高	平均	低
頭5分（ｎ）	97	12	56	29
%		12.4	57.7	29.9
5分以降（ｎ）	238	21	102	115
%		8.8	42.9	48.3

この結果から、行動の頭 5 分では脳波のストレス「高」値の個数は 12 回で 12.4%となり、逆に行動の 5 分以降の行動時にはストレス「高」値の出現は 21 回、8.8%となっていることから、連続した行動の頭に脳波において「ストレス」を強く感じて、その後「ストレス」値が下がることが示唆される。例えば、夕食を作る際などの最初は、段取り等考えるなどストレス値は高いが、その後料理を作り続けている時には、徐々にストレス脳波は低くなった。

５．３　生活行動中の家事・育児行動とそれ以外の行動から考察

Table3.に一般的にストレス行動だと思われている、家事や育児についての傾向を調べるため、データを家事・育児と、それ以外の行動（自宅で行う仕事、自分のための行動）に分類し、それぞれの出現頻度を示す。

Table3. 家事・育児とその他の行動の５分ストレス値の個数

家事・育児か、それ以外の行動か	5分毎の延べ数	5分ストレス値の個数と割合(%)		
		高	平均	低
家事・育児	164	20	94	50
%		12.2	57.3	30.5
それ以外の生活行動	171	13	64	94
%		7.6	37.4	55.0

この結果から、家事・育児で脳波のストレス「高」値の出現回数は 20 個 12.2%となり、それ以外の行動時のストレス「高」値の出現は 13 回、7.6%となっていることから、家事・育児は普段の生活行動よりも「ストレス」を感じているがことが示唆された。

５．４　家事・育児の好き嫌いとストレス

被験者に家事について「好きな家事」「嫌いな家事」を聞いた。

Table4 に、5 分ごとの行動で、家事・育児の 164 データについて、「好きな家事」「嫌いな家事」「それ以外の家事」「育児」に分けて集計した結果を示す。

Table4.　好きな家事、嫌いな家事の違い

家事・育児	5分毎の延べ数	5分ストレス値の個数と割合(%)		
		高	平均	低
好きな家事	66	6	34	26
%		9.1	51.5	39.4
嫌いな家事	34	4	20	10
%		11.8	58.8	29.4
それ以外の家事	27	4	16	7
%		14.8	59.3	25.9
育児	37	6	24	7
%		16.2	64.9	18.9

好きな家事をしている行動時には脳波のストレス「高」値の出現は 6 回で 9.1%と低く、嫌いな家事やそれ以外の家事はストレス「高」値の出現はそれぞれ 4 回で 11.8%、4 回で 14.8%となり、育児は 6 回、16.2%と高くなった。このことから好きな家事はより「ストレス」を感じておらず、育児はより「ストレス」を感じているがことが示唆された。

５．５　「自分がくつろぐ場所」および「自分がリラックスすると自覚している行動」

被験者に家であなたがくつろぐ場があるか、それはどこか、と尋ね、その答えを「くつろぐ場所」とした。また家で行うリラックス行動を尋ね、被験者の答えに照らして、その人の「リラックス行動」を抽出したのち、「自分のための行動」「その他の生活行動」に分けた。「その他の生活行動」には、家事・育児などが含まれる。Table5 に、5 分ごとの行動の 335 データについて、「好きな家事」「嫌いな家事」「それ以外の家事」「育児」と、行動した場所による集計結果を示す。

Table5.　「自分がくつろぐ場所」および「自分がリラックスする自覚している行動」

くつろぐ場所・行動	5分毎の延べ数	5分ストレス値の個数と割合(%)		
		高	平均	低
くつろぐ場所で「リラックス行動」	51	0	11	40
%		0.0	21.6	78.4
くつろぐ場所で「自分のための行動」	43	2	14	27
%		4.7	32.6	62.8
くつろぐ場所で「その他の生活行動」	37	6	25	6
%		16.2	67.6	16.2
くつろぐ場所以外で「自分のための行動」	19	3	10	6
%		15.8	52.6	31.6
くつろぐ場所以外で「その他の生活行動」	185	22	98	65
%		11.9	53.0	35.1

「くつろぐ場所」で「リラックス行動」を行っている時には、脳波のストレス「高」値の出現は 0 回、0%とストレス「高」値が見られなかった。また「自分のための行動」をするのが「くつろぐ場所」では脳波のストレス「高」値の出現は 2 回 4.7%と少ないが、「くつろぐ場所以外」では 3 回で 15.8%と比較的多い。　また「その他の生活行動」については「くつろぐ場所」「くつろぐ場所以外」での脳波のストレス「高」値の出現はそれぞれ、6 回で 16.2%、22 回で 11.9%と、どちらも比較的多い結果であった。

６．まとめ

短期的なストレス時の脳機能パターンによるストレス感性指標を用いて、長時間にわたる日常の生活行動時の脳波計測を行った。その結果、５分ごとの脳波のストレス指標の変動は生活行動とよく一致しており、関連が示唆された。脳波のストレス指標に関連する要因として、本人の心理評価、行動の頭５分、家事・育児かその他生活行動か、家事に対しての好き嫌いなどが示唆された。住まいは子育て中の女性にとって、多くの時間、ストレスが高いものであるが、本人が自覚的に「くつろぐ場所」であると答えた場所で「リラックス行動」や「自分のための行動」を行っている時には、ストレスが高くないことが示唆され、住まいのなかでのストレス軽減の知見につながると期待される。

今後は、個人差のある生理指標について連続計測における評価方法についての検討を進め、ストレス以外の感性と合わせた詳しい分析のほか、家族構成や住まいタイプの違い、被験者の属性の比較から特徴を明らかにしたい。

注

1）2011 年の継続調査として 2013 年に行った 3,764 名（2011 年までに腰痛または肩こりを経験した被験者 3,053 名と、2011 年までに腰痛または肩こりを経験していない 711 名）について、回答に不備があったものを除いた上、家事を主に担当していない、家族や自分が介護認定を受けている、仕事を週に 40 時間以上している、腰痛、肩こりで手術経験や予定がある、と回答した人を除いた。このうち、この２年間に家の変化がなかったと回答した 1,999 人について分析を行った。（3,053 名中 1,473 人と 711 名中 526 人）

参考

1）厚生労働省による平成 25 年　国民生活基礎調査　Ⅲ世帯員の健康状況
http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa13/dl/04.pdf
2）脳はウソをつかない―脳波で判るあなたの真実― 満倉靖恵
日本耳鼻咽喉科学会会報 Vol. 118 (2015) No. 4
公開日: 2015 年 06 月 05 日　**4**61-465

参考文献

1）水石仁、田辺新一、秋元孝之、高口洋人、堤仁美、坊垣和明、村上周三：居住環境における健康維持増進に関する研究(その２),日本建築学会大会学術講演梗概集,D-I,pp.993-994,2009
2）長澤夏子、堤仁美、松岡由紀子、加藤龍一、秋元孝之、田辺新一：居住環境と家事が慢性疼痛に及ぼす影響の調査と構造分析,日本建築学会系論文集,第 78 巻 第 683 号, pp55-61, 2013.1
3）長澤夏子、山口莉加、加藤龍一、田辺新一：居住環境における健康維持増進に関する縦断調査：住まいの満足とストレス・腰痛の構造モデルによる因果構造, 日本建築学会論文集, 第 80 巻 第 709 号, pp.279-287, 2015.3
4）EEG Signal Processing for Real Applications：Yasue Mitsukura, Journal of Signal Processing, Vol. 20, No. 1, pp1-7, 201601
5）脳波を用いたルーヴル美術展鑑賞における興味度の抽出:満倉靖恵ほか, 電気学会研究会資料. IIC, 産業計測制御研究会 2010(71), 27-30, 2010-03-08
6)満倉靖恵、2016、脳波解析による感性アナライジング、電気学会誌、Vol. 136 (2016) No. 10 P 687-690

BMI への応用を目指した飲み物画像呈示時における脳波成分の検討

An Examination of Brain Wave Component at Drink Image Presentation Aiming for BMI Application

○ 山田雅之（東京電機大学大学院理工学研究科）　　塚原彰彦（東京電機大学理工学部）

内川義則（東京電機大学大学院理工学研究科）

Masayuki YAMADA, Graduate School of Science and Engineering Tokyo Denki University
Akihiko TSUKAHARA, School of Science and Engineering Tokyo Denki University
Yoshinori UCHIKAWA, Graduate School of Science and Engineering Tokyo Denki University

Abstract: This paper aims to develop BMI technology that makes it possible to communicate in real time with other people using brain waves of serious brain disabled people for language function. In the experiment, after presenting the fixation point image for 1 second to the subject, the drink image is presented for 2.5 second, and in the intention display of "I want to drink", the ten key is pressed within 1.5 second. After that, we presented a fixed point image for 1 second and measured the electroencephalogram (EEG) in this experiment process for a total of 8 second in which a speech image of 2 second was performed. EEG measurement was performed in the shield room based on the international 10-20 electrode system.

Key Words: Brain Machine Interface (BMI), Electroencephalogram (EEG), Speech Image

1. はじめに

近年，侵襲的・非侵襲的計測方法によって，ヒトの高次脳活動を計測し，末梢神経系や感覚器・運動器などを介さずに脳とコンピュータ間で直接情報を伝達するブレイン・マシン・インタフェース（Brain Machine Interface; BMI）の研究が行われている．これによって，これまで治療が困難と思われてきた筋萎縮性側索硬化症（Amyotrophic Lateral Sclerosis; ALS），脊髄損傷，外傷性脳損傷のような手足の運動や言語機能に重篤な脳障害を持つ患者に対して，他者とリアルタイムに意思疎通を行うことを可能とする[(1)]．

しかし，この BMI を普及させるためにはさらなる性能の向上が必要となる．これに対して，様々なアプローチがあり，その一つに精神課題が挙げられる．代表的なものに，運動想起があるが被験者に訓練が必要である．一方，スピーチイメージは直感的かつ特別な訓練を必要としないという点がある[(2)]ところから，本研究ではスピーチイメージを含む本実験プロセスにおける脳波の計測を行い，検討することを目的とした．

2. 実験方法

Fig.1 に脳波計測の刺激タイムチャートを示す．実験は初めに，視点を固定するための固視点画像が 1 秒間呈示される．次に，100 枚の中からランダムに 1 枚，刺激画像として飲み物の画像が 2.5 秒間呈示される．その後，1.5 秒間内に呈示された飲み物画像が「飲みたい」か「飲みたくない」かをテンキー操作により回答する．「飲みたい」意思表示ではテンキーの 1 を人差し指で押し，「飲みたくない」意思表示はテンキーを押さない．この回答は次の固視点画像 1 秒間の呈示前までに行う．最後に，「飲みたい」意思表示を行った場合のみ 2 秒間のスピーチイメージを行い，「飲みたくない」場合は安静にする．したがって，合計 8 秒間を 1 試行としている．本実験では，口を動かす，発音する行為はしないように被験者に協力を求めている．

Fig.2 に脳波計測システムを示す．被験者は脳波キャップを装着し，60cm の距離でディスプレイの前で椅子に座り，利き手でテンキー操作を行った．

脳波計測にあたり，Fig.3 より国際 10-20 法電極配置に基づき，基準電極は両側耳朶とし，シールドルーム内で行った．得られた脳波は EEG ボックス，多チャンネル増幅器（増幅度 20000 倍），アナログバンドパスフィルタ（0.08-100Hz）を介し，サンプリング周波数 1kHz の A/D 変換器で A/D 変換を行い，記録用 PC に保存した．

被験者は，21-24 歳の成人男性 7 名であり，脳波計測前に被験者全員にインフォームド・コンセントを得た．また，本実験は，東京電機大学生命倫理委員会の承認を得ている．

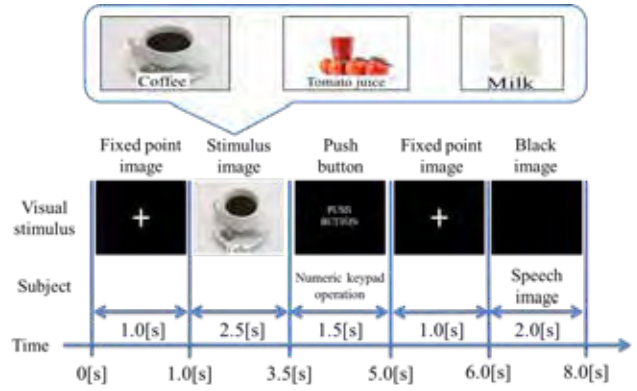


Fig. 1　Experiment protocol

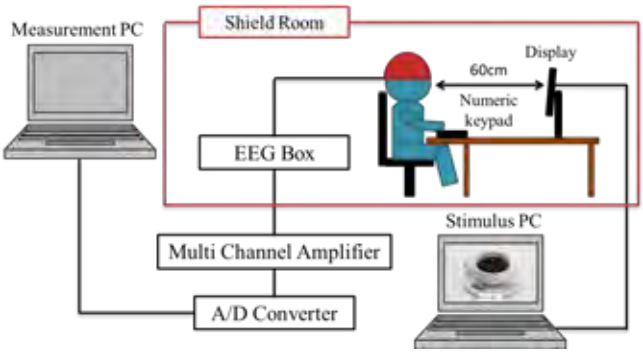


Fig. 2　Electroencephalogram measurement system

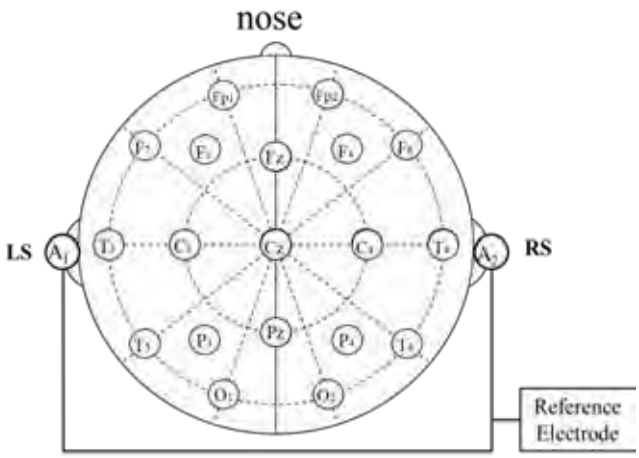


Fig. 3　International 10-20 system[3]

3. 解析方法

Fig.4 に本実験においての解析手順を示す．脳波データの解析はオフラインで行った．なお，脳波解析は EEGLAB を用いて行った．

初めに，記録した EEG 信号に前処理として 1-40Hz のディジタルフィルタ処理を行うとともに独立成分分析より眼電図の除去を行った．次に，スピーチイメージを行った期間とスピーチイメージを行わなかった期間を比較検討するためにスピーチイメージ期間の 2 秒間とその前 1 秒間の計 3 秒間の区間を 1 エポックとして解析を行った．このときノイズが多く含まれているエポックは解析データから除外した．

解析にあたり，時間周波数解析を用いてスピーチイメージを行った場合と行っていない場合においての時間変化に伴う EEG の各周波数成分の変化の検討を行った．さらに，事象関連スペクトラムパワー（Event-Related Spectrum Power; ERSP）[4]を用いて，スピーチイメージ期間における各周波数分布の変化を抽出し，事象関連同期（Event-Related Synchronization; ERS）と事象関連脱同期（Event-Related Desynchronization; ERD）について検討を行った．

4. 結果と考察

Fig.5 に被験者 A の電極 F_3 におけるスピーチイメージを行った場合（図中(a)）と行っていない場合（図中(b)）の事象関連スペクトラムパワーマップを示す．また，同様に Fig.6 には被験者 B の図を示す．

被験者 A おいて，左前頭部の電極 F_3 において，スピーチイメージを行った場合では，スピーチイメージ期間開始 0ms から約 500ms 後のベータ波帯域（14-30Hz）で振幅の減衰により ERD が出現した．それに対して，スピーチイメージを行わなかった場合では，同じベータ波帯域において ERS が出現した．また，左前頭部の電極 F_3 に隣接する電極 F_7 においても同様の結果を得られた．この傾向は被験者 B にもみられた．

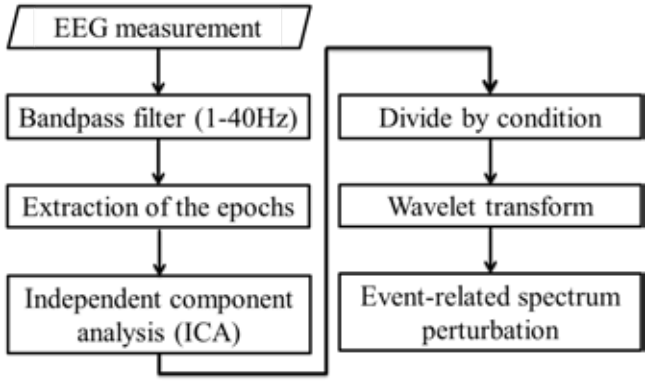


Fig. 4　Flowchart of EEG analysis

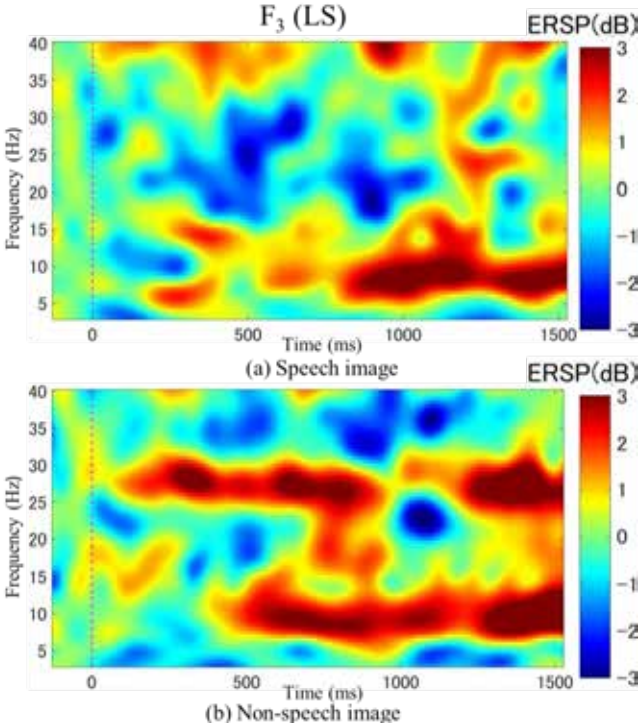


Fig. 5　ERSP of two types of speech image and non speech image from channel F_3 for subject A

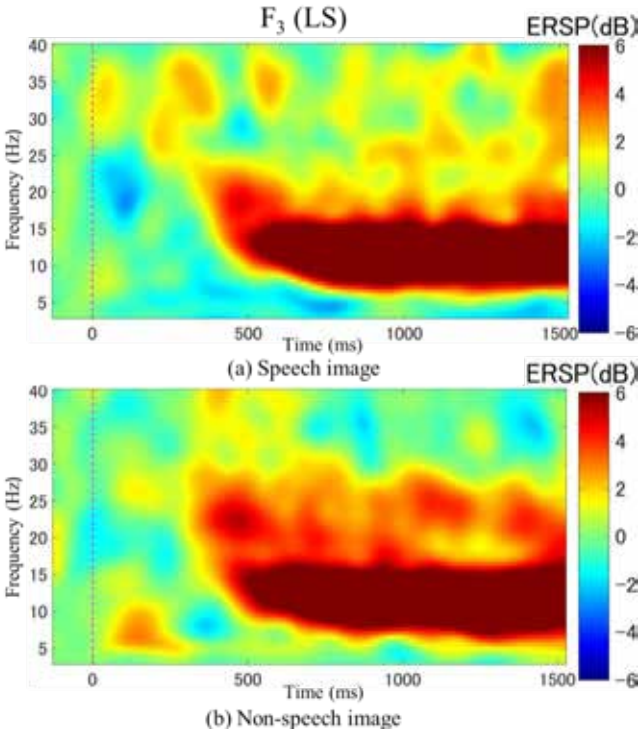


Fig. 6　ERSP of two types of speech image and non speech image from channel F_3 for subject B

スピーチイメージを行った場合に ERD が左前頭部に出現した理由として，スピーチイメージでは発話をイメージするため，被験者が言語処理を行ったからと考えられる．発話情報は主に左半球（ブローカ野，ウェルニッケ野）で処理される．電極 F_3，F_7 はブローカ野の近くにあるため，スピーチイメージを行った場合はスピーチイメージを行わなかった場合に比べ，ブローカ野の活性化により脱同期が起こり，ERD が多く出現したと考えられる．

ベータ波帯域に特徴が出現した理由としては，ベータ波は思考，集中，認識時のイメージ処理に関連がある[(5)]とされている．そのため，スピーチイメージ時において，被験者は発話のイメージを行うため，集中したことによりベータ波帯域において ERSP に変化が生じたと考えられる．過去の研究においても精神課題として，単語の関連付けを行った場合に左半球のベータ波帯域で ERD の出現が報告されている[(6)]．このように，言語に関連するイメージは左半球のベータ波帯域と関連があるのではないかと考えられる．

また，被験者 A において，ベータ波帯域に ERD が出現した同時刻である 500ms 付近のアルファ波が他の時間と比べ，ERS が抑制されている．アルファ波は暗算などの精神的負荷が加わると減衰する[(3)]とされており，スピーチイメージによる精神的負荷が加わることで抑制されたと考えられる．

5. 結論

本報告では，脳波計測システムの構成と被験者 2 名に対しての解析結果について報告した．スピーチイメージを行った場合において，ベータ波帯域に特徴が出現することを確認したため，今後は集団解析によって，定量的に評価を行う必要がある．

参考文献

(1) 長谷川良平，ブレイン-マシンインタフェースの現状と将来，電子情報通信学会，Vol. 92，No. 12，pp. 1066-1075，2008.
(2) Mariko Matsumoto, Junichi Hori, Classification of silent speech using support vector machine and relevance vector machine, Applied Soft Computing, Vol. 20, pp. 95-102, 2014.
(3) 大熊輝雄，臨床脳波学-第5版-，医学書院，pp.92-99，2005.
(4) 河内山隆紀，松本敦，宮腰誠，脳波解析入門，東京大学出版会，2016.
(5) G. Pfurtscheller, Central beta rhythm during sensorimotor activities in man, Electroencephalography and clinical neurophysiology, Vol. 51, pp. 253-264, 1981.
(6) Elisabeth V.C. Friedrich, Reinhold Scherer and Christa Neuper, The effect of distinct mental strategies on classification performance for brain–computer interfaces, International Journal of Psychophysiology, Vol. 84, pp. 86-94, 2012.

運動イメージに基づくBCIにおける実運動の影響の検討

Examination of the influence of actual movement in BCI based on exercise image

○　中原廷雄 (東京工科大学大学院)　　松尾芳樹（東京工科大）
上野祐樹（東京工科大）

Teiyu NAKAHARA, Graduate School, Tokyo University of Technology
Yuki UENO, Tokyo University of Technology
Yoshiki MATSUO, Tokyo University of Technology

健常者が作業中でも運動イメージによって操作できるようなBCIを目指して，実運動の有無に関わらず表皮脳波から運動イメージを正確に分離抽出する手法について検討している．無課題時，右肘の運動イメージ時，右手の屈曲運動時，右手の屈曲運動時＋右肘の運動イメージ時，の脳波を計測し各課題ごとの事象関連電位の変化が特徴的な電極を選択し，ウェーブレットによる時間周波数分析をおこなった．解析の結果，各課題ごとに異なる電極でかつ決まった周波数帯域において事象関連脱同期を確認した．このことから識別器から機械的に運動イメージ時に実運動が伴った場合でも運動イメージを識別できると考える．

Key Words: 運動イメージ, 実運動, 事象関連電位, ウェーブレット変換, 時間周波数分析

1　はじめに

今までブレインコンピュータインターフェース（Brain Computer Interface:BCI）に関する研究は，主に重度な障害を持つ患者が利用することを目的とされており主にリハビリテーションや外部とのコミュニケーションをとるための新しい手段として研究されてきた．[1] BCIとは脳活動から対象者の意図を読み取り，外部機器を制御するものであり，例えば光刺激を見たときに発生する脳波の特徴によって意図した文字を有力できるキーボードや，電動車いすなどが挙げられる．いずれのBCIも障がい者が利用することを目的としているため，運動イメージの推定またはその種類の識別の研究報告が主流であった．

近年四肢の運動と運動イメージを識別する報告もされるようになってきている．例として左右の手の運動時およびイメージ時の脳波を計測し，得られたデータについてウェーブレットを用いた時間－周波数解析をおこない，個人ごとに最適な周波数帯域や潜時を決定した後に左右の判別する手法を提案し、運動時とイメージ時で識別率を比較している研究がある．実験の結果，高い識別率で運動時およびイメージ時の左右の判別を行うことができている．[2] しかし運動時のときとイメージ時のときでどのように左右の判別をおこなった時の識別率に違いがでてくるかを検証が目的であるため，運動イメージ時に実運動が伴った場合に正しく運動イメージを抽出できるかは検証していない．

本研究では健常者が作業中に利用可能な運動イメージに基づくBCIの開発を目的としているため，運動イメージ中に実運動が伴った場合でもイメージを抽出できるかを検証する必要がある．そのため本稿の目標として右肘の屈曲運動イメージ時，右手の屈曲運動時，それらを同時におこなった場合の脳波を計測し，事象関連電位の変化から各課題を脳波から判別できるかを検証する．

2　実験

2.1　実験課題

課題は以下の4種類を計測対象とする．

- 課題なし（Rest）
- 右肘屈曲の実運動 (Grasp)
- 右肘屈曲の運動イメージ (Imagery)
- 右肘屈曲の運動＋運動イメージ (Grasp+Imagery)

各課題の実行時間は3秒間, 実行後7秒間の休憩をおこなったまでの10秒間を1試行とし, この10試行分を1セットとする．計測は各課題10セットおこなった．また各セットのはじめに7秒間の準備時間をもうけた．計測のパラダイムを図1に示す．ディスプレイに十字マークを表示し, 実験協力者に固視するよう指示した．また課題のタイミングをわかりやすくするため1秒毎にクリック音を鳴らした．ディスプレイの十字マークの上部に上矢印を提示したときに課題を実行させた．

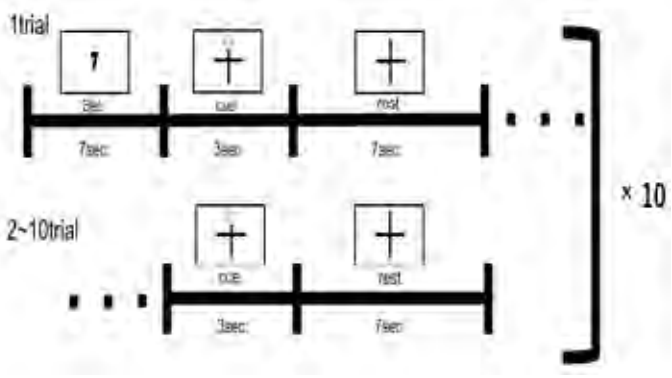


Fig.1: Experimental paradigm

2.2　実験協力者

運動機能, 視力, 聴覚が正常である健常男性1名（22歳, 右利き）に実験の目的と手順を説明し, 同意したうえで実験協力者として実験に参加した．

2.3　使用機材

脳波は図2に示す簡易脳波計の1つであるEmotiv Epoc[4]をもちいて計測した．

Fig.2: Emotiv Epoc

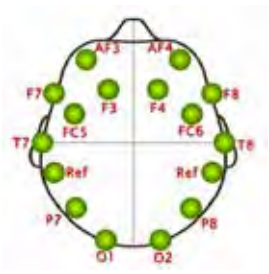


Fig.3: sensor location

Emotiv Epoc の電極配置図は図 3 のようになっておりそのほかの詳細は以下の表 1 に示す．

Table 1: Emotiv Epoc : Technical Specifications

Number of channels	14(plus CMS/DRL references, P3/P4 locations)
Channel names	AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4
Sampling method	Sequential sampling, Single ADC
Sampling rate	128SPS(2048Hz internal)
Bandwidth	0.2-45Hz, digital notch filters at 50Hz and 60Hz
Connectity	Proprietary wireless, 2.4GHz band

2.4 解析方法

解析には EEGLAB をもちいた．課題開始のタイミングの 1 秒前から課題の終わりまでの区間計 4 秒間を 1 エポックとして各課題ごとに抽出した．抽出したエポックの中で± 150μV 以上の電圧を含むエポックをアーチファクトを含むエポックとして判断し除去する．残ったエポックを各課題ごとで平均化し、頭皮上の電極位置に各電極の事象関連電位（ERP）の波形を表示し, 全体の変化を確認し電極間で比較する．比較した結果から，特徴的な ERP 波形を持つ電極を識別器に有用なものとみなし選択する．選択した電極にウェーブレット変換による時間-周波数分析をおこない，縦軸を周波数，横軸を時間，色をその時間に対する周波数のパワーとした事象関連スペクトル摂動（Event-Related Spectrum Perturbation:ERSP）のグラフを作成し，その電極の特徴に対する周波数帯域について調べる．

3 実験結果および考察

各課題における頭皮上の電極位置に、各電極ごとの ERP 波形をプロットしたモデルを図 4 に示す．

図 4 の Rest 課題時では電極 T7 は T8 と比較して ERP 波形の振幅が大きくなっている．図 4 の Grasp 課題時では電極 T7 は T8 と比較して ERP 波形の振幅がイベント開始直後振幅が大きくマイナス方向へ向かっていることが確認できる．図 4 の Imagery 課題時では電極 FC5 においてその反対側にある電極 FC6 と比較し ERP の振幅が小さい．図 4 の Grasp + Imagery 課題時では電極 FC5 および T7 においてその反対側にある電極 FC6 と T8 と比較し ERP の振幅が小さくなっている．これらの電極を各課題における識別器において有用な特徴量を有している電極として選択する．

次にその特徴がどの周波数帯域におけるものかを調べるためにウェーブレット変換による時間－周波数分析をおこない、ERSP としてプロットしたものを図 5 から図 8 に示す。課題の開始タイミングは破線で示している．縦軸を周波数, 横軸を時間, 色をパワーとした ERSP のグラフであり色が赤色に近いほどスペクトル成分が大きいことを示している．また分析結果を見やすくするため, すべての ERSP に対して有意水準 0..05 から外れた特徴的な脳活動以外の結果を緑色で塗りつぶし, 極端なデータのみをプロットした．

図 5 の Rest 課題では T7 の電極において反対側にある T8 の電極と比較し，イベントの開始直後から終わりにかけて 1Hz から 15Hz 周波数帯域におけるパワーが減少している．

図 6 の Grasp 課題では T7 の電極においてイベント開始直後に 10～15Hz の帯域においてその周波数帯域におけるパワーが減少し，それが 800ms まで続いた後 800～1000ms の間でパワーの増大してる．この現象は G. Pfurtsche-ller らが報告した運動またそのイメージをおこなっている四肢とは反対側の感覚運動野で発生する事象関連脱同期（Event related desynchronization）に類似している．一方 ERD の発生した T7 の電極とは反対側に存在する T8 ではこの現象は発生していない．

図**??**の Imagery 課題では FC5 の電極においてイベント発生直後から 500ms 間に 5～15Hz の帯域においてその周波数帯域におけるパワーが減少し，1000～1600ms の間でパワーが増大している．一方反対側に存在する電極 FC6 ではこの現象は発生していない．

図 8 の Grasp + Imagery 課題では FC5 と T7 の電極においてイベント発生直後から 500ms 間に 5～15Hz の帯域においてその周波数帯域におけるパワーが減少し、1000ms 以降にパワーが増大している．反対側の電極である FC6 と T8 ではこの現象は発生していない．

以上のことから各課題ごとに ERD が発生している電極の場所と数が異なり、それらはおおよそ 5～15Hz の帯域において発生していることがわかる．そのため 5～15Hz の帯域における ERD を特徴量としてとらえれば，識別器による実運動時，運動イメージ時，実運動を含んだ運動イメージ時の脳波を分類することができるため，運動イメージ中に実運動が発生しても正しく操作者の意図したイメージで動作できる BCI を構築することが可能であると考えられる．

4 おわりに

各課題ごとの電極全体の ERP 波形の変化から特徴的な波形を持つ電極を選択し，その電極に対してウェーブレットによる時間-周波数分析をおこない ERSP をグラフとしてプロットしたところ，Grasp 課題時では電極 T7，Imagery 課題時では電極 FC5，Grasp+Imagery 課題時では電極 T7 と FC5 おいて，8-15Hz 間で ERD が発生していることを確認した．各課題ごとに特徴の発生する電極の場所が異なるため，識別器の特徴量として利用できるのではないかと考えられる．今後この特徴量を用いた識別器を設計し，機械的に運動イメージ時に実運動が伴っても正しく抽出することができるかを検証する．

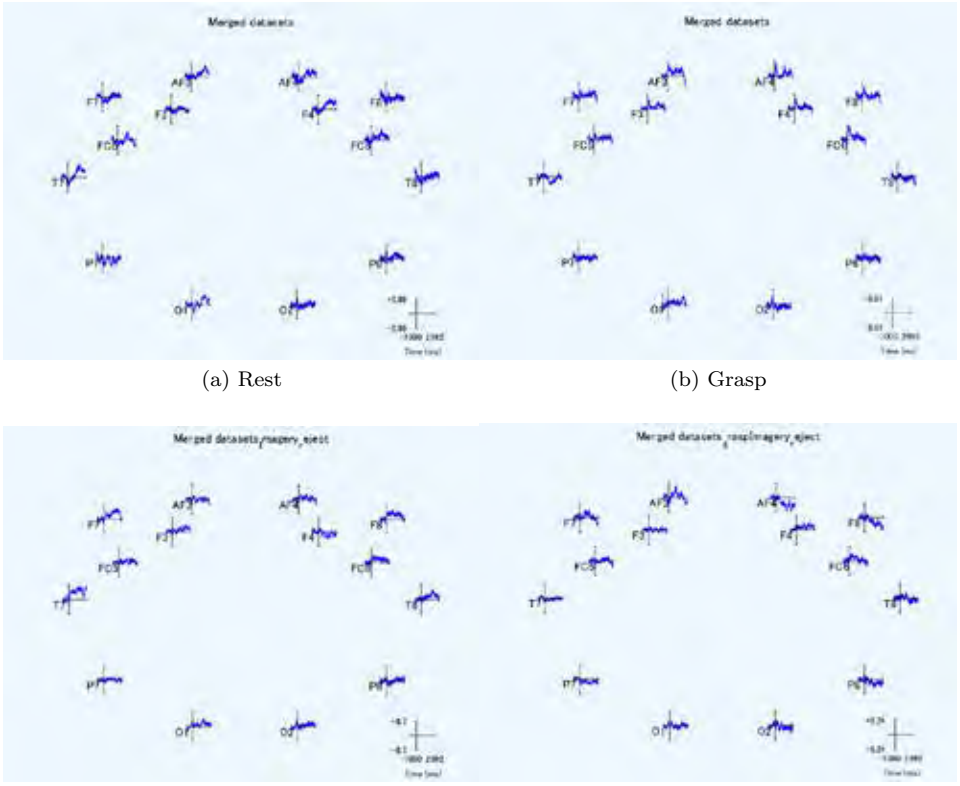
参考文献

[1] Robinson, N., & Vinod, A. P. “Noninvasive BrainComputer Interface Decoding Arm Movement Kinematics and Motor Control.” IEEE SYSTEMS, MAN, & CYBERNETICS MAGAZINE October 2016

[2] 笹山 瑛由（京都大）, 飯田 智陽（京都大）, 鄭 址旭（京都大）, 笈田 武範 （京都大）, 小林 哲生（京都大）“1602 BMI を目指した脳内情報の抽出～手の運動・運動イメージの脳波律動解析による左右判別～”日本機械学会 [No.08-3] IIP2008 情報・知能・精密機器部門講演会講演論文集 [‘08.3.17,18, 東京]

[3] Pfurtscheller G, Lopes da Silva FH. “Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. ”Clin. Neurophysiol 1999 Nov.;vol. 110:18421857.

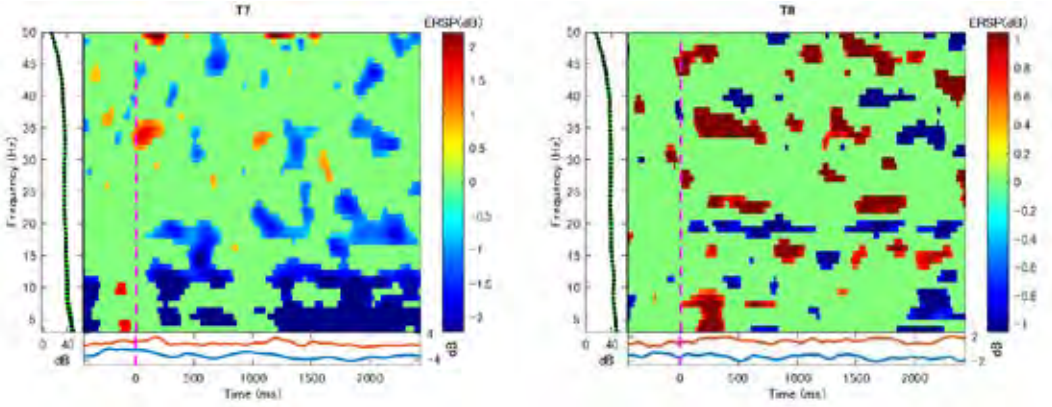
[4] “EMOTIV - Brainwear Wireless EEG Technology”, https://www.emotiv.com/, (最終閲覧日：2017/3/5)
2013 pp: 45-47



(a) Rest　(b) Grasp

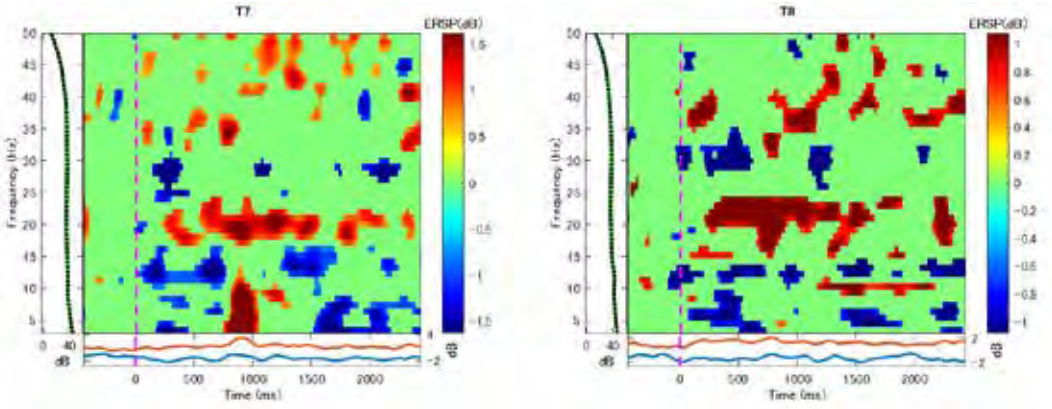
(c) Imagery　(d) Grasp+Imagery

Fig.4: ERP



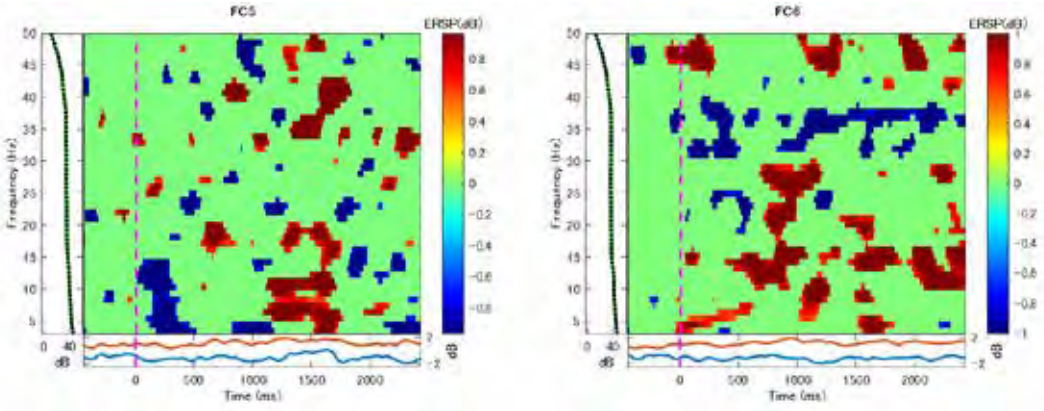
(a) T7　(b) T8

Fig.5: Rest



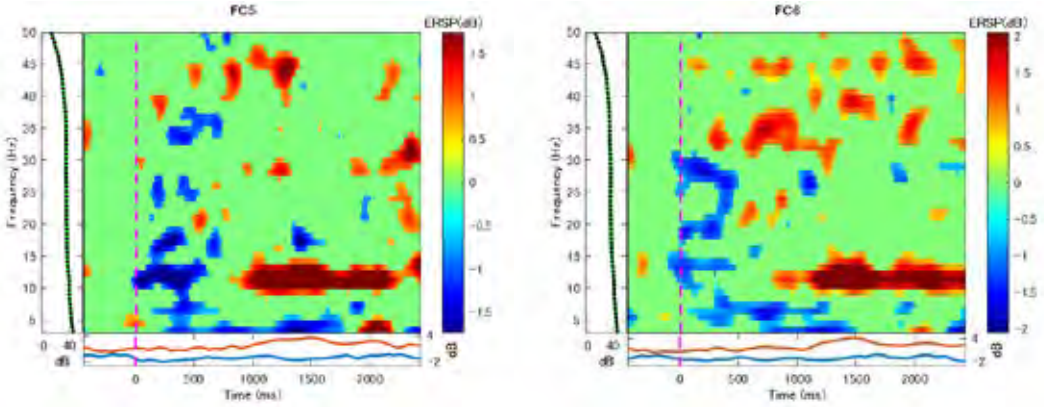
(a) T7　(b) T8

Fig.6: Grasp

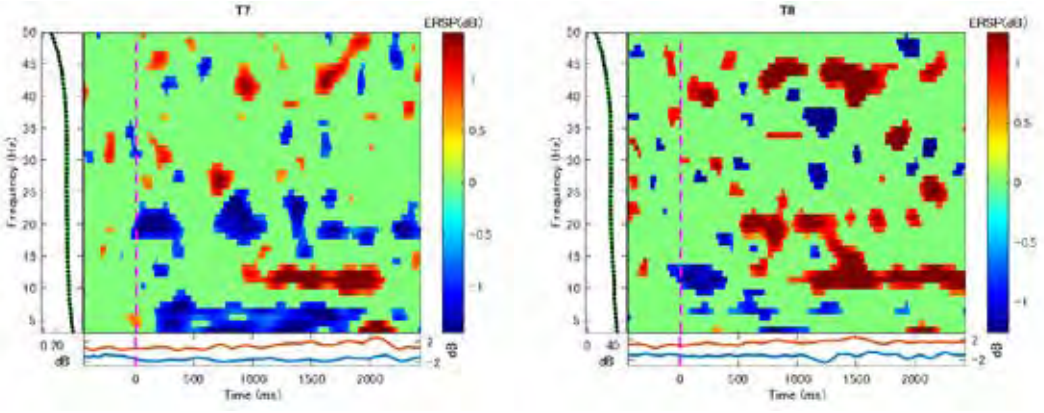


(a) FC5　(b) FC6

Fig.7: Imagery



(a) FC5　(b) FC6



(c) T7　(d) T7

Fig.8: Grasp+Imagery

脳波を用いた発話応答時の脳活動に関する研究

Electroencephalography Analysis for Conversation Responses

○田辺大雅（東京電機大学理工学研究科）　塚原彰彦（東京電機大学理工学部）

内川義則（東京電機大学理工学研究科）

HiromasaTANABE, Graduate School of Science and Engineering Tokyo Denki University
Akihiko TSUKAHARA, School of Science and Engineering Tokyo Denki University
Yoshinori UCHIKAWA, Graduate School of Science and Engineering Tokyo Denki University

Abstract: This paper describes about brain activity communicating by canvasation between subjects and PC-based machine. EEG measurement was carried out with the International ten-twenty electrode system in the shielded room. It was used with voltage amplification of 20,000 and analog BPF of 0.5 to 100Hz.Two healthy subjects were participated with informed consent. Experimental tasks as one trial were set to a subject for 10 second.as following;first:no-task was set for 2 second, second:subject listens marker for 1 second to ready for listening task and listens the word from PC for 3 second, third:subject listens marker again for 1 second to ready for speaking task and speaks the same wards as the words from PC for 3 second. EEG wave form was meaned by30 trials.In an result, FFT analysis was shown that there ware appearances of α (alpha) wave (10-11Hz) at electrode positin of O1 and O2, and β wave (20-21Hz) at electrode positin of O2 and P3. It was comformed by time-frequency analsis.

Key Words:EEG，Communication，Time-Frequency Analysis

1.はじめに

近年，人間とコミュニケーションの取れるロボットが数多く普及している．そのようなロボットは今後，教育や医療，介護の現場で人手不足や負担軽減などの目的での活躍が期待されている．また，このようなロボットは従来の補助だけでなく，その存在やコミュニケーション力によって自立的かつ円滑な学習や労働を促すことも求められる．現在のロボットは，その姿かたち会話に至るまで人間に近い状態を作り上げている．しかし，実際にロボットとのコミュニケーションがどのように我々の認知機能に影響を及ぼし，その効果が人とのコミュニケーションとどのように違うのかについては不明である．この問題を解決するためには，不明瞭な社会的相互作用に関与する脳メカニズムを解明する必要がある[1].

人間脳の中でも特に社会的認知の活動を担う領域のことを社会脳と呼ぶ[2]．社会脳の領域が適切に活動することにより，社会的認知が行われ，人が社会の中で生きていくことができる．社会脳に関する研究は発達障害，うつ病，認知症，教育分野など様々な分野で行われている．しかし社会脳に関する脳活動の計測，解析の報告は少ないというのが現状である．

本研究は人間と機械との会話におけるコミュニケーション時の脳活動を検討することが目的であるが，本稿では PC からの音声に対する人間の発話応答時の脳活動に伴う EEG 波形の周波数解析ついて報告する．

2. 実験

2.1 EEG 計測

国際 10-20 法電極配置に基づき脳波キャップの電極 19 点を被験者に装着した．電極配置図を Fig.1 に示す．EEG の計測は増幅倍率 20,000 倍，アナログバンドパスフィルタ 0.5-100Hz を介し，シールドルーム内で測定を行った. Fig. 2 に EEG 計測システム構成を示す．EEG 計測システムは，脳波ボックス，A/D コンバータ，多チャンネル増幅器から構成されている．

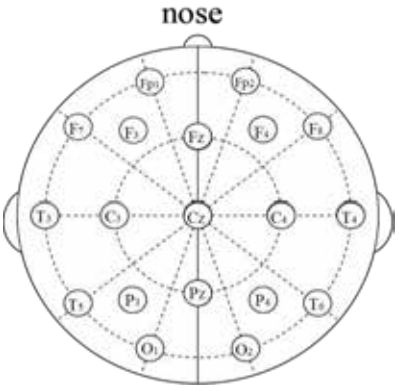


fig.1 International 10-20 electorode system

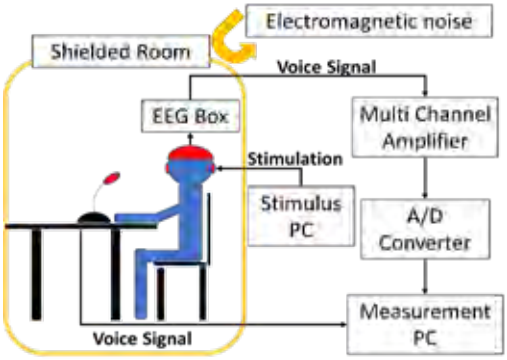


Fig.2 Configuration of EEG measurement system

被験者には 2 名(男性 2 名；平均年齢 24.0 歳，右利き)が参加した．実験前に被験者にはインフォームドコンセントを十分に行った．また，本研究は東京電機大学の生命倫理委員会の承認を得ている．

2.2 実験方法

本実験の課題として，交互発声課題[1]を与える．交互発話課題とは，音声刺激として入力される二音の単語(あか，

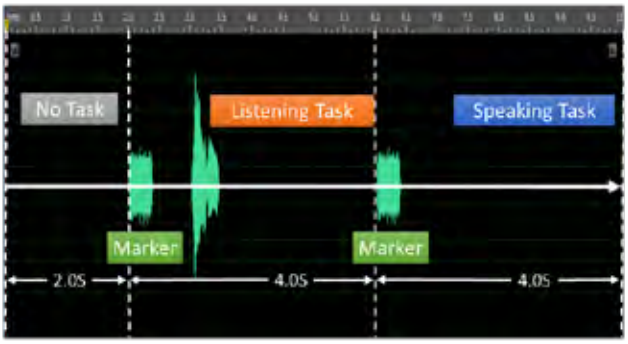


Fig.3 Experimental protocol

いぬ等）に対して，被験者が聞こえてきた単語と同じ単語を発声する課題である．実験は無刺激区間と音声刺激区間，発話応答区間の 3 つからなっている．無刺激区間では 2 秒間被験者へは刺激を与えず，被験者自身も何も行動しない．音声刺激区間は被験者へ音声の刺激を傾聴(入力)する区間である．この区間は初めに刺激のタイミングを合わせるためマーカ音を入力したのちに二音単語を入力する合わせて 4 秒間の区間である．マーカ音は入力時と出力時の刺激のタイミングを合わせるために用いた．発話応答区間は被験者から二音単語を発話(出力)してもらう区間である．この区間は音声刺激区間と同じように刺激のタイミングをあわせるためマーカー音を入力したのちに二音単語を発話してもらう合わせて 4 秒間の区間である．実験はこの 3 つの区間で 1 セットとなっており，1 セット 10 秒を 30 単語分行った．

二音単語は電子音で作られた女性の声で，マーカー音には全周波数成分を含むホワイトノイズを用いた．刺激音声データのサンプリング周波数は 44.1kHz で分解能は 32bit として使用した．Fig. 2 に実験で使用した音声データの波形を示す．音声データは AdobeAuditon（adobe 社）を用いて編集を行った．

2.4 解析方法

解析ソフトは MATLAB R2017a(MathWorks 社)およびオープンソースツールボックスである EEGLAB v14.1.1[3]を用いた．測定した脳波は 19 チャンネル分で，両耳を基準電極として測定した．本研究では脳波の θ 波， α 波， β 波について解析を行うため 3～40Hz 成分をデジタルバンドパスフィルタを用いて抽出し解析を行った．これらの脳波データに対し，脳波と同時に眼電図を計測し，独立成分分析を用いて瞬きや眼球運動と相関した因子を除去した．その後，事象関連電位(ERP)を算出し，発話応答時の ERP について検討した．最後に高速フーリエ変換(FFT)を用いることで各周波数帯域に関して検討を行った．

3. 結果及び考察

Fig. 4 に FFT による解析結果を示す．同図において，4-5Hz の θ 波帯域(図中 A)に注目すると前頭葉に位置する電極 Fp1，Fp2 が大きいことが確認できた．10-11Hz の α 波帯域(図中 B)に注目すると後頭葉に位置する電極 O1，O2 が大きいことが分かった．21-22Hz の β 波帯域(図中 C)に注目すると後頭葉に位置する電極 O2，T6 が大きくなっていることが分かった．

これらの出現時間を見るため前頭葉の電極 Fp2 と後頭葉の電極 T6 の 2 点に関して時間-周波数解析を行った．Fig.5 に電極位置 P8,Fp2 に関する時間-周波数解析の結果を示す．刺激開始後 3.6 秒から 3.9 秒の時間に関して P8 では α 波，

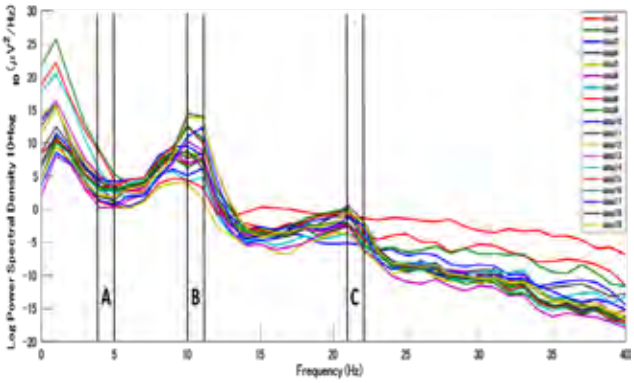


Fig.4 Spectrum analysis with 19 channel

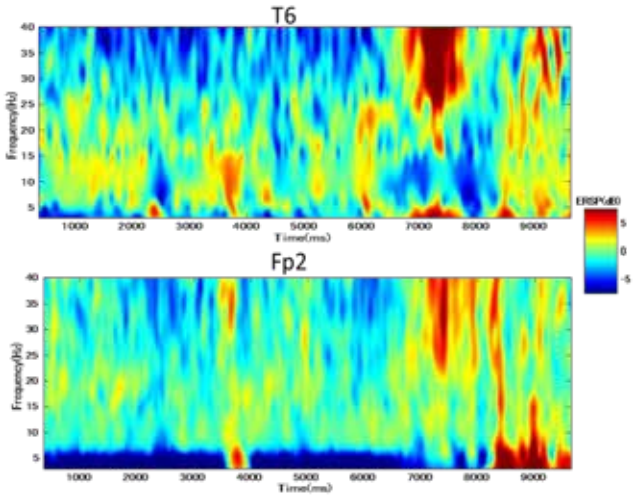


Fig.5 Time-Frequency analysis at T6 and Fp2

Fp2 では θ 波が大きく発現していることがわかる．この時間では二音単語を傾聴したのち記憶する時間であるため，記憶に関与する前頭葉の活動の影響により Fp2 で θ 波の出現が確認できたと考える．また，刺激開始後 6.9 秒から 7.5 秒の区間に関して Fp2,P8 で β 波，P8 に関しては θ 波が大きく発現していることが分かる．これは，二音単語を発声する区間であるため，発声時の運動や心理的な状況に関する脳活動によるものであると思われる．

4. 結論

本稿では，PC からの音声に対する人間の発話応答時の脳活動に関する EEG 波形の周波数解析ついて報告した．傾聴時には前頭葉で θ 波が発現し，発声時には後頭葉で β 波が発現していることが分かった．今後はより実験データを増やし，集団を行う必要がある．また，本実験では機械からの音声を対象とした時の脳波を計測したが，会話の対象を人間としたときの EEG 計測を行う予定である．

参考文献

[1]. 川崎真弘，山田陽平，牛久陽介，宮内英里，山口陽子：“ロボットとの対話がもたらす人の発話リズム変化” HAI シンポジウム 2011：I-1B-2，2011

[2]. 伊古田俊夫：“社会脳から見た認知症” 講談社,p.54,2014

[3]. Arnaud Delorme, Scott Makeig:“EEGLAB:an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis” Journal of Neuroscinence Methods,vol.134,pp.9-21，2004

LIFE2017　2017 年 9 月 15 日－17 日 東京（お茶の水女子大学）

肉体的，精神的低負荷の脳活動活性化への影響解析

Influence on brain activity activation analysis of the physical and mental load

○ 福島健斗（東京電機大学）　井上淳（東京電機大学）　岩瀬将美（東京電機大学）

畠山省四朗（東京電機大学）

Kento Fukushima, Tokyo Denki University
Inoue Jun, Tokyo Denki University
Masami Iwase, Tokyo Denki University
Shoshiro Hatakeyama, Tokyo Denki University

概要: 本研究の目的は肉体的負荷と精神的負荷がもたらす脳への活性化作用の解析である．実験では，精神的負荷と肉体的負荷を与えた際の脳波を計測した．精神的負荷としては単純な計算課題である内田クレペリン検査，肉体的負荷としては有酸素運動であるランニングと無酸素運動である握力トレーニングを用いた．計測した脳波に対しては周波数解析を行い，脳波の周波数成分の変化から脳活動の活性化作用を捉えようと試みた．実験結果より，計算課題を与えた場合では，被験者の脳活動が漸次的に活性化する傾向を確認できた．ランニング課題を与えた場合では，一時的な脳活動の不活性化傾向と課題終了後の漸次的な活性化傾向を確認できた．握力トレーニングを与えた場合では脳活動に特徴的な変化を確認することができなかった．

キーワード：EEG , Mental load , Physical load , Brain activity , Frequency analysis

1. はじめに

本研究では，精神的，肉体的負荷がもたらす脳への活性化作用の解析を目的とする．脳活動の活性化は思考・認知能力を向上させ，作業効率の向上や認知症の改善など多くの恩恵をもたらす．脳活動の活性化はパズルや計算などの精神的負荷と，ランニングや筋力トレーニングなどの肉体的負荷による手法が提案されている[1].

しかし，多くの活性化手法が提案されているものの，手法毎の脳への活性化作用の違いは明確にされていない．脳の活性化手法毎に活性化の傾向にそれぞれ特徴があると考えた場合，活性化の特徴をもとに活性化手法を使い分けることが可能になる．これより，脳の活性化をより効率的に行うことが可能になると考える．脳活動の活性化を判別する研究としては脳波を用いた研究が多くみられる．苧阪は精神的負荷として計算課題を与えた際の脳波を計測，周波数解析した結果，α波のピーク周波数が増加する傾向を確認している[2]．また，佐久間はウォーキングによる肉体的負荷を与えることで，脳波のα波が増加する傾向を確認している[3]．従来研究では単一の活性化手法による脳活動の活性化の傾向を確認しているものが多いものの，活性化手法毎の脳活動の活性化の比較検討を行っているものは少なく，活性化手法として精神的負荷と肉体的負荷を比較している研究は見られない．そこで，本研究では精神的負荷と肉体的負荷の活性化手法の違いにより，脳の活性化傾向に変化が現れるか比較検討する．

本研究では，精神的負荷による脳活動活性化手法として計算課題を用いる．肉体的負荷としては，有酸素運動としてランニング課題，無酸素運動として握力トレーニングを用いる．脳活動の評価方法としては課題を与える前後の脳波を計測，周波数解析して脳活動の活性化の判別を行う．

本稿では，精神的負荷を与えた際の脳波と肉体的負荷を与えた際の脳波を計測し，周波数解析した結果について報告する．

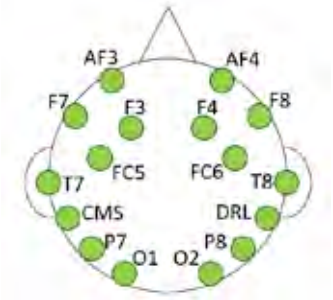


Figure1 Measurement points of EEG

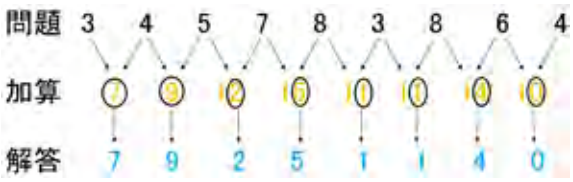


Figure2 How to answer the Uchida Klaepelin test

2. 脳活動活性化実験

本節では，精神的負荷と肉体的負荷による脳活動活性化実験について報告する．本実験では脳波計測器として Emotiv 社製の EPOC+を使用する．脳波の計測箇所は国際 10-20 法に基づいた点の内，Figure1 に示される 14 箇所を計測する．

2.1 精神的負荷による脳活動活性化実験

本小節では精神的負荷による脳活動活性化実験の内容について述べる．精神負荷による脳活動活性化実験の実験計画を Figure3 に示す．また、脳波の計測風景を Figure4 に示す．被験者は 20 代前後の男性 6 名，女性 4 名を対象に行った．精神的負荷として内田クレペリン検査を用いる．Figure2 に示すように，内田クレペリン検査では検査用紙に

LIFE2017　2017 年 9 月 15 日－17 日　東京（お茶の水女子大学）

Figure3 Experimental landscape

Figure4 Experimental plan of calculation task

Figure5 Experimental plan of running task

Figure6 Experimental plan of grip strength training task

並んでいる一桁の数字を左端から順に隣り合う数字と足し合わせ合計値の下一桁目の数字を答えとして記述する．この課題を 15 分 1 セットとして，休憩をはさんで 2 セット行う．

2.2 肉体的負荷による脳活動活性化実験

本小節では，肉体的負荷が及ぼす脳活動への活性化実験について述べる．肉体的負荷として，有酸素運動と無酸素運動に分けて実験を行う．

2.2.1 有酸素運動実験

有酸素運動実験の実験計画を Figure5 に示す．有酸素運動としてランニングを適用する．被験者は 20 代の男性 8 名を対象に，100m トラックを 5 周で 1 セットとし，休憩をはさんで 2 セット行う．

2.2.2 無酸素運動実験

無酸素運動実験の実験計画を Figure6 に示す．被験者は 20 代の男性 7 名を対象に行った．無酸素運動として握力トレーニングを適用する．握力計を用いて課題前の握力を計測する．握力の計測結果から，個人ごとにかける負荷を均等にするため，ハンドグリップの重さを本人の握力の 50% の数値に設定する．重さを変更したハンドグリップによる握力トレーニングを 20 回× 3 セット行う．

3　周波数解析による信号処理

取得した生体信号の周波数成分に着目して解析する．脳波の周波数帯域を Table1 に示す．まず，原信号に離散フーリエ変換をかけ，周波数ごとの信号成分を算出し，課題による周波数帯域ごとの信号成分の変化を解析する．周波数

Table1 Frequency band of EEG

Types of EEG	Frequency band(Hz)	Human condition
θ wave	4-8	Intuition
δ wave	0.5-4	Unconsciousness
α wave	8-13	Relax , Awakening
β wave	14-28	Concentration
γ wave	29-64	Prediction

解析を行うにあたり，取得したデータに対しバイアス除去，バンドパスフィルタ処理，窓関数処理，離散フーリエ変換の順に処理を施して信号の振幅スペクトルを算出する．振幅スペクトルを用いて，信号がもつエネルギー量を台形積分で算出し，信号が持つ各周波数成分のエネルギー量を算出する．算出したエネルギー量を用いて前周波数帯域における周波数成分の割合を算出する．

3.1 バイアス除去

本小節では，信号のバイアス除去方法について説明する．計測した脳波データはそれぞれ直流成分が異なるため，データの比較において大きな誤差を生む．そこで，信号の直流成分を取り除くバイアス除去を行うことでデータの比較をしやすくする．直流成分を除去するために，信号の各標本値から信号全体の平均値$\bar{x}$を差し引く．バイアス除去は式(1) で行う．ただし，N はデータ数，$x_n(n = 0,1,2,\cdots,N-1)$ は計測した脳波データ，$\hat{x}_n$はバイアス除去した脳波データを示す．

$$\hat{x}_n = x_n - \bar{x}$$

$$\bar{x} = \frac{1}{N}\sum_{n=0}^{N-1} x_n$$

3.2 バンドパスフィルタ処理

本小節では，バンドパスフィルタ処理について説明する．計測した脳波データから Table1 に示す周波数成分の信号を抽出するためにバンドパスフィルタをかける．バンドパスフィルタはローパスフィルタとハイパスフィルタを組み合わせて作成した．ローパスフィルタとハイパスフィルタの伝達関数$G_l(s)$，$G_h(s)$ を式(2)，(3) に示す．

$$G_l(s) = \frac{2\pi f_l}{s + 2\pi f_l}$$

$$G_h(s) = \frac{s}{s + 2\pi f_h}$$

式(2)，(3) において変数f_l，f_hはローパス，ハイパスフィルタの遮断周波数である．ローパスフィルタの遮断周波数には Table1 の周波数帯域における上限値，ハイパスフィルタの遮断周波数には下限値が代入される．また，式(3.2)，(3.3) で示すローパス，ハイパスフィルタは原信号にかけることで位相遅れを発生させる．そのため，信号にフィルタを通した後，逆方向から再度同一のフィルタをかけることで位相遅れを戻す処理を行う．

3.3 窓関数処理

本小節では，脳波信号を周期性のある信号に変換するために窓関数処理を行う．周波数解析を行うにあたり，離散フーリエ変換するため，離散フーリエ変換は信号が連続性の

あるものと仮定して計算処理を行う．しかし，信号の周波数成分が一定でない脳波から周期性を確認することは不可能であるため，取得した脳波データに処理を加えて周期性のある信号に変換する．そこで，脳波に周期性を持たせるために窓関数による処理を行う．今回使用する窓関数としては式(4) で示されるハミング窓WF_nを用いる．ハミング窓をかけ合わせて，脳波データの初期値と最終値を合わせて連続性のある信号に変換する．

$$WF_n = 0.54 - \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right)$$

3.4 高速フーリエ変換を用いたスペクトルの導出

本小節では，脳波の各周波数帯域の信号成分を算出して，各周波数帯域の信号成分の大きさを調べる．スペクトルを算出するためには，離散フーリエ変換する．離散フーリエ変換を式(3.5) に示す．ただし，$X_k(\mathrm{k} = 0,1,2,\cdots,\mathrm{N}-1)$はフーリエ係数を示す．

$$\mathrm{X_k} = \sum_{n=0}^{N-1} \hat{x}_n \, e^{\left(-j\frac{2\pi nk}{N}\right)}$$

式(3.5) で示される離散フーリエ変換の計算効率を向上させる計算処理方法として高速フーリエ変換がある．本実験では，式(3.6) に示す高速フーリエ変換で振幅スペクトルの算出を行う．高速フーリエ変換は離散フーリエ変換の計算効率を向上させることで高速で離散フーリエ変換を行う計算処理方法である．

$$\mathrm{X_k} = \sum_{n=0}^{N-1} \hat{x}_n \, W_N^m$$

式(3.6) のW_N^mを回転子と呼ぶ．高速フーリエ変換は式(3.7) に示す回転子W_N^mの性質を利用して計算処理を行うことで離散フーリエ変換より高速な計算処理が可能になる．ここで，$m = nk$とする．

$$W_N^m = W_N^{nk} = \left(e^{-j\frac{2\pi}{N}}\right)^m = \cos\left(\frac{2\pi m}{N}\right) - j\sin\left(\frac{2\pi m}{N}\right)$$

振幅スペクトル$|X_k|$は式(3.6) より算出したフーリエ係数の絶対値を算出することで得られる．

3.5 エネルギー量算出

本小節では，算出した振幅スペクトルから，表 2 に示す各周波数帯域の信号のエネルギー量を算出する．ここで，信号のエネルギー量を振幅スペクトルの内，表 2 の脳波の種類それぞれの周波数帯域の範囲で台形積分して算出する．台形積分を式(6) に示す．ただし，$f(x)$は振幅スペクトル，周波数帯域は$\mathrm{x} \in [\mathrm{a},\mathrm{b}]$，データ数は$\mathrm{x_n}(n = 0,1,2,\cdots,N-1)$である．

3.6 エネルギー割合算出

式(1)より算出した周波数帯域ごとのエネルギー量の周波数全域における割合E_rを算出する式を式(2) に示す．ここで，E_pは Table1 に示す脳波の各周波数帯域のエネルギー量，E_aは脳波の全周波数帯域のエネルギー量を示す．

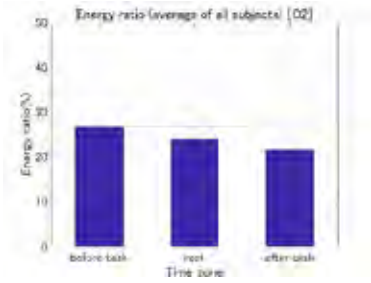
$$E_r = \frac{E_p}{E_a}$$

4　実験結果

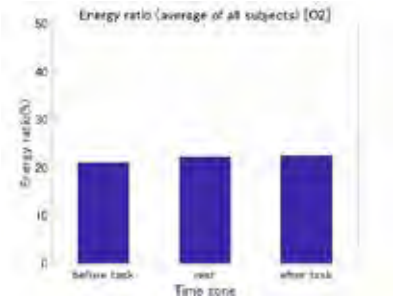
Table1 より，δ波は睡眠や無意識状態，α波はリラックス，覚醒状態時に増加する信号成分である．脳波のδ，α波帯域のエネルギー割合の全被験者平均を Figure7 に示す．Figure7(a)(b) より，精神負荷である計算課題による脳波のエネルギー割合の変化として，δ波のエネルギー割合の減少傾向とα波のエネルギー割合の増加傾向が見られた．これより，単純計算課題には，課題の遂行時間に応じた脳活動の活性化を促す効果があると考えられる．

Figure7 (c)，(d) より，有酸素運動では課題前から休憩時にかけてδ波の増加傾向とα波の減少傾向が見られ，課題終了後から 30 分後までにはδ波の減少傾向とα波の増加傾向が見られた．これより，有酸素運動による肉体的負荷が脳に与える影響としては，課題の直後には脳活動を低下させる傾向があるが，時間経過に伴い，徐々に脳活動を活性化させる傾向があることがわかる．

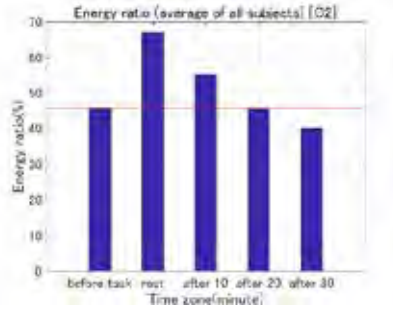
Figure7(e),(f) より，無酸素運動では課題前から休憩時にかけてδ波の減少傾向とα波の増加傾向が見られ，休憩時から課題終了直後にかけてはδ波の増加傾向とα波の減少傾向が見られた．これより，無酸素運動では一時的な脳活動の活性化傾向と課題の継続による脳活動の不活性化傾向が確認できた．



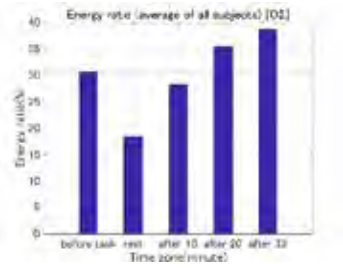
(a) Calculation (δ wave)



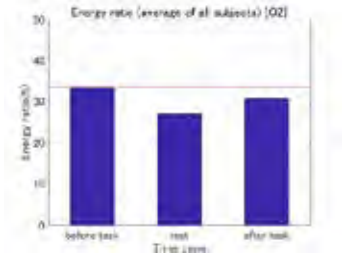
(b) Calculation (α wave)



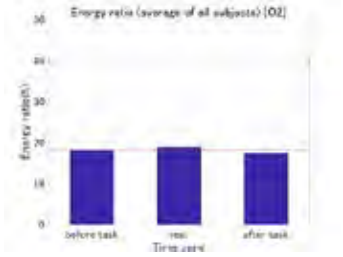
(c) Running (δ wave)



(d) Running (α wave)



(e) Grip strength training (δ wave)



(f) Grip strength training (α wave)

Figure7 Energy ratio of each task (average of all subjects)

Table2 Change of energy ratio of α wave (Calculation)

Position	Rate of change (%)	
	Before – Break	Before – After
AF3	-0.608	0.539
AF4	0.930	2.629
F7	0.949	-0.150
F8	0.655	0.992
F3	-0.385	1.671
F4	-0.437	1.628
FC5	0.213	0.592
FC6	0.804	1.721
T7	-0.368	1.127
T8	0.073	1.613
P7	1.606	1.415
P8	0.024	1.085
O1	-0.242	1.009
O2	1.202	1.377
Average	0.315	1.232

5　考察

本節では得られた実験結果をもとに精神的，肉体的負荷が及ぼす脳活動への影響の差異を考察する．前節より，計算課題とランニング課題において，課題の遂行により脳活動が活性化する傾向が確認できた．そこで，計算課題とランニング課題の活性化作用を比較する．集中力との関係性が深いα波のエネルギー割合の増減率から計算課題とランニング課題の活性化作用を比較する．計算課題によるα波のエネルギー割合の増減率を Table2，ランニング課題によるα波のエネルギー割合の増減率を Table3 に示す．

Table3 Change of energy ratio of α wave (Running)

Position	Rate of change (%)			
	Break	In 10 min	In 20 min	In 30 min
AF3	-9.437	0.511	7.359	11.855
AF4	-11.838	-4.602	-1.711	0.500
F7	-7.105	4.436	7.090	6.104
F8	-5.163	-6.298	-5.130	4.145
F3	-11.311	-1.872	8.479	4.681
F4	-9.073	-4.145	3.862	6.749
FC5	0.757	4.275	11.489	13.773
FC6	-6.508	-1.914	4.723	3.623
T7	-2.464	0.523	6.960	5.837
T8	-9.234	-6.968	-0.193	2.424
P7	-4.517	-0.695	6.058	10.097
P8	-12.578	-5.617	-2.240	11.267
O1	-8.457	-1.336	1.216	5.451
O2	-12.140	-2.257	4.892	8.230
Average	-7.791	-1.854	3.775	6.767

Table2 より，計算課題によるα波のエネルギー割合の全計測箇所の平均値は課題前から休憩時にかけて 0.315% 増加し，課題前から課題後にかけては 1.232% 増加している．また，Table3 より，有酸素運動負荷ではα波のエネルギー割合の全計測箇所平均値が課題前と比較して休憩時，課題終了 10 分後，20 分後，30 分後の順に，-7.791%，-1.854%，3.775%，6.767% と増減していることがわかる．これより，α波の増加が脳活動の活性化に関係すると考える場合，課題終了直後においては計算課題の方が脳活動活性化作用が大きいことがわかる．ランニング課題では課題終了から 20 分経過する頃には脳活動への活性化作用が現れはじめ，30 分後には計算課題終了直後よりも脳活動を活性化させることがわかった．有酸素運動の効果が高い理由は，運動により心拍を上げ，血液の循環効率を上げることで脳に送られる酸素の量が増加し，脳活動に必要なエネルギーを大量に得ることができるからではないかと考える．

6 おわりに

本稿では，精神的負荷と肉体的負荷を与えた際の脳波を計測し，周波数解析した結果について報告した．計算課題と有酸素運動課題では異なる脳の活性化傾向を確認できた．しかし，無酸素運動課題による脳の活性化傾向は，解析結果から判別できなかった．今後の展望として，脳の部位ごとのエネルギー割合の変化に着目して解析を行い，部位ごとの活性化の傾向からさらに詳細な判別を試みる．また，計算，ランニング，握力トレーニング以外の活性化手法による脳への活性化作用の判別も行っていきたい．

参考文献

(1)　高木繁治：脳の仕組み－脳の基本構造から記憶のあり方までー，主婦の友社，p.156，(2010)
(2)　苧阪満里子，百名盛之助：精神作業時の脳波のスペクトル分析，The Japanese Journal of Psychology Vol.50 No.1，pp.45-48，(1979)
(3)　佐久間春夫：運動がもたらす心理的効果とは何か-脳波からの検証，運動生理学シンポジウム，p.106，(2001)
(4)　田仲豊徳：内田クレペリン検査-完全理解マニュアル，日経印刷株式会社，pp.10-11，(2015)

3次元迷路課題中のFmθ波の出現とその迷路場所の検討

The study of appearance of Fmθ wave and its maze location in three dimensional maze task

○ 濱中臨（東京電機大学大学院理工学研究科）　塚原彰彦（東京電機大学理工学部）

内川義則（東京電機大学大学院理工学研究科）

Nozomi HAMANAKA, Graduate School of Science and Engineering Tokyo Denki University
Akihiko TSUKAHARA, School of Science and Engineering Tokyo Denki University
Yoshinori UCHIKAWA, Graduate School of Science and Engineering Tokyo Denki University

Abstract: Aim of this study is to identify the frontal midline theta (Fmθ) wave appearing during the three dimensional maze task and to investigate the location of appearance in its maze. Electroencephalography (EEG) measurement was carried out with the International electrode system in the shielded room. It was used to 86dB of voltage amplification and analog BPF of 0.5 to 100Hz. Twelve healthy subjects were participated with informed consent. Maze tasks were memory and trial tasks. Time-frequency analysis and singular-value-decomposition were used to identify the appearance interval of 6Hz. From the analysis, we investigated the relationship between the Fmθ wave under execution of the task and the location of appearance in the maze. As a result, it was seen at more straight road than turning point and in the vicinity of turning point, the spread of Fmθ wave was seen due to the rise of turning point.

Key Words: Frontal midline theta wave，Electroencephalography，Maze task

1. はじめに

Fm θ 波（Frontal midline theta wave）は，精神作業中(連続加算や空間認知など)に前頭正中線部に周波数が 6Hz 前後の脳波が現れ，国際電極配置法(10-20 法)の電極 Fz において最大振幅の θ 律動が現れ，かつ 1 秒以上持続する脳波活動であると定義されている[(1)]．近年では，課題の困難さ，記銘，成功的実行等の多くの過程と関連しており，これらの脳機能における脳の多数の構造の連携に Fm θ 波が関与していると考えられている．また，他の周波数の脳波との関係や海馬 θ との関係などについても多く研究されている[(2)]．先行研究において，空間認知における θ 波活動について，ラットやてんかん患者による報告があるが，健常者における Fm θ 波と空間認知との関連性の報告はあまりない．しかしながら，長い迷路等の空間学習課題におけるヒトの θ 波活動との関連性は重要である可能性がある[(3)]．

本研究では，Fm θ 波と空間認知との関連性を解明するために，健常者における 3 次元迷路課題中の Fm θ 波出現区間の各電極間における振幅と位相を調べ，その時の迷路内の出現場所の検討を行った．

2. 実験方法

2.1　迷路課題と計測条件

迷路課題は Fig.1 に示す記憶課題(ST: Study task)と試行課題(TT: Trial task)の 2 つの構成で行った．記憶課題とは，迷路のスタート地点からゴール地点までの正解順路を同じ迷路を 5 回繰り返し覚える課題であり，正解順路には床に色を付けている．試行課題とは，記憶課題で覚えた順路を基に同じ迷路を 5 回繰り返し辿る課題である．また，迷路には Fig.1(a)の T 字路や Fig.1(b)の十字路のような分岐点(TP :Turning point)がある．この TP の数が多くなるほど迷路の難易度が高くなる．本研究では，TP が 6，9，12，15 のときの実験を行った．

被験者は健常者である年齢 20-24 歳の 12 名(男性:10 名，女性：2 名)で，全員に脳波計測前に十分なインフォームドコンセントを行った．また，本研究は東京電機大学の生命倫理委員会の承認を得ている．

(a) Study task (ST)　(b) Trial task (TT)

Fig. 1 3D Maze task

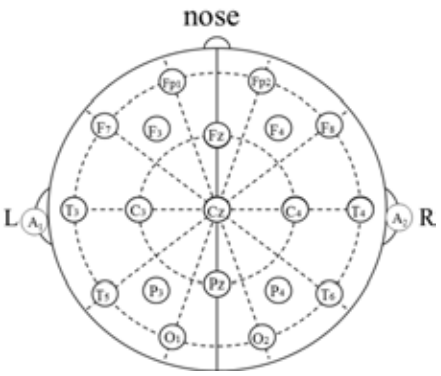


Fig.2 International electrode placement method[(1)]

脳波の計測は，Fig.2 に示す国際電極配置法(10-20 法)に基づき基準電極導出法で行い，基準電極を両耳朶として実験を行った．実験に用いた計測システムを Fig.3 に示す．被験者は，脳波キャップを装着し，迷路呈示用画面との目線距離を 60cm になるように調整し，座って実験を行った．計測は全てシールドルーム内で行い，計測したデータは増幅器 20000 倍，アナログバンドパスフィルタ(0.5Hz-100Hz)を介し，サンプリング周波数 250Hz の AD コンバータで

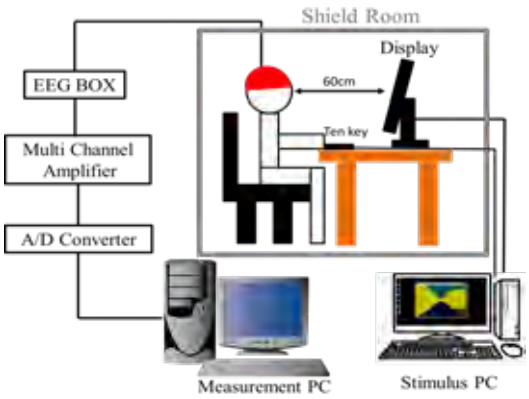


Fig.3 Measurement system

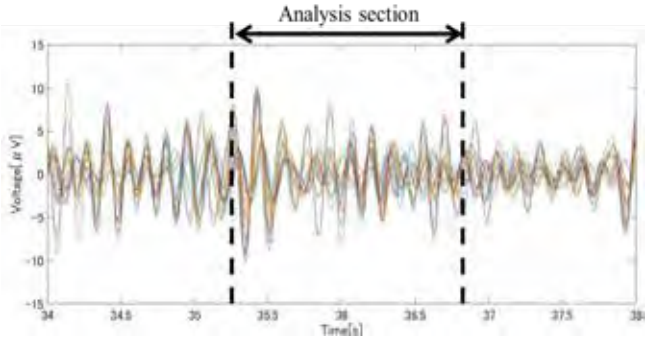
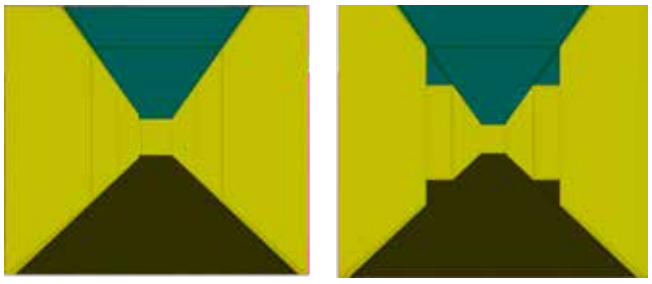


Fig.4 Analysis section of Fmθ wave



(a) Straight road　(b) Turning point

Fig.5 Maze situations of Fmθ wave appearance section

AD 変換後，計測用 PC にデータを取り込むシステムになっている．また，Fm θ 波区間における迷路場所の特定のために録画ソフト（Bandicam : Bandicam 社）を用いて実験中の迷路の録画を行った．

2.2　解析方法

解析は MATLAB2016a(Mathwork 社)を用いて行った．計測したデータは，θ 帯域の脳波を得るために眼電図の除去としての独立成分分析，ディジタルバンドパスフィルタ(4-8Hz)を用いた．さらに，Fm θ 区間の同定を得るために時間-周波数解析を用いて 6-7Hz の平均パワースペクトルを求め，10-20 法の電極 Fz とその近傍の電極 F_3，F_4，Cz の平均パワースペクトルから特異値分解を用いて Fm θ 波の検出を行った．なお，特異値分解の Fmθ 波の出現条件は以下のような条件で行った[4]．

条件 1：第 1 特異値の占有率が 85%以上であること

条件 2：条件 1 が満たす区間が 1 秒以上であること

時間-周波数解析と特異値分解で検出した Fm θ 波出現区間から頭表面の電極間の関連性を見るために 10-20 法の電極 Fz を基準電極と置いた時のコヒーレンス解析及び複素コヒーレンス解析を行った．Fig.4 に解析区間の例を示す．

コヒーレンスとは，2 つの信号の相関性を調べるクロススペクトルをパワースペクトルにより正規化した複素関数のことであり，その式は以下のようになる．

$$Coh_{xy} = \frac{S_{xy}(f)}{\sqrt{P_x(f)\,P_y(f)}} \quad (1)$$

$$S_{xy} = \int_{-\infty}^{\infty} R_{xy}(k) e^{-j2\pi fk} dk \quad (2)$$

$$Re(Coh_{xy}) = Re\left(\frac{S_{xy}(f)}{\sqrt{P_x(f)\,P_y(f)}}\right) \quad (3)$$

$$Im(Coh_{xy}) = Im\left(\frac{S_{xy}(f)}{\sqrt{P_x(f)\,P_y(f)}}\right) \quad (4)$$

ここで，式(1)の P_x と P_y は電極 x と電極 y におけるそれぞれの EEG 信号のパワースペクトルを示し，S_{xy} は電極 x と電極 y の EEG 信号のクロススペクトルを示す．また，式(2)の R_{xy} は電極 x と電極 y の EEG 信号の相互相関関数を示す．コヒーレンス値が 1 に近くなるほど 2 つの信号の波形に相関性があることを表す．各電極の振幅の大きさをコヒーレンスの実部，位相差を虚部で見ることにより時空間的に脳内活動を見ることができる[4][5]．なお，添え字の x は電極 x を示し，添え字の y は電極 y を示す．本解析では，周波数 f＝6Hz の時のコヒーレンス解析及び複素コヒーレンス解析を行った．

解析では，各被験者の Fm θ 波が出現した区間でそれぞれ平均コヒーレンス解析を行った後，その区間における迷路場所を動画から照合した．また， Fm θ 波出現区間における迷路場所が Fig.5 のような直線の道，分岐点付近に分けて，その迷路場所の平均コヒーレンス解析を行った．これらの解析を各被験者で個別に行った後，全被験者（N=12）における平均コヒーレンス及び複素コヒーレンス解析を行った．

3. 結果

Fig.6，Fig.7 に Fm θ 波出現区間において，10-20 法の電極 Fz を基準電極と置いたときの TP6，TP15 における全被験者（N=12）の直線の道における平均コヒーレンスマップとその位相マップを示し，Fig.8，Fig.9 に分岐点付近における平均コヒーレンスマップとその位相マップを示す．Fig.6 から Fig.9 において，(a)(c)に記憶課題，(b)(d)に試行課題の解析結果を示す．また，コヒーレンスマップ，位相マップは，Fig.2 の 10-20 法の電極配置を表し，カラーバーは，コヒーレンス値，位相差を表している．

Fm θ 波出現区間における迷路場所の比較を行った結果，直線の道よりも分岐点付近で多く Fm θ 波が出現したことが確認された．また，分岐点付近と直線の道における Fm θ 波の相関性の差異を調べるために，Fm θ 波が出現する電極 Fz とその近傍の電極 F_3，F_4，Cz の平均コヒーレンス値と TP 数で全体の有意差を調べる MATLAB2016a を用いて 2 次元分散分析を行った．その結果，TP 数と直線の道の平均コヒーレンス，TP 数と分岐点付近の平均コヒーレンスで有意差が確認されたため，各 TP における平均コヒーレンスとの有意差を調べる多重比較分散分析を行った．Table 1 に直線の道における平均コヒーレンスと TP 数の多重比較分散分析結果を示す．また，Table 2 に分岐点付近における平

Table 1 Multiple comparison analysis of variance of straight road

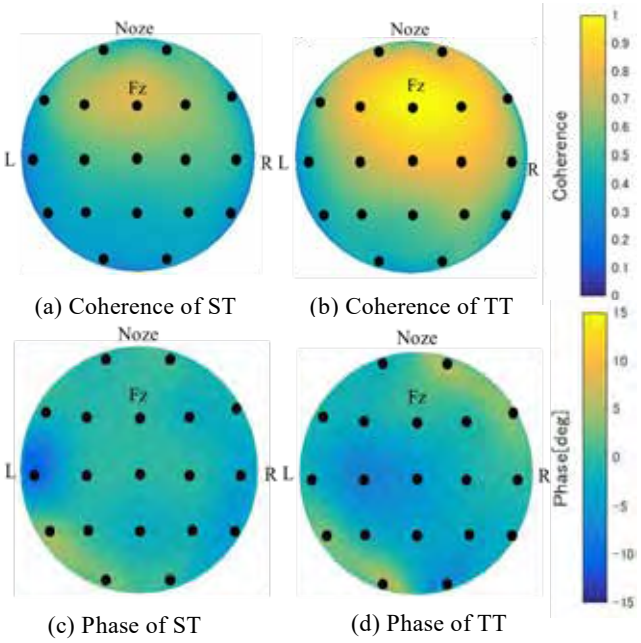
	TP6	TP9	TP12	TP15
ST6		*	*	*
ST9	*			*
ST12	*			*
ST15	*	*	*	
TT6		*	*	
TT9	*			
TT12	*			*
TT15			*	

(*: $p<0.05$)

Table 2 Multiple comparison analysis of variance of turning point

	TP6	TP9	TP12	TP15
ST6		*	*	*
ST9	*		*	*
ST12	*	*		
ST15	*	*		
TT6			*	*
TT9			*	*
TT12	*	*		
TT15	*	*		

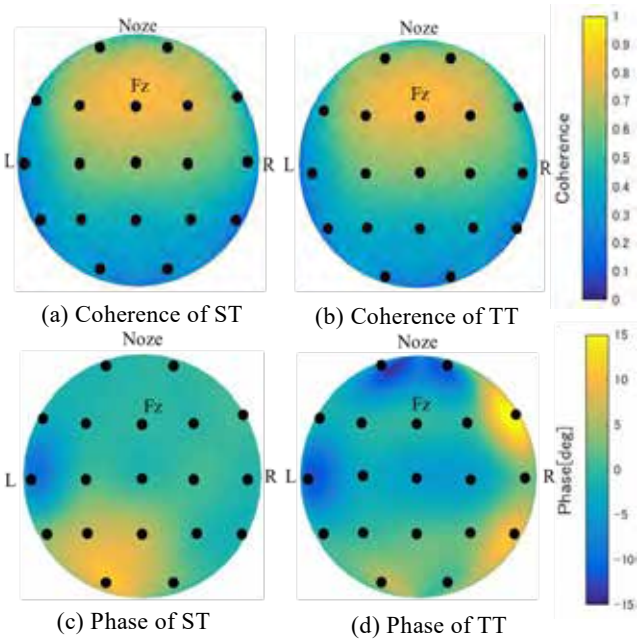
(*: $p<0.05$)



(a) Coherence of ST　(b) Coherence of TT

(c) Phase of ST　(d) Phase of TT

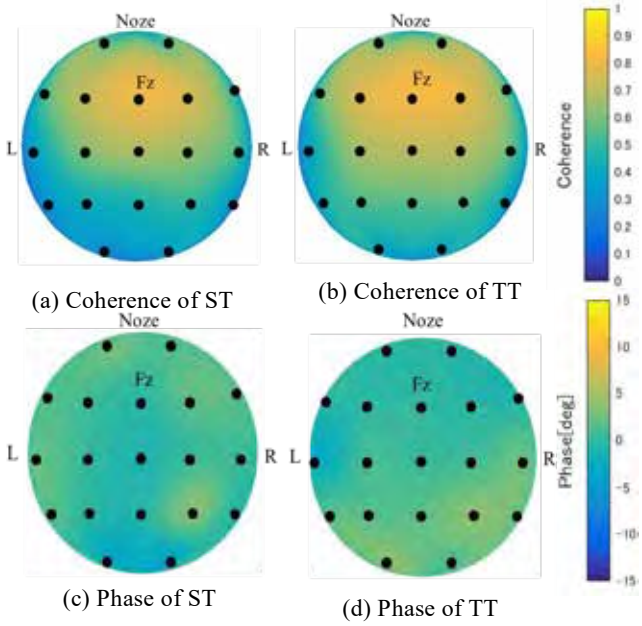
Fig.6 Straight road of TP6 (N=12)



(a) Coherence of ST　(b) Coherence of TT

(c) Phase of ST　(d) Phase of TT

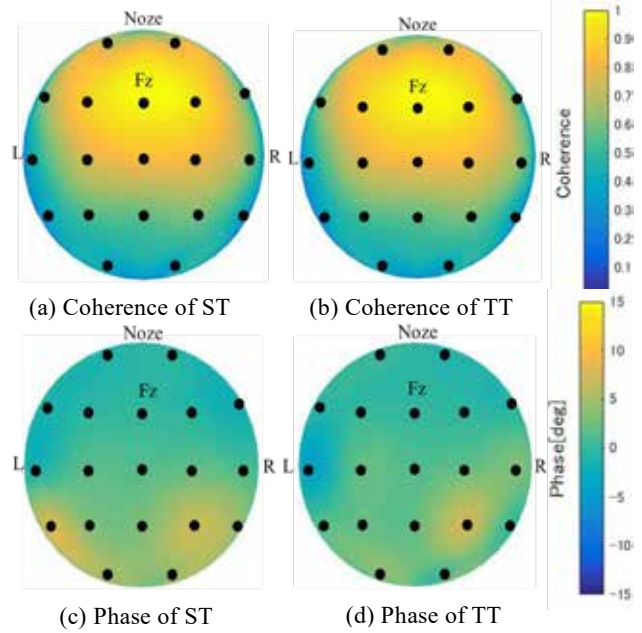
Fig.7 Straight road of TP15 (N=12)



(a) Coherence of ST　(b) Coherence of TT

(c) Phase of ST　(d) Phase of TT

Fig.8 Turning point of TP6 (N=12)



(a) Coherence of ST　(b) Coherence of TT

(c) Phase of ST　(d) Phase of TT

Fig.9 Turning point of TP15 (N=12)

均コヒーレンスマップと TP 数の多重比較分散分析結果を示す．Table 1，Table 2 において“*”がある場所は，有意差（$p<0.05$）があることを示し，空欄の場所は有意差がないことを示す．

4. 考察

本研究では，Fm θ 波出現区間での迷路場所において，平均コヒーレンスマップ，位相マップ，多重比較分散分析より迷路場所による脳内活動の変化について検討を行った．

Table 1 より，直線の道において，記憶課題では TP9 と TP12 において有意差が確認されず，試行課題では TP6 と TP15，TP9 と TP12 で有意差が確認されなかった．この結果より，迷路中の直線の道において TP の上昇による電極 Fz での Fm θ 波の広がりはあまり関連性がないのではないかと考えられる．また，Table 2 より分岐点付近において，記憶課題では，TP12 と TP15 において有意差が確認されず，試行課題では，TP6 と TP9 及び TP12 と TP15 では有意差は得られなかった．しかし，両課題共に TP が上昇すると共に平均コヒーレンス値で有意差が確認された．これにより，分岐点付近での Fm θ 波出現区間では TP の上昇に伴い，電極 Fz 付近の電極に相関性が広がり，Fm θ 波の振幅も大きく上昇する傾向があるのではないかと考えられる．

Fig.6 から Fig.9 の位相マップにおいて，電極 Fz 付近において同期性が確認され，側頭部に連れて電極 Fz に対して位相の進みや遅れが生じていることが確認された．このことから，Fm θ 波出現区間において，Fm θ 波と迷路場所において，電極 Cz の頭頂部付近で関連性があるのではないかと考えられる．また，後頭部では，直線の道の両課題において，左後頭部付近の電極 O_1 において，電極 Fz より位相が進んでいることが確認された．また，分岐点付近の両課題において，後頭部付近の電極 O_1，O_2 に電極 Fz より位相の進みや遅れが生じていることが確認された．先行研究において，Fm θ 出現区間での電極 Fz とその近傍の電極 F_3，F_4 の前頭部に対して左後頭部において位相が進んでいることが報告されている(4)．また，視覚情報の脳内処理において，空間内での物体位置や，それらの物体に働きかける際に必要な動作などの頭頂葉に至る背側経路，見ている物体が何であるかという問題などの側頭葉へと流れる腹側経路の 2 つの処理経路がある(6)．したがって，これらの報告と本稿で示した位相マップより迷路などの空間認知課題における Fm θ 波の脳内処理は，後頭部付近の処理が先行し，Fm θ が出現しているのではないかと考えられる．

5. 結論

本報告では，3 次元迷路課題中の Fm θ 波の出現とその迷路場所の結果について報告した．その結果，迷路場所による Fm θ 波の平均コヒーレンスマップより，分岐点付近では TP の上昇によって Fm θ 波と他の電極で有意性のある相関性が広がり，直線の道では，TP の上昇に伴う電極 Fz 付近の Fm θ 波の広がりはあまり有意的な関連性がないと考えられる．また，位相マップより電極 Cz の頭頂部付近において同期性が確認され，直線の道では電極 O_1 の左後頭部付近において位相が進んでいることが確認された．これらの結果より，Fm θ 波の脳内の伝達経路は頭頂部付近と左後頭部付近に関連性があると示唆される．

今後は，Fm θ 波と頭頂部付近で確認された同期性と左後頭部付近で確認された位相の進みとの関連性，他の周波数帯域の脳波の関連性について検討を行いたいと考えている．

参考文献

(1) 大熊輝雄，臨床脳波学-第5版-，医学書院，pp.99，2005
(2) 浅田博，Fm θ 研究の最新の動向，臨床脳波，Vol.52，No.1，pp.50-57，2010
(3) Michael J. Kahana，Robert Sekuler，Jeremy B. Caplan，Matthew Kirschen，Joseph R. Madsen，Human theta oscillations exhibit task dependence during virtual maze navigation，Nature，Vol.399，pp.781-784，1999
(4) 上原康明，田中慶太，内川義則，金鳳洙，迷路課題遂行中のFm θ 波の時空間解析，電気学会論文誌C，Vol.129，No.10，pp.1778-1784，2009
(5) 馬杉正男，信号解析-信号処理とデータ分析の基礎-，森北出版，pp.53-55，2015
(6) 石口彰，薬師神玲子，甲村美帆，認知心理学演習　視覚と記憶，オーム社，pp.45-46，2012

心嚢穿刺術トレーニングシステムにおける心臓模擬装置の開発
Development Of Heart Simulator In Pericardiocentesis Training System

○磯野裕貴[1]，小関義彦[2]，鷲尾利克[2]，山内康司[3]
八尾武憲[4]，荒船龍彦[1]，本間章彦[1]
1. 東京電機大学，2.産業時術総合研究所 3.東洋大学 4. 京都岡本記念病院
○Yuki Isono[1]，Yoshihiko Koseki[2]，Toshikatsu Washio[2]，
Yasushi Yamauchi[3]，Takenori Yao[4]，Tatsuhiko Arafune[1] and Akihiko Honma[1]
1. Tokyo Denki University, 2. National Institute of Advanced Industrial Science and Technology,
3. Toyo University, 4. Kyoto Okamoto Memorial Hospital

１．　背景と目的

心タンポナーデとは鋭的心壁外傷などの心臓の損傷により血液が心臓から流出することで引き起こされる疾患である(1). 心臓とそれを覆う袋状の心膜との間に血液が貯留し，心臓の拡張を阻害するために心不全を引き起こし，数分の間に死に至る緊急度の高い疾患である. 心タンポナーデは 100mL 程度の血液が貯留すると発生するとされるが，心膜外からの心嚢穿刺により排液すれば，症状は消失する. しかし穿刺しすぎると心臓やその他の臓器を損傷する可能性があり，心タンポナーデ治療は難易度の高い術式である.

現在，様々な外科手技に対応した開胸型の手術トレーニングシステムは様々に製品化されているが，心タンポナーデを心膜の拍動や出血量まで再現したトレーニングシステムは開発されていない. 我々は心タンポナーデ治療トレーニングシステムとして，心臓模擬装置，拍動流ポンプ，術者の器具操作計測系から構成されるシステムを開発している.

本研究の目的は，心タンポナーデ治療心嚢穿刺術トレーニングシステムにおける心臓模擬装置を開発し，評価することである. 製作した心臓模擬装置を用いて心タンポナーデ発症状態を再現し，ビデオカメラにて拍動を計測し可視化して貯留血液と拍動抑制の関係を調べた.

２．方法

本装置の要求仕様として以下のことが挙げられる.

・実際の心臓と同じ分間流量 7L/min から 8L/min を満たす
・左心内径の拍動時変化幅の 16mm から 20mm を満たす
・100mL 貯留時の心室筋の圧迫を再現している
・穿刺による心室筋の損傷の有無を確認できる

上記の要求仕様より設計した心タンポナーデ治療トレーニングシステムにおける心臓模擬装置の模式図を図 1 に示す.

本装置は心臓の左心室の外側部分および隣接した心膜を再現しており，模擬心膜と模擬心室筋をアルミニウムの板で挟み込み、心嚢の空間を再現した．この空間は急性心タンポナーデの発生条件である 100mL 程度の水を貯留できるように設計した．心室筋の下に補助人工心臓に用いられているダイアフラム機構を接続することで，実際の心臓と同じ流量の水を循環させ、心臓の拍動を再現できるよう設計した.

本装置に用いる模擬心室筋は株式会社ウェーブ製シリコンを用いて作成し，シリコンと硬化剤の比率が 100 : 1 の条件で作成したものを用いた．これは，株式会社イマダ製，縦型電動計測スタンドを用いてブタの摘出心臓から心膜と心室筋の引張試験を行い，測定された力学的特性と近似するシリコンの条件であったため選定した．図 2 に豚の心室筋とシリコンの力学的特性とその近似線を現したグラフを示す.

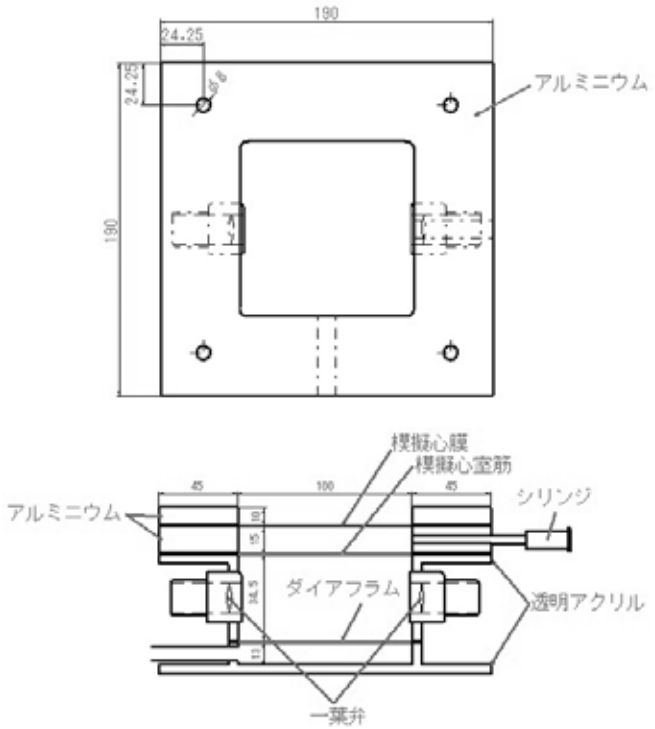


図 1　心臓模擬装置概要

本装置に用いる模擬心室筋は株式会社ウェーブ製シリコンを用いて作成し，シリコンと硬化剤の比率が 100 : 1 の条件で作成したものを用いた．これは，株式会社イマダ製，縦型電動計測スタンドを用いて引張試験を行い，豚の心室筋との力学的特性が近いため選定した．図 2 に豚の心室筋とシリコンの力学的特性とその近似線を現したグラフを示す.

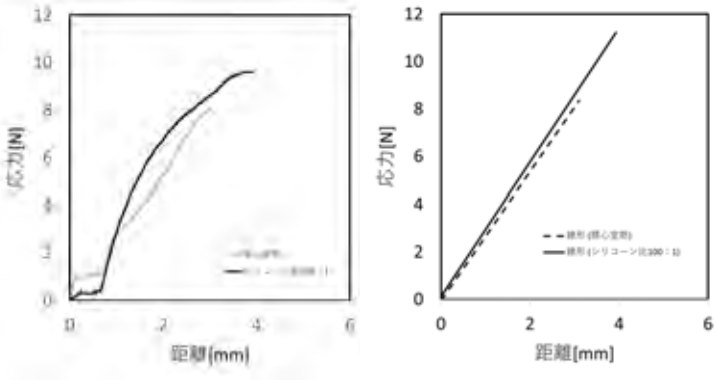


図 2　豚心室筋とシリコンの力学的特性

上記の代替素材を心臓模擬装置に組み込み，既存の TAH 駆動装置とオーバーフロー型模擬循環回路(株式会社イワキ製)で構成される心臓拍動流ポンプに接続し，心拍を再現した流量の水を流す．実験回路の概要を図 3 に示す．

この時，心膜と心室筋の間にそれぞれ 40mL，80mL，100mL の水を貯留させ心タンポナーデ状態を再現し，正常状態である 0mL 条件下の心膜の高さと比較する．

心膜の上昇幅を算出するために，暗室にて心膜の中心位置に取り付けた蛍光マーカーに励起光を照射し、拍動の上昇幅をビデオカメラで記録した．また本実験で得た結果と，厚さ 1.0mm の天然ゴムを模擬心室筋として用いた場合の実験結果と比較した．

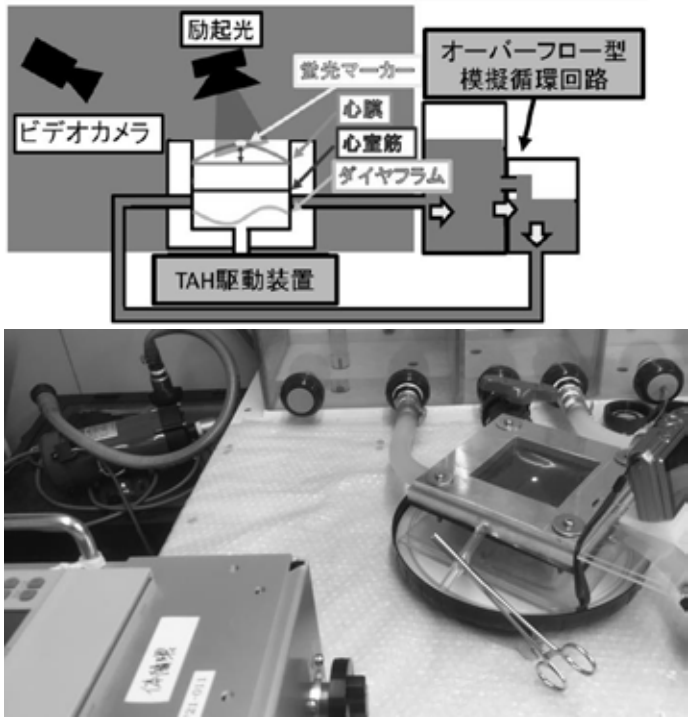


図 3　実験回路概要

3．結果および考察

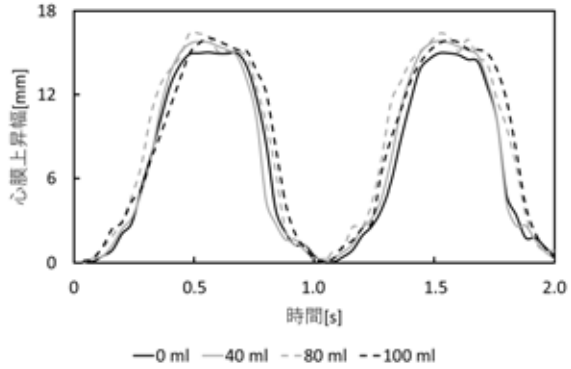


図 4　心膜上昇幅

実験結果より，本装置において正常状態での心膜上昇幅は最大 15.6mm であった．心嚢内に水を貯留させたとき全ての条件で貯留がない状態よりも心膜の高さが上昇した．本実験結果と膜厚 1.0mm の天然ゴムを用いた場合の実験結果を比較した表を表 1 に示す．

表 1　シリコンと天然ゴムの実験結果比較

	シリコン	天然ゴム
0mL	15.60 mm	8.00 mm
40mL	15.85 mm	8.28 mm
60mL		7.87 mm
80mL	16.39 mm	8.85 mm
100mL	16.08 mm	8.60 mm
分間流量	4.4 L/min	7.2 L/min

実験結果を比較すると，シリコンで作製した模擬心室筋の場合，天然ゴムを用いた場合に比べ心膜上昇幅は 2 倍ほどの数値になった．引張試験で計測したシリコンの平均最大応力が 9.6N だったことに対し天然ゴムは 16.72N であった．このことから，天然ゴムに比べシリコンで作製した模擬心室筋が柔らかく，ポンプから流れる水圧を抑えきれなかったため，心膜上昇幅は高くなったと考える．健常者の左室拡張期における左室内径は 39mm から 55mm，収縮期では 22mm から 44mm と報告されている．このことから，左室内径は拍動中に 16mm から 20mm 拡張し，左室外側はこの半径分が拡張していると考えられるため[2]，本装置は拍動時に 8mm から 10mm 拡張する必要があると考えられるため，シリコンを模擬心室筋に用いた場合，心室筋の拡張幅が要求仕様より 5.6mm 高いため，模擬心室筋の面積を広くし，ポンプによる水圧による心室筋の拡張を分散させる必要が示唆された．

心臓模擬装置に流れる水の分間流量が天然ゴムの場合に比べ，シリコンでは 2.8L/min 低下した．これはシリコンを用いた場合，模擬心室筋の拡張幅が高かったため，天然ゴムに比べ心室筋部分に水が多く溜まり，水の流れを阻害したためと考える．

シリコンを模擬心室筋に用いた実験において正常状態の条件下から 40mL 条件下と 80mL 条件下では心膜上昇幅が次第に高くなったが，100mL 条件下では 80mL 条件下よりも心膜の高さが減少した．天然ゴムを用いた実験結果においても，正常状態から 40mL 条件下では心膜上昇幅が高くなったが，60mL 条件下では心膜上昇幅が低下し，心室筋の拍動を抑制した．シリコンと天然ゴムの平均最大応力の関係性を考慮すると，シリコンを模擬心室筋に用いた場合心膜上昇幅が高くなったため，心室筋の拍動を抑制するための貯留液の量も増加していると考える．このことから，本装置においてシリコンを模擬心室筋に用いた場合，100mL 以上の貯留条件で拍動抑制を再現できると考える．

4．結論

本実験では，豚の心室筋に近い力学的特性を持ったシリコン（シリコンと硬化剤比 100:1）を用いて心臓模擬装置にて拍動実験を行い，膜厚 1.0㎜ の天然ゴムを用いた場合の実験結果と比較した．本実験より，シリコンを用いた心臓模擬装置の拍動試験の場合，心嚢内へ 100mL 以上の貯留を再現できる機構の必要性が示唆された

参考文献

1)　加藤治文，標準外科学．第 13 版，: 医学書院，2013.
2)　東京大学医学部附属病院検査部 http://square.umin.ac.jp/kennsa/physicaltest/ucg/eachtest/normalvalues.html

複合低エネルギを用いた冠動脈バイパス手術支援デバイスの開発
- 吻合時温度変化の検討 -

Coronary Artery Bypass Grafting Device using the Integrated Low-Level Energies Adhesion Technique
- Temperature change during anastomosis procedure -

○ 羽根田洋輔（茨城大）　増澤徹（茨城大）　長真啓（茨城大）

尾関和秀（茨城大）　岸田晶夫（東京医歯大）

Yosuke HANEDA, Toru MASUZAWA, Masahiro OSA, Kazuhide OZEKI, Ibaraki University
Akio KISHIDA, Tokyo Medical and Dental University

Abstract: We have developed a coronary artery bypass grafting (CABG) device using the integrated low-level energies adhesion technique. The CABG device hold the coronary artery by using a vacuum and anastomose with the termination of a bypass vessel. In this paper, the temperature change of the adhesion point during the anastomosis was evaluated to reduce the adhesion time. The air cooling of the heating part by the leaking air due to vacuum affected and prolong the heating time. The elimination of the air leakage and shortened vacuum process to hold the vessel could reduce the air cooling and the adhesion time.

Key Words: Integrated Low Energy Adhesion Technique, Coronary Artery Bypass Graft, Automated Anastomosis

1.　緒言

虚血性心疾患の治療法として主に冠動脈バイパス手術が行われている．この手術は，左右の内胸動脈や右胃大網動脈などをバイパスグラフトとして採取し，閉塞した冠動脈と繋げてバイパスを形成することで冠動脈の血流を回復させる．バイパスグラフトと冠動脈を接合する方法として，主に針と糸を用いて縫い合わせる縫合が行われている．しかし，縫合には熟練技術が必要であり，且つ心臓を止めずに行う手術では心臓の拍動により縫合を行うのが難しく，手術時間が長引く原因となる．

そこで我々はこの問題を解決するため，熱・圧力を用いた複合低エネルギ生体組織接合技術[1, 2]を用いた冠動脈バイパス手術支援デバイスの開発を行っている．

本デバイスでブタ摘出心臓を用いたバイパス手術に成功し，十分な吻合強度も確認したが，吻合に必要な温度へ達するまでの時間が 150 秒以上かかることがあった．

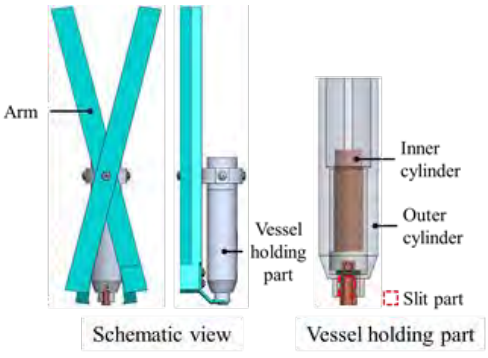
そこで本研究では，吻合時の温度変化を詳細に検討することで，吻合時間短縮方法を検討したので報告する．

2.　方法

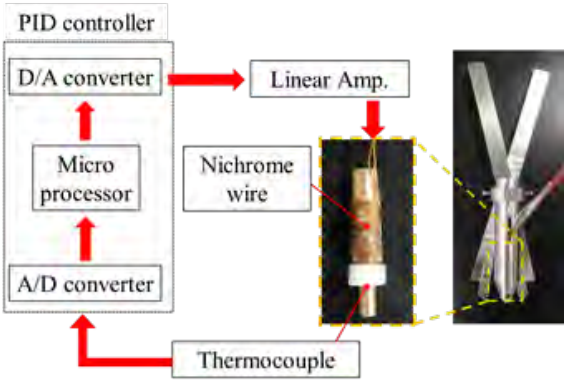
2-1 冠動脈バイパス手術支援デバイスの概要

冠動脈バイパス手術支援デバイスと温度制御システムの概要を Fig. 1 に示す．本デバイスはバイパスグラフトと冠動脈に圧力を加えるアーム，バイパスグラフトの固定と血管を加熱する内筒，冠動脈を保持するための吸引口を備えた外筒で構成されている．加圧はアームを手で把持することで行う．加熱は内筒に巻かれたニクロム線に電流を流すことで行う．温度制御システムは，内筒内部に取り付けた熱電対からの信号を PID 制御系でフィードバック制御し，リニアアンプを介して内筒に巻かれたニクロム線に制御電流を流し温度制御を行う．

手術支援デバイスを用いたバイパスグラフトと冠動脈の吻合方法を説明する．まず内筒内部にバイパスグラフトを挿入し，血管の先端をめくってバイパスグラフトを内筒へ固定する．メスで切込みを入れた冠動脈内にデバイス先端を挿入する．デバイス先端から吸引を行い冠動脈をデバイスに固定し，バイパスグラフトと冠動脈の内膜同士を密着させる．内筒を加熱し，バイパスグラフトと冠動脈に熱を与える．アームを把持してアームを閉じることで血管を加圧して吻合する．



(a) Coronary artery bypass graft connecting device



(b) Temperature control system

Fig. 1 CABG device and temperature control system.

2-2 吸引の有無が加熱過程に与える影響

デバイス加熱時の吸引が内筒の温度変化に影響している可能性が考えられたため，吸引の有無による内筒の温度変化を調査した．手術支援デバイス単体を用いて，吸引せず加熱した場合と吸引しながら加熱した場合の内筒の温度を測定した．目標温度を 120℃とした．

2-3 手術支援デバイス空気漏洩実験

上記の実験より，吸引によって空気流動が空冷効果を生じ，血管吻合時間に大きな影響を与えていることが判明した．デバイスに空気漏洩（吸い込み）箇所が存在している可能性がるため，吸引中の手術支援デバイスの空気漏洩を確認する実験を行った．空気漏洩箇所は，内筒の温度を測定する熱電対を取り付けるための孔とデバイス外筒背面に内筒に巻かれたニクロム線を外に出すためのスリットが考えられた．空気漏洩箇所を粘土で閉鎖または開存させ，吸引・加熱を行い，その時の発生陰圧と内筒の目標温度到達時間を計測した．　目標温度は 120℃とした．

2-4 生体組織吸引時間を最短にした場合の温度測定

上記の実験で，吸引による空冷がデバイスの加熱特性に大きく影響することが分かったため，吻合シーケンスを，吸引→加熱→加圧・吻合から，加熱→吸引→加圧・吻合に変更し，ブタの小径血管と冠動脈を用いて，吸引時間を最小としたときのデバイス内筒の温度を測定した．小径血管にはブタ大動脈から分岐した内径約 3 mm の血管，冠動脈はブタ心臓表面の冠動脈を用いた．熱電対を吻合部である内筒先端部に取り付けた．加熱中に吸引し続けた場合と吸引を最短時間で行った場合の内筒の温度測定を行った．

3.　結果と考察

3-1 吸引の有無が加熱過程に与える影響

内筒の温度測定のグラフを Fig.3 に示す．吸引せずに加熱を行った場合は，約 60 秒で内筒の温度が 120℃に到達しているのに対し，吸引を行っている場合は，内筒の温度が 120℃に到達するまでに約 120 秒かかっている．これは，吸引によって内筒が空冷されていたためと考える．吸引による空冷が加熱時間に影響を与えていることが判明した．

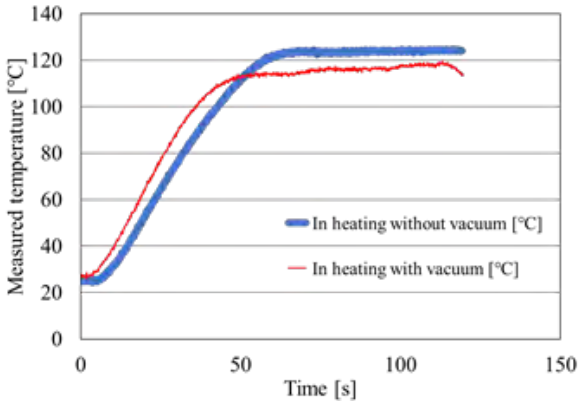


Fig. 3 Heating with vacuum and without vucuum

3-2 手術支援デバイス空気漏洩実験

空気漏洩箇所を塞いだ場合は，陰圧は 0.099 MPa まで上がった．加熱開始から約 90 秒で目標温度に到達した．空気漏洩箇所を開存させた場合は，陰圧は 0.082 MPa までしか上がらず，加熱開始から目標温度に到達するまで約 150 秒かかった．発生陰圧と目標温度到達時間に差が生じていたことから，熱電対孔とニクロム線スリットが空気漏洩箇所であり，加熱特性に影響を与えることが判明した．

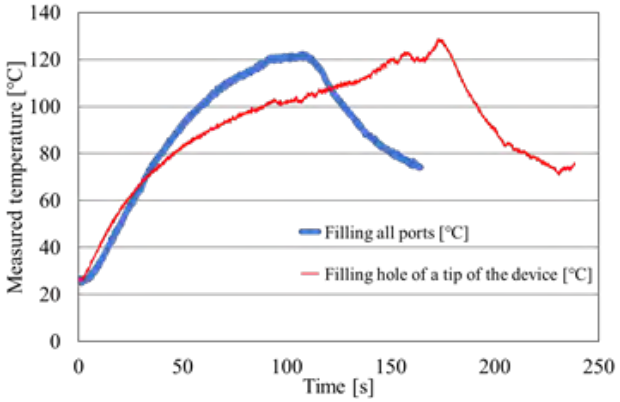


Fig. 4 Time variation of temperature with air leakage and without air leakage

3-3 生体組織吸引時間を最短にした場合の温度測定

各条件での温度推移のグラフを Fig. 4 に示す．吸引をしながら加熱を行った場合は，吸引開始時に内筒温度が約 100℃から約 30℃まで急激に低下した．また，吸引しながら加熱を行うと内筒の温度がほとんど上昇しないことがわかる．吸引を最短時間で行った場合は，吸引時は内筒温度が約 90℃から 40℃まで低下したが，吸引終了後に内筒の温度が急上昇した．以上の実験結果より，吸引時間を短くすることで，加熱時間を短縮することが可能であることが分かった．

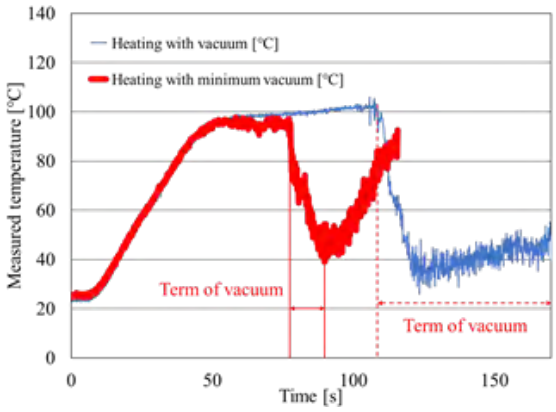


Fig. 4 Heating with vacuum and with minimum vacuum

4.　結言

本研究で吸引による空冷が手術支援デバイスの加熱特性に大きく影響することが分かった．また，空気漏洩箇所を閉鎖することで，デバイスの加熱特性への影響を少なくすることができる．さらに，吻合シーケンスを変更し，吸引時間を最小にすることで，吻合時間を短縮することが可能であることが判明した．

参考文献

(1)　A Katoh, T Masuzawa, K Ozeki, A kishida, T Kimura, and T Higami, Development of tissue adhesion method using integrated low-level energies, Medical Engineering & Physics, vol. 32, issue. 4, pp. 304-311, 2010.

(2)　T Aodai, T Masuzawa, K Ozeki, A Kishida, and T Higami, Effect of metal surface characteristics on the adhesion performance of the integrated low-level energies method of adhesion, Journal of Artifical Organs, vol. 15, no. 4, pp. 386-394, 2012.

糖尿病合併症バイオマーカーとしての
ソルビトール検出用バイオセンサの開発

○月精 智子[1]，瀧本 悠貴[1]，紋川 亮[1]，荒川 貴博[2]，三林 浩二[2]
東京都立産業技術研究センター バイオ応用技術グループ[1]，
東京医科歯科大学 生体材料工学研究所[2]

〈要旨〉
糖尿病合併症は、組織中に蓄積するソルビトールが一因であることが報告されている。本研究では、糖尿病合併症のバイオマーカーとして有効性が示唆されているソルビトールに着目し、NADH 蛍光検出を利用した光ファイバ式のソルビトール用バイオセンサを開発した。本バイオセンサは、健常者及び糖尿病患者の血液および尿中のソルビトール濃度を含む、1.0-1000 μmol/L の範囲でソルビトールの選択的な測定が可能であった。本センサは、糖尿病患者に対する POCT 検査および日常的な健康管理への利用が期待される。

1. はじめに

世界の糖尿病人口は増加の一途をたどっており、大きな社会問題となっている。糖尿病は高血糖状態が持続する疾患であり、慢性的な高血糖状態は重篤な合併症を引き起こすため、糖尿病治療の主な目的は合併症を予防することにある。糖尿病の合併症は、細小血管障害（腎症、神経障害、網膜症）と大血管障害（冠動脈疾患、末梢動脈障害、脳卒中等）に分類されており、これら合併症の発症メカニズムとして、(1)ポリオール代謝の亢進、(2)ヘキソサミン代謝の亢進、(3)終末糖化産物（AGEs)の増加、(4) プロテインキナーゼ C (PKC)の活性化、(5)活性酸素種の増加が提唱されており、近年では、これら５つの仮説が密接に関与している可能性が示されている[1]。特に、ポリオール代謝の亢進は糖尿病の初期段階から観察され、他の代謝の起点となると考えられており、ポリオール代謝亢進により増加するソルビトールは糖尿病合併症の１つの指標として考えられている。

既存のソルビトール測定法としては、酵素法、ガスクロマトグラフィ法、高速液体クロマトグラフィ法があるが、臨床検査ではマイクロプレートリーダーを用いた酵素法が使用されている。しかし、Point of Care Testing (POCT)検査や日常的なヘルスケアテストでのソルビトール計測には、小型かつ簡便・迅速、高感度なセンサが求められる。

そこで本研究では、高い基質特異性を有するフラビモナス属の微生物由来ソルビトール脱水素酵素（sorbitol dehydrogenase, SDH)に着目し、酵素反応により生成される還元型ニコチンアミドアデニンジヌクレオチド（nicotinamide adenine dinucleotide, NADH)の蛍光増加を、光ファイバ型の光学システムにて検出することでソルビトールを測定するバイオセンサを構築し、その特性を評価した。また実際の生体試料として、ラットの血漿に添加したソルビトールを測定し、本センサによる生体サンプル中ソルビトールのバイオ計測の可能性を検討した。

2. 実験方法

ソルビトール用バイオセンサの構築

本バイオセンサは、下記の SDH 反応式により生成する NADH の蛍光を検出することでソルビトールの測定を行う。

$$\text{D-sorbitol} + \text{NAD}^+ \rightarrow \text{D-fructose} + \text{NADH} + \text{H}^+$$

NADH の蛍光検出システムは、二分岐の光ファイバの両端を「バンドパスフィルタ(band-pass wave length: 330–350 nm)を介した励起光源(UV-LED, λ_p = 335 nm）」と「ロングパスフィルタ(cut-off wavelength: 400 nm)を介した分光器」に接続し、その先端に光ファイバプローブを取付けて構築した。また、光検出器として光電子増倍管(PMT)を使用することも可能で、その際はバンドパスフィルタ(band-pass wavelength: 480–500 nm)を用いた。ソルビトール測定のバイオセンサは、多孔質の親水性ポリテトラフルオロエチレン膜に、生体適合性を有するポリマー(MPC-co-EHMA, PMEH)を用いて包括固定化した SDH 固定化膜を、光ファイバプローブの先端に装着した（図 1)。

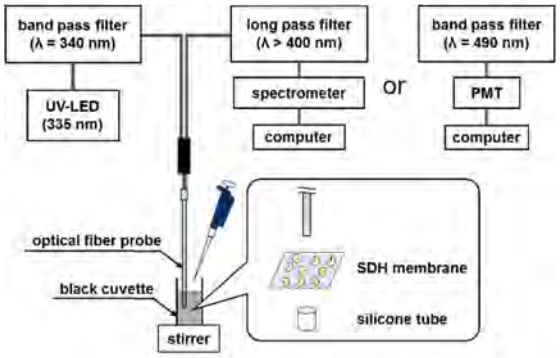


図 1.　SDH を用いたソルビトール用バイオセンサ

ソルビトール用バイオセンサの評価方法

まず構築した NADH 蛍光検出システムの評価を行った。300 µL の純水を満たしたキュベットに光ファイバプローブを浸漬させ、NADH 標準溶液を目的濃度になるように滴下し、NADH(蛍光波長：491 nm)の蛍光強度の変化を分光器にて測定した。次に、SDH 及び NAD^+を溶解したトリス塩酸緩衝液に、ソルビトール標準溶液を目的濃度になるように滴下し、蛍光強度変化を分光器にて検出することで、ソルビトールの測定を行った。ソルビトール測定時の NAD^+初期濃度は、100 µmol/L のソルビトール溶液に対する NAD^+溶液(100 µmol/L–100 mmol/L)の蛍光強度を調べ、最適な濃度を選定した。次に、ソルビトール用バイオセンサの特性は、NAD^+を含むトリス塩酸緩衝液を満たしたキュベットにセンサ感応部を浸漬し、ソルビトール標準溶液の負荷による NADH の蛍光出力の変化を分光器もしくは PMT で測定し、評価した。またバイオセンサの選択性評価では、血液等の生体サンプルに含まれ、類似の構造を有する糖アルコール及び単糖を用い、出力値の比較を行った。

生体試料調整サンプルによるソルビトール計測

生体試料中のソルビトール計測では、ラットのヘパリン加全血の遠心分離により得られた血漿に、処理後の最終濃度が 100 µmol/L になるようにソルビトールを添加した溶液を生体試料調整サンプルとして用いた。まず、生体試料調整サンプル 100 µL に過塩素酸溶液(1.0 mol/L)100 µL を加えて混合した後、3000 rpm で 10 分間、遠心分離を行うことで血漿中のタンパク質を除去した。その後、得られた上清に水酸化カリウム溶液(1.0 mol/L)60 µL を加えて pH 7–9 に調整した後、5000 rpm で 10 分間、遠心分離を行い、得られた上清をバイオセンサによる計測に供した。

3.　結果および考察

NADH 蛍光検出システムの特性評価

構築した NADH 蛍光検出システムに NADH 溶液を負荷したところ、491 nm にピーク波長を有する蛍光出力が得られた。また、NADH 濃度の増加に伴い蛍光強度の増加が確認され、分光器を用いたシステムでは 1.0–200 µmol/L の範囲で NADH の定量が可能であることが確認された（図 2)。

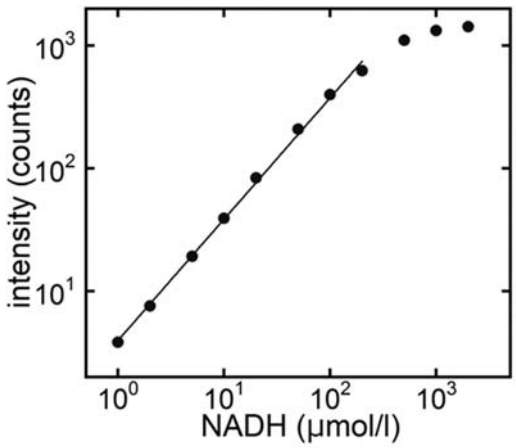


図 2.　蛍光検出系の NADH に対する定量特性

ソルビトール用バイオセンサの最適化

SDH を緩衝液に溶解し、構築した NADH 蛍光検出システムにて溶液中での酵素反応を調べたところ、ソルビトール溶液の負荷後直ちに NADH の蛍光強度の変化が観察された。なお、出力安定値までに要した時間は約 3 分であり、1.0–100 μmol/L の範囲でソルビトールの定量が可能であった(R=0.994)。次に、NAD^+濃度が酵素反応に及ぼす影響を調べたところ、低濃度では酵素反応に時間を要し、蛍光出力も微弱であったが、NAD^+濃度の増加に伴い反応速度が上昇し、蛍光出力は 10.0 mmol/L において最大値を示した。さらに高濃度になるに従い、蛍光出力が漸次減少することが確認されたことから、本センサでの NAD^+の設定濃度を 10.0 mmol/L とし、ソルビトール測定に用いることとした。なお光検出器として、分光器と PMT を比較したところ、分光器に比して SN 比が約 2.6 倍向上することが分かり、PMT の使用によりバイオセンサの高感度化が可能であった。

ソルビトール用バイオセンサの性能評価

PMT を用いたシステムにてソルビトール溶液を測定した結果、ソルビトール溶液の負荷に伴い蛍光強度の著しい増加(95%応答：4.5 分)が観察され、出力の定常値からソルビトール溶液に対する定量特性を調べたところ、1.0–1000 μmol/L の範囲で高い相関(R=0.989)を得ることができた。また短時間でのソルビトール測定を可能にするために蛍光強度の微分解析処理を施し、蛍光強度変化（傾き）の最大値からソルビトールに対する定量特性を調べたところ、出力の定常値と同様に、1.0–1000 μmol/L の範囲でソルビトールの定量が可能で、90 秒での測定が可能であった。PMT を用いたバイオセンサの定量範囲は、血液及び尿中ソルビトールの濃度を含んでおり、簡便・迅速な糖尿病合併症の評価への展開が期待される（図 3)。

なお糖質等に対するセンサ出力を比較したところ、微生物由来 SDH を用いたバイオセンサでは、ソルビトールのみ高い蛍光出力を示し、酵素の基質特異性に基づく高い選択性が確認された。

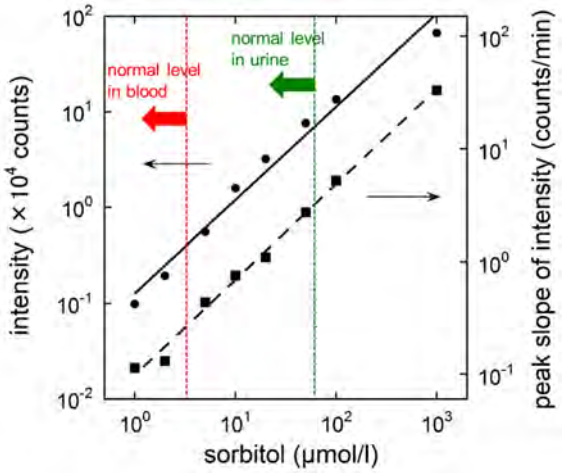


図 3.　SDH バイオセンサのソルビトールに対する定量特性（実線：定常値、破線：傾き最大値）

生体試料調整サンプル中のソルビトール計測

ソルビトール溶液を添加した血漿をバイオセンサでの計測に供したところ、緩衝液中ソルビトールに対するセンサ出力(100%)に比して、血漿中ソルビトールでは血漿サンプルの夾雑物の影響と考えられる若干の出力低下(86.7%)が確認されたものの、血液中のソルビトール計測に展開できる可能性が示唆された。

4.　まとめ

本論文では、SDH 固定化膜を NADH 蛍光検出システムの光ファイバプローブに装着し、ソルビトール用バイオセンサを構築した。PMT を用いて構築したソルビトール用バイオセンサは、血液及び尿中ソルビトール濃度を含む 1.0–1000 μmol/L の範囲でソルビトールの定量が可能であり、90 秒程度での迅速な測定を実現した。また糖類に対して選択的なソルビトール計測が可能であり、血漿中ソルビトール計測の可能性が示唆された。本バイオセンサを用いることで、体内における糖代謝解析の一助になり、糖尿病患者に対する合併症評価への利用が期待される。

参考文献

[1] M. Brownlee, Biochemistry and molecular cell biology of diabetic complications, *Nature*, 2001, 414, 813–820.

大腸内視鏡検査の自動化の研究

Study on automation of large intestine endoscopic examination

○学　高橋　直樹（日本工業大学院）正　中里　裕一（日本工業大学）

Naoki TAKAHASHI, Nippon Institute of Technology
Yuichi NAKAZATO, Nippon Institute of Technology nakazato@nit.ac.jp

In this study, we develop automatic large intestine endoscopy. Especially, we give attention to an automatic advancing mechanism for large intestine endoscopy. This delivery device is intended to reproduce an endoscope insertion method performed by a doctor and to insert an endoscope. As an action necessary for reproducing, it is necessary to move the endoscope linearly in the roll axis direction and rotate it in the roll axis direction. It is also necessary to perform this operation at the same time. Therefore, in this research we proposed a device that can perform these two operations.

***Key Words*:** large intestine endoscopy, medical support, In-pipe running

1. 研究背景

日本人の平成27年度における死因の第一位は悪性新生物(癌)となっている(1)。この癌の内でも、大腸癌での死亡数は約五万人と癌の中で第二位となっている。

大腸癌は初期の段階では、自覚症状がほとんど無く、異常に気づいた時には既に末期になっている場合が多い癌である。そのためこまめな検査を行うことが重要である(2)。

大腸内の検査方法は主に内視鏡を用いた大腸内視鏡検査を用いる、この検査は肛門から小型カメラが搭載されたチューブを患者の体内に挿入して大腸全体を観察する検査である(3)。この検査は患者への苦痛が大きくなる場合が多い上、この検査を行う術者の技量に大きく依存してしまう。また全国で行われた約 330 万件の大腸内視鏡検査のうち約 2500 件で内視鏡による穿孔などの偶発症が発生し、そのうち 28 人が亡くなっている(5)。

本研究では、これらの問題点に着目し、内視鏡検査の自動化と小型化を目的とする

2. 装置の開発指針

大腸管には膨らみとくびれがあり、また伸縮性と膨張性が高い(4)。そのため伸縮を用いた機構やぜん動運動を用いた機構での走行は難しいと考えられる。これらの点を考慮して大腸内の移動を行う必要がある。

2.1　移動機構の提案

本研究では、自走して検査を行う管内自走行型の移動機構ではなく、医師が行う外部よりの大腸内視鏡の送り出しを行う専用の装置を提案する。また本装置は患者に苦痛を与えずかつ安全に大腸内に内視鏡を挿入していくため、装置での挿入を前提とした先端部に屈曲機構や管中間部に複数の自由度を設けた内視鏡が必要になると考えられる。

2.2　送り出し装置の機構

大腸をたたみ S 状結腸を直線化する動作を行う軸保持短縮法を行うためには、内視鏡をロール軸方向へ直進させる動作とロール軸方向で回転させる動作の二つの動作、内視鏡の先端部アングルを変化させる首振り機能が必要である。

3. 内視鏡挿入方法の現状

大腸内に内視鏡を挿入し大腸内の走行を行うに当たり最も考慮しないといけないのが S 状結腸のカーブ部分での挿入である(5)。内視鏡をそのまま大腸内に挿入していく場合大腸は図 1 のような状態になり S 状結腸の最初のカーブ部分 B と S 状結腸と下降結腸の間のカーブ部分 C が過剰に伸ばされ苦痛が発生する。そのため、医師が行う患者に負担が掛からない挿入方法を再現し内視鏡を送り出す必要がある。本研究では軸保持短縮法という挿入方法に着目した。この挿入方法は S 状結腸を内視鏡挿入時に直線的に伸ばしカーブ部分 B と C の曲率を低減する方法である(6)。この場合大腸は図 2 のような状態になる。

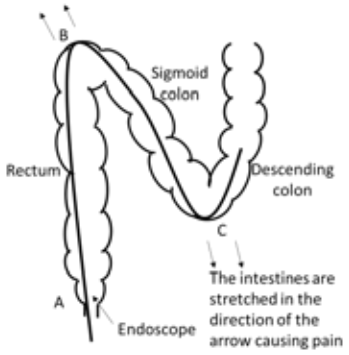


Fig.1　Insertion drawing of endoscope in colon (5)

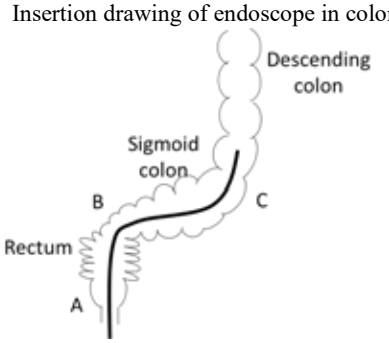


Fig.2　Insertion drawing of endoscope in colon (6)

4. 送り出し装置の機構

医師が内視鏡を大腸内に送り出す際の速度は 10mm/s～15mm/s、内視鏡の引き戻しを行う際の速度は 100mm/s と想定する[7]。内視鏡をロール軸まわりに回転させる動作は 45deg/s～60deg/s この条件を満たす機構として以下に示す機構を提案する。また内視鏡の先端部のアングルを 45deg/s、曲率半径は 3cm で動作させる。

4.1 提案機構

4.1.1 ロール軸方向及びロール軸回転動作

図 3 に装置構想図を示す。内視鏡をロール軸方向へ直進させる機構は、内視鏡を二つのローラーA と B ではさみ A をモーターによって回転させることによって行う。ロール軸に回転させる機構は円柱状の回転部 C で行う、この回転部 C を 4 つの軸受けで支え、それをモーターと直結したローラーD によって回転させる。

4.1.2 送り出し装置での内視鏡挿入手順

内視鏡送り出し装置で内視鏡の挿入を行う場合以下の手順で挿入を行うことで大腸内の状態を図 2 の状態ではなく図 3 の状態で内視鏡の挿入が行えると考える。まず内視鏡を S 状結腸の最初のカーブ部分である B まで挿入していく。B に到達後内視鏡をロール軸に右回転し直腸を直線化する。その後内視鏡を引き戻し、大腸を折りたたんでいく。ある程度まで内視鏡を引き戻したら、引き戻し動作と同時に内視鏡をロール軸に回転させ S 状結腸を直線化させる。

4.1.3 考案機構での問題点

提案した機構に問題が無いか検討した。その結果以下の問題点が見つかった。

第一に提案機構では装置が大型化し装置全体のコストが高くなるという点、第二に内視鏡をロール軸に回転を行う際に回転部に内蔵されたモーターのケーブルが捻じれてしまい故障の原因になりやすい点がある。

そのためこれらの問題点を解消した機構を提案した。

4.1.4 新提案の機構

上記の問題点を解決した機構として特殊なホイールを使用した機構を提案する。この機構は内視鏡を右側と左側の両方向からホイールで挟むことで内視鏡を固定し、このホイールを回転させることで内視鏡の移動を行う。

このホイールは、ホイールの表面上に複数搭載された小ローラーにより各ホイールの回転方向に応じて自由度の高い移動が出来る。この特性を利用することで、内視鏡の送り出しと回転動作を行うことが出来ると考える。

4.1.5 試験機の製作

本装置を製作するにあたり、提案した本機構での内視鏡の送り出しなどの各種動作を行うことが可能かを実験する必要がある。そのため、本機構を再現した実験機を製作し、これを用いて内視鏡の送り出しなどの各種動作の実験を行うことで装置の動作を確認する。

5. 結論

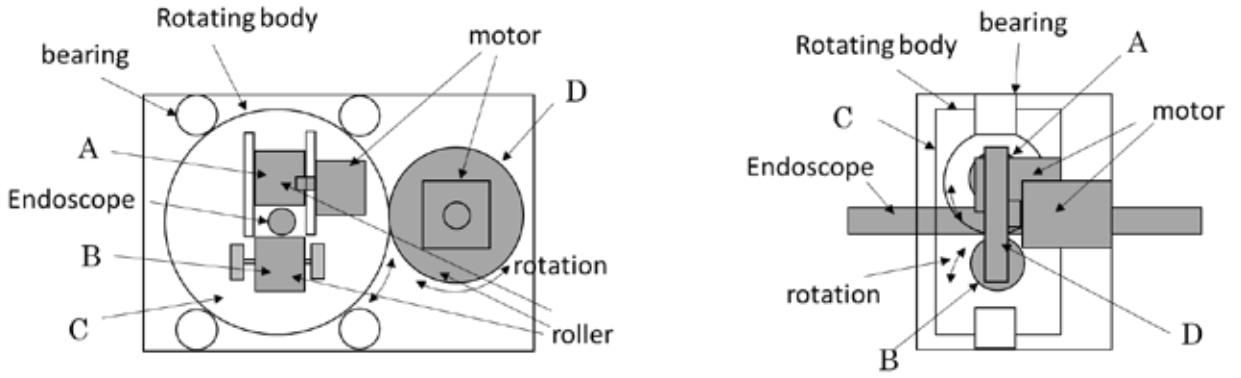
大腸内視鏡検査の自動化を目的とした内視鏡送り出し装置を考案した。本装置は軸保持短縮法を再現し内視鏡を挿入することを目的し、これが行える送り出し装置の機構を構想し提案した。

6. 今後の予定

試験機完成後、各種動作実験を行い装置の動作を確認する。動作実験後、試験機を改良し、実際の内視鏡に対応させる。その後研究室の大腸シミュレータを使い各種実験を行う。

参考文献

(1)厚生労働省白書　人口減少社会を考える
(2)市原隆夫　手術日までに患者が知りたい大腸癌　2013 年金原出版株式会社　p28
(3)長浜隆司　カラー写真で必ずわかる！消化器内視鏡　2007 年羊土社　p63～p88
(4)内田さえ　人体の構造と機能　第四版 2015 年医歯薬出版株式会社 p278～p280
(5)高木篤　腸にやさしい大腸内視鏡挿入法　2005 年　医学書院 p24～p41
(6)工藤進英　大腸内視鏡挿入法第 2 版軸保持短縮法のすべて 2012 年　医学書院　p32～p90
(7)五十嵐正広　動画で学ぶ大腸内視鏡挿入法トレーニング 2007 年　日本メディカルセンター



(a) Front view of the equipment　　(b)Side view of the equipment

Fig.3　appearance view of endoscope delivery device

効果的な心房細動アブレーション戦略構築に向けた光学電極同時計測システム

Electrical and Optical Simultaneous Mapping for Effective Ablation Strategy of Atrial Fibrillation

○浅野圭佑（東京大学）　富井直輝（東京大学）　山﨑正俊　（東京大学）
本荘晴朗（名古屋大学）　神谷香一郎（名古屋大学）
柴田仁太郎（新宿三井ビルクリニック）　佐久間一郎（東京大学）

Keisuke Asano, The University of Tokyo
Naoki Tomii,, The University of Tokyo
Masatoshi Yamazaki, The University of Tokyo
Haruo Honjo, Nagoya University
Kaichiro Kamiya, Nagoya University
Ichiro Sakuma, The University of Tokyo

Abstract: In ablation therapy for atrial fibrillation diagnosis using catheter electrode is conducted, but there is not enough validation of estimation accuracy of myocardial excitation. In this study, we developed electrode and optical simultaneous measurement system. This system is comprised of optical mapping that can measure propagation of cardial action potential with high spatiotemporal resolution using high speed camera and of 20 micro electrodes placed on the myocardial surface in the visual field of camera. We measured plane wave with the pacing and spiral wave reentry during fibrillation, and compared results of measurement. Synchronization of wave front was observed in both plane wave and spiral wave reentry, and aperiodic and complex electrical waveforms were measured near center of spiral wave reentry.

Key Words: Spiral reentry, optical mapping,

1.はじめに

心房細動は加齢に伴って高い有病率を示す疾患であり，その患者数は高齢化に伴い年々増加している．心房細動の原因は心房内に発生する旋回性興奮波（SW : Spiral Wave reentry）であると考えられており，その治療法として血管からカテーテルを心房内に挿入し，高周波通電により心筋組織の一部を焼灼する事で異常興奮の伝導をブロックするカテーテルアブレーション治療が一般的に行われている．心房細動の中でも発作性心房細動に対しては，Haissaguerre らによって提案された肺静脈隔離術と呼ばれる術式が有効であることが知られている[1]．その一方で，非発作性の心房細動に対しては肺静脈隔離術による治療効果は不十分である事が知られている．その原因として，発作性心房細動と比べ非発作性心房細動では，電気的リモデリングの効果によってより複雑な旋回性興奮波が心房内に発生するためと考えられている．そこでより効果的な焼灼標的の同定のため，計測用カテーテル電極を用いた電気計測による診断方法がこれまで検討されてきた．(CFAE, mapping [2], FIRM mapping [3]). しかし，興奮様態の推定精度に関しては十分な評価が行われておらず，非発作性の心房細動に対する効果的な焼灼戦略は未だ確立していない．

カテーテル電極を用いて行われる電気計測法は，心臓の興奮に伴い発生する心筋の細胞外電位の変化を電極によって計測する手法であり，空間解像度に限界がある．一方，心臓内に発生する電気的興奮波をより詳細に計測するための手法として光学マッピング法がある．光学マッピングの計測原理をFig.1 に示す．膜電位感受性色素で染色した心臓に励起光を照射する事で発生する蛍光は，各心筋の細胞内外の電位差である膜電位に応じて波長が変化する性質をもつため，ハイパスフィルタを用いる事で心臓各点の膜電位波形を輝度変化の波形として計測する事が可能である．光毒性を有する膜電位感受性色素を用いるため，光学マッピングは直接の臨床応用は困難である一方で，高速度カメラを用いて高時空間分解能で心臓の活動電位の伝播を計測可能であるため，心臓の興奮様態を詳細に解析することが可能である．

そこで本研究では，カテーテルを用いた電気計測と詳細な興奮伝播様態の関係を明らかにする事を目的として,高速度カメラと微小電極による光学・電極同時計測システムを構築し，各計測手法による計測結果を比較した．

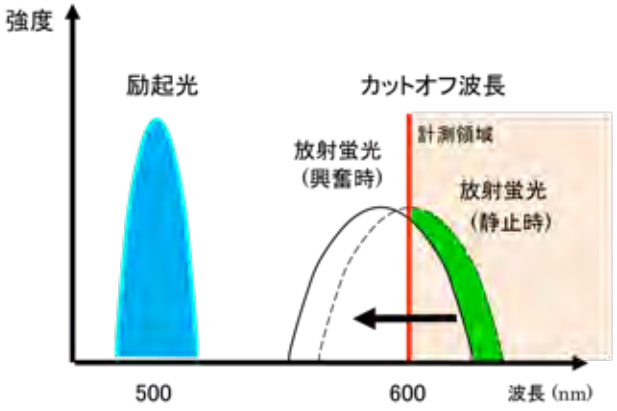


Fig.1 Principle of optical membrane potential measurement.

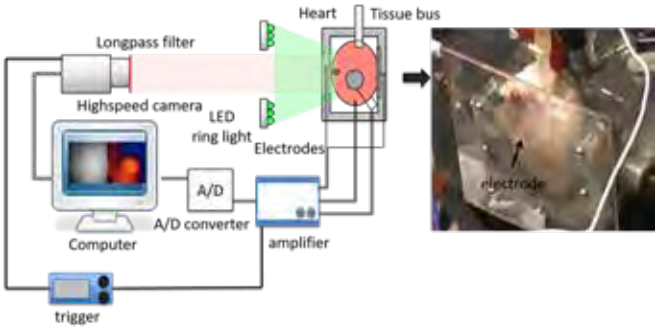


Fig.2 Electrode and optical measurement sysytem

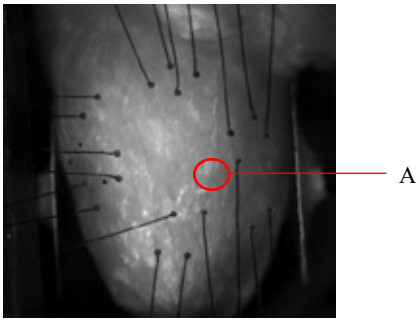


Fig.3 Optical measurement image and electrode pattern

2．方法

光学・電極同時計測システムの構成図を Fig.2 に示す.本システムでは,計測開始トリガ信号によって光学マッピングと電極計測を同期させた.本システムを用いて，心臓の心尖部からの通電刺激により発生させた，計測画面上を下から上に伝播する平面興奮波と，通電刺激によって細動を模して発生させた旋回性興奮波のそれぞれを計測した．

○　光学計測

ウサギ摘出心からランゲンドルフ灌流心標本を作成したのち，膜電位感受性色素 di-4-ANEPPS で染色し，灌流液で満たした Tissue Bath に設置した．波長 520 ㎚の LED を用いて励起光を照射し，600 nm のロングパスフィルタを通して計測した.カメラには Photoron 社の Fastcam SA4 を用いて,512×512pixel,1000fps で撮影した.得られた計測データに対し,各計測点の時系列信号を反転正規化する事で膜電位波形を導出した．

○　電極計測

光学計測視野内の電極配置を Fig.3 に示す. Tissue Bath の計測前面に 20 個の微小電極を配置して心臓表面に接触させ，Bath 内の灌流液の 1 点を基準電位として各電極の電位計測を行った．各電極の電位信号は増幅装置（MEG-616，日本光電）を用いて増幅した後，AD 変換器（Contec，AI-1664LAX-USBFCRKE34000295）を用いてディジタル信号に変換し 1ms 周期で PC に記録した．

3．結果

Fig.4 に，Fig.3 で示した計測電極における電極計測と,電極近傍の光学計測のそれぞれの結果を示す．A は平面波，B および C は旋回性興奮波発生時の結果であり,B は旋回興奮波の中心

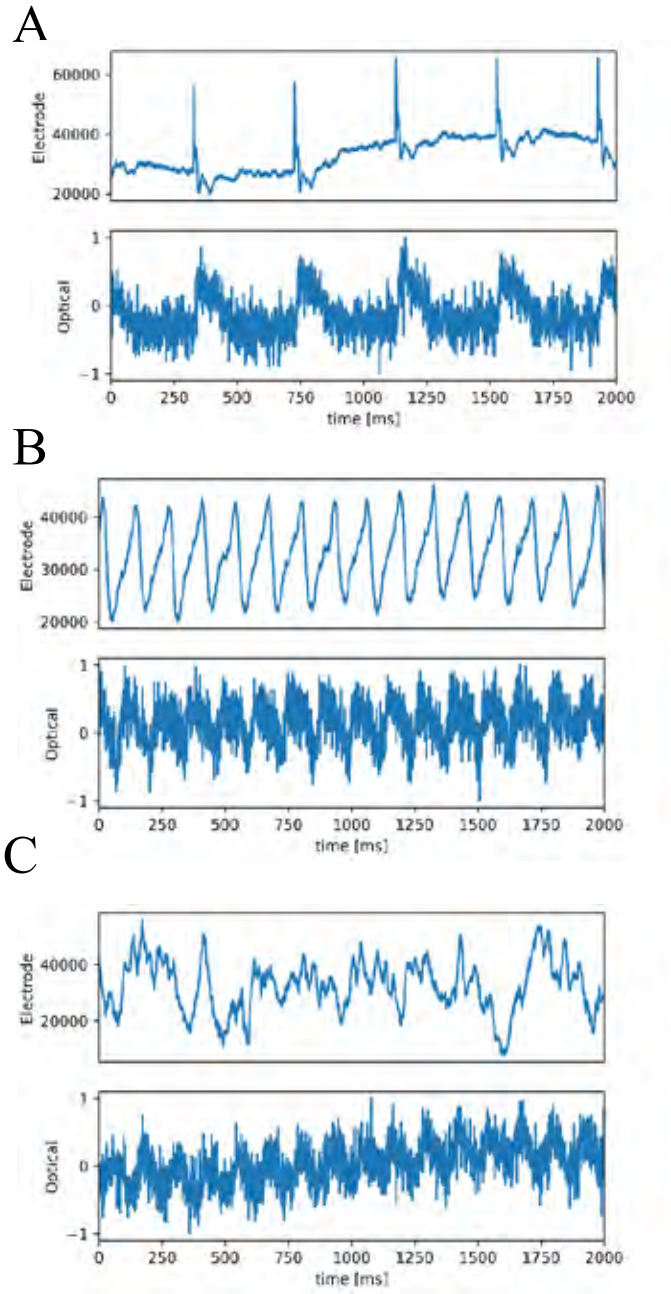


Fig.4 Time series signal of optical and electrode measurement. A: planer wave, B: Spiral wave (far from the center), C: Spiral wave (near the center)

が電極近傍にない場合, C は電極近傍に旋回中心がある場合の結果である. それぞれの場合の光学マッピングによる興奮伝播計測結果を Fig.5 に示す.

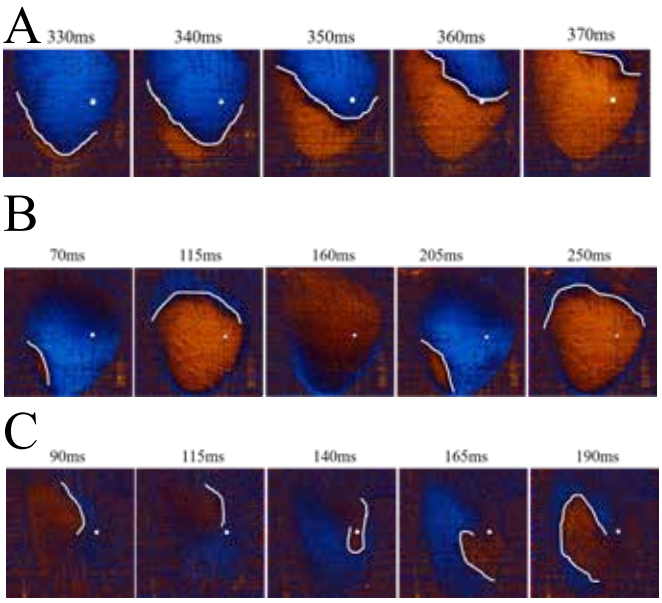


Fig.5 Time series membrane voltage mapping with optical measurement. A: planer wave, B: Spiral wave (far from the center), C: Spiral wave (near the center)

4.考察

Fig.4A で示した心外膜電位波形と膜電位波形から, 光学計測と電極計測で興奮タイミングの同期が見られた. また旋回性興奮波においては, Fig.4B の波形から旋回中心が電極近傍にない場合には, 旋回性興奮の周期に応じた周期的な波形が電極計測と光学計測の両方において見られた. 一方で Fig.4C の波形では, 旋回中心が電極近傍にある場合には,電極計測において非周期的で複雑な電位変化の波形が見られた.この結果は, 旋回性興奮の旋回中心付近において発生する複雑な細胞外電位変化を正しく捉えていると考えられ, 電気生理学的に妥当な結果と言える.

5.結論

光学マッピングと電極を用いた心臓の同時計測システムの構築を行い, 同時計測実験により平面波と旋回性興奮波の計測を行った. その結果, 平面波と旋回興奮波の違いや, 旋回中心と電極の位置関係による違いによって,電極計測波形に違いが現れる事を実験的に確認し, 本システムを用いた電極マッピング手法の制度検証実験の可能性を示した.

参考文献

[1] Hasaguerre M et al., ”Spontaneous Initiation of Atrial Fibrillation by Ectopic Beats Originating in the Pulmonary Veins,” N Engl J Med. 339(10), 659-666 (1998)

[2] Nademanee K et al., “A new approach for catheter ablation of atrial fibrillation: mapping of the electrophysiologic substrate,”JACC. 60(11) , 2044-2053 (2004)

[3] Narayan SM, Krummen DE, Shivkumar K, Clopton P, Rappel WJ, Miller JM, “Treatment of Atrial Fibrillation by the Ablation of Localized Sources.”JACC. 60(7) , 628-636(2012)

パルスジェットメスアプリケータのファントムと生体脂肪組織における破砕力向上設計

○荘敬介[1]　鷲尾利克[2]，矢野智之[3]，荒船龍彦[4]
1,4.東京電機大学,2.産業技術総合研究所,3.東京医科歯科大学,

1.　研究背景・目的

本研究室では脳下垂体腫瘍の破砕と，細血管や神経の温存を両立させる治療デバイスとしてレーザパルスジェットメス（Laser Induced Liquid Jet：LILJ）の開発を行ってきた[1].

現行のLILJは脳下垂体腫瘍腺腫を対象に臨床応用研究で一定の成果を挙げているが，新たに形成外科領域における脂肪組織の選択的な破砕と細血管や神経温存に関する医療ニーズ解決に向けた改良を進めている，

脳組織に比べ脂肪組織は硬く，繊維質であるため，今の LILJ では脂肪組織を自在に破砕する事は難しい.

そこで，本研究は破砕力向上の方法としてバブルジェットの効果に着目し，ジェットに微小なバブルを効率よく混入させたバブルジェット型LILJを新たに開発する事を目的とした.

2.　バブル射出 LILJ アプリケータの開発と評価

ジェットに空気を巻き込ませるために金属細管の先端からそれぞれ 3，6，12mm の位置に φ0.3mm の小孔を 1 か所あけた 3 種類のアプリケータを製作した.

Figure1 に LILJ アプリケータの改良を示す.

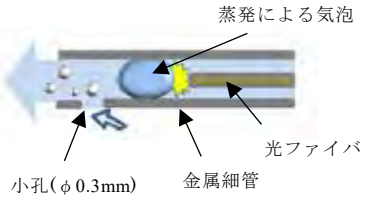


Figure 1　アプリケータの改良

加工したハンドアプリケータと未加工のハンドアプリケータのそれぞれ先端を水中に入れジェットを射出し高速度カメラ(Fastam-Max, フォトロン社)で撮影した. この時，加工ハンドアプリケータの小孔は水中には入れなかった.

小孔加工済みアプリケータから水中に射出されるジェットには気泡が混入し，未加工アプリケータのジェットには気泡が混入しない様子が観察された．このことから小孔加工したアプリケータ全てにおいてバブルジェット射出を確認した.

3.　バブルジェットメス破砕力評価

実験システムを Figure2 に示す.

生体組織を模擬するため質量濃度 5%のゼラチンとブタの摘出脂肪(背脂)を用いた. アプリケータの先端はゼラチン，背脂のそれぞれ表面に密着するように固定した.

気泡の取り込みによる破砕力の変化を定量化するために未加工のアプリケータと加工したアプリケータの計 4 つを用いて，LILJ の出力を 3Hz，出力電圧 0.90kV で 10 発ジェットをゼラチンに射出した. その様子を高速度カメラで撮影した．ブタの摘出脂肪には未加工のハンドアプリケータと先端から 3 mm の位置に小孔加工したハンドピースを用いて実験を行った.

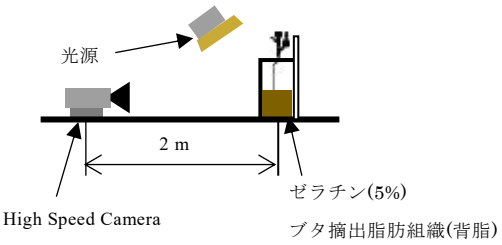


Figure 2　実験システム

ゼラチンを破砕対象にしたときの結果を Figure3 に示す.

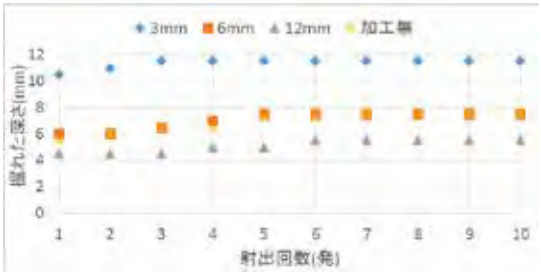


Figure 3　ゼラチンを破砕対象にしたときの毎発ごとの深さ

先端から 3 mm の位置に小孔加工したアプリケータが最も破砕力が大きく未加工に比べ 1.5 倍以上深く掘れた．6 mm では掘った深さは未加工と変わらず，12 mm では未加工を下回った．また，すべてのジェットにおいてゼラチンはある一定以上の深さを維持した.

次にブタの摘出脂肪組織にジェットを射出した結果を Figure4，5 に示す．

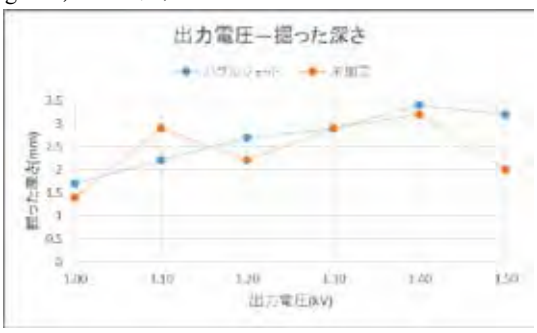


Figure 4　ブタの脂肪における電圧ごとの掘った深さ

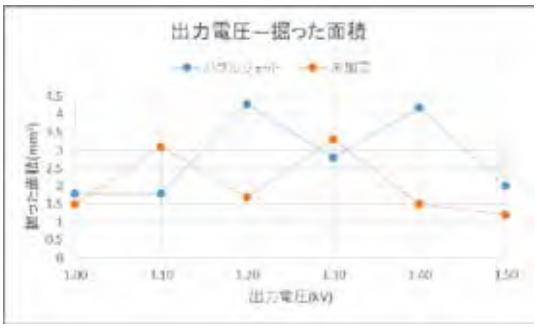


Figure 5　ブタの脂肪における電圧ごとの掘った面積

ブタ摘出脂肪において掘った深さにはほぼ差はなかったが掘った面積では未先端から 3 mm に加工したアプリケータの方が加工に比べ大きいことが確認できた．

4.　考察

ハンドアプリケータの金属細管に小孔をあけることでジェットにバブルを巻き込ませることができ，小孔の位置によって破砕効果に差が生じ未加工の従来品に比べて破砕力が向上されるもの，抑制されるものが確認できる．また，ある一定以上の深さを維持したことからLILJの深堀りしすぎない特徴はそのままに破砕力を制御できることが示唆された．

5.　今後の予定

本研究で開発した破砕力を増したバブル型ジェットメスを用いてバブルジェットのメカニズムを明らかにし，人間の脂肪組織により近いもので評価する．

文　献

(1) Ogawa Y, et.al.: “Pulsed laser-induced liquid jet for skull base tumor removal with vascular preservation through the transsphenoidal approach: a clinical investigation”, Acta Neurochir 153(4):823-830.2011.

内視鏡補助ツールシステムの開発

Development of a tool system to support endoscope

○長谷川健太（芝工大），　鈴木啓太（株式会社ナノ・グレインズ），和田則仁（慶応大），
高橋良至（東洋大），李虎奎（芝工大），花房昭彦（芝工大），米田隆志（芝工大）

Kenta HASEGAWA, Shibaura Institute of Technology　Keita SUZUKI, nano grains Co., LTD.
Norihito WADA, Keio University　Yoshiyuki TAKAHASHI, Toyo University
Hokyoo LEE, Akihiko HANAHUSA, Takashi KOMEDA, Shibaura Institute of Technology

Abstract: Natural Orifice Translumenal Endoscopic Surgery (NOTES) is one of the minimally invasive surgeries. However, this surgery is very difficult to surgeons because they cannot have enough view of an operative field to perform the surgery in this operation. In this paper, I introduce the supporting tool system to solve this problem. We designed the tool, which can be used easily and useful. Surgeons insert the tool with an endoscope to patient's abdominal cavity from patient's mouth. This tool can ensure the field of view (FOV) of workspace by using a miniature cameras and LEDs. I confirmed the design of a tool is effective for the fixation ability of the tool. In addition, from the operation experiment, I also confirmed that a series of movement was possible with the tool and tool can get wide view of operating field with a cameras and LEDs. The support tool has great potential to increase safety and demand of NOTES surgery.
Key Words: *Natural Orifice Translumenal Endoscopic Surgery (NOTES),endoscopic surgery, surgical assist system.*

1. はじめに

従来の外科手術では，開腹手術に代表されるような侵襲性の高い手術が行われてきた．近年，内視鏡などの手術器機の発達や，手術時における患者への負担軽減および早期回復を目的に，従来に比べて低侵襲な検査や治療が重視されている．腹腔鏡手術などをはじめとする内視鏡を用いた内視鏡手術は，低侵襲手術の代表であり，中でも経管腔的内視鏡手術 NOTES (Natural Orifice Translumenal Endoscopic Surgery)は最も低侵襲な手術方法として注目されている．Fig. 1 に NOTES の概要図を示す(1)． NOTES とは，口や肛門など人体に存在する自然開口部から軟性内視鏡を体内へ挿入し，管腔壁を切開後，体腔内へ進入して患部の治療を行う方法である．自然開口部を利用することから，体表面に無切開で治療が可能であり，整容性，疼痛の軽減などに優れ，患者の術後 QOL(Quality Of Life)の低下防止，早期回復への寄与が期待されている(2)．しかし，NOTES は軟性内視鏡のみで全治療を行うため，術者は腹腔内の限られた空間内で，内視鏡先端に搭載されたカメラから得られる狭い術部視野の下で手技を行う必要があり，手技の難化や安全性の低下が懸念される．こうした施術時における医師の技術的負担の軽減は，NOTES の普及を進める上で不可欠である．しかし，上記の課題を解決可能な装置は現在までに報告なされていない．

本研究では，上記の課題解決のため，内視鏡に取り付けて体内へ挿入可能で，カメラや照明を用いて術部の俯瞰的視野を提供可能な内視鏡補助ツールシステムの開発を行ったので報告する．

2. 要求仕様

本研究では，NOTES の中でも男女共に適用可能な経胃的アプローチを想定し，補助ツールの要求仕様として以下の 6 項目を定めた．なお，補助ツールは軟性内視鏡に取り付けて内視鏡と共に体内へ挿入可能で，腹壁に固定して術部の広範囲視野を確保可能なものとする．

[1] 全長，直径の最大は 20[mm]

補助ツールは，内視鏡先端に取り付けて口腔から挿入し，咽頭部や食道を通過するため，最大全長および直径は 20[mm]とする．

[2] 滅菌可能な材料

補助ツールは体内へ挿入するため，滅菌可能な材料で作製する．

[3] 簡便な操作での駆動

NOTES では処置具の操作空間が限定されるため，術者には繊細で複雑な操作が要求される．医師の負担軽減および手術時間短縮のため，簡便な操作での駆動が可能な機構とする．

[4] 速やかな設置，回収が可能

補助ツールは内視鏡に取り付けて術部まで到達し，操作者の意図する腹壁位置への設置と術後の速やかな回収が要求される．

[5] 内視鏡の動作を妨げない構造

補助ツールは体内への挿入時及び体外への回収時，内視鏡先端に取り付けて口から腹腔内までを移動する．本補助ツールは内視鏡先端の可動領域に装着するが，その際に内視鏡の動作や操作へ影響を与えない設計や設置方法とする．

[6] 体内を傷つけない形状・機構

補助ツールは内視鏡に取り付けて体内へ挿入するため，体内を傷つけない形状・機構とする．

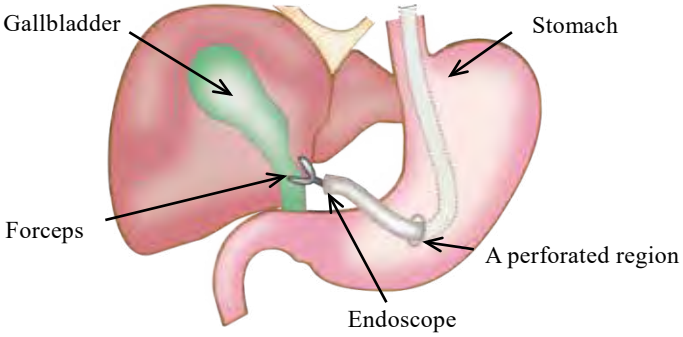


Fig. 1 Concept of the NOTES(1)

3. 内視鏡補助ツールシステムの概要

Fig. 2 に補助ツールの概要図を示す．本研究では，内視鏡に装着して自然開口部から体内への挿入および腹腔内への運搬が可能で，腹腔内では磁石を用いて腹壁に設置し，搭載したカメラと照明により術部の俯瞰的視野の確保が可能な内視鏡補助ツールの開発を行う．Fig. 3 にツールの外観と構成を示す．本ツールは，上部部品，下部部品，それらとリンク機構を構成する 4 本のアームとアームサポート，アーム開閉用のワイヤで構成されている．体外の磁石との吸着力を利用して腹壁への固定を実現するため，ツール上部には磁性を持つ金属を使用している．アームの開閉はアームとアームサポートによって構成されたリンク機構を，ワイヤ牽引によって駆動させることで行う．また，アーム先端に視野確保用カメラおよび照明装置を搭載する．更に，アーム開放時はスナップフィットを用いたロック機構により，ワイヤ牽引を必要とせずに，アーム開放状態の維持が可能である．

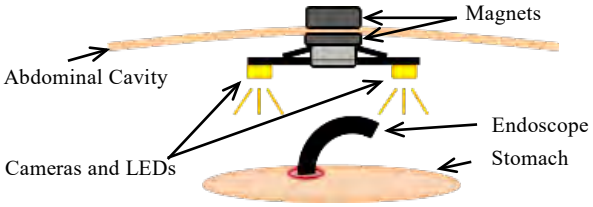


Fig. 2 Concept of the tool

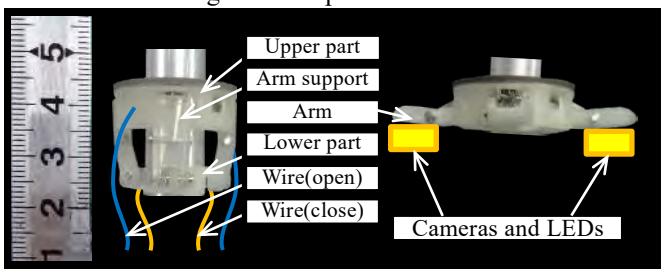


Fig. 3 Overview of the tool

4. 内視鏡補助ツールの動作機構

Fig. 4 に内視鏡補助ツールの 3D モデル断面図を示す．本ツールは，4 本のアームとアームサポートで構成されるリンク機構をワイヤ牽引による下部部品の上下移動によって駆動させることでアームの開閉を行う．

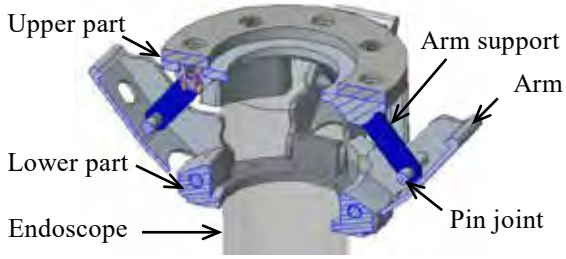


Fig. 4 Cross section view of the tool

4.1 アーム姿勢のロック機構

Fig. 5 にスナップフィットによるロック機構の概要図(a)とスナップフィット機構を利用したアーム開放状態の維持(b)を示す．本ツールは，腹腔内において磁石によって腹壁に設置され，カメラおよび照明を備えたアームを開放することで，術部の俯瞰的視野を確保する．前述の通り，アームの開閉動作は術者によるワイヤ牽引によって行うが，アーム先端にカメラや照明を取り付けることから，手技中に継続して術部視野を確保するためにはアーム開放状態を維持する必要がある．本ツールでは，スナップフィット形状を上部部品(Fig. 5 上部)および下部部品(Fig. 5 下部)に備え，これらを利用したロック機構を搭載することで，ワイヤ牽引を継続せずにアーム開放状態を維持することが可能となり，継続的な視野確保を可能とする設計とした．

(a)　(b)

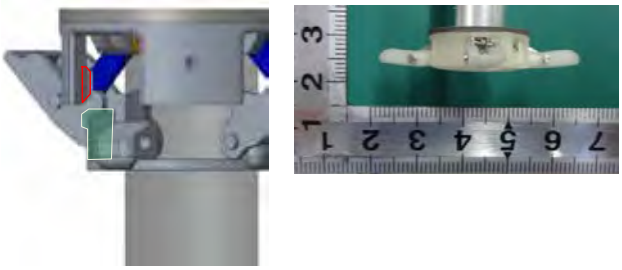


Fig. 5 Overview of the snap-fit design(a) and Overview of the tool(b)

4.2 視野確保用装置について

Fig. 6 に視野確保用カメラ(株式会社サイ・アイ，CYB-133)，Fig. 7 に視野確保用 LED(SC3020WH)を示す．術部の俯瞰的視野を確保するためのカメラとして，株式会社サイ・アイ製の小型カメラ CYB-133 を選定した．当カメラは 1/18 インチの撮像素子を搭載し，本体サイズが 3.0×3.0×4.0 (W×H×D) [mm]の小型カメラである．焦点距離が 0.96[mm]と短いことから広角での撮影が可能であることに加え，動画のフレームレートは 30[fps]であり，術部の様子を十分に観察可能である[3]．本ツールでは，アーム先端の内部に取り付け，術部の俯瞰的視野確保を行う．後述の評価実験の際は，上記カメラ 1 つを用いて瞰的視野確保の実験を行った．また，術部視野確保時により明瞭な視野を確保するための照明装置として，Fig. 7 に示す LED を用いた．当 LED は外寸が 3.0×2.0×1.5 (W×H×D) [mm]とアーム内に取り付け可能なサイズであり，光度も 2200 ~ 2700 [mcd]であり，腹腔内撮影のための光源として十分だと考え選定した．加えて色温度は約 6500[K]であり，白色に近い発色が可能であることから，術部の観察に適していると考えた．後述の評価実験の際は，上記 LED を Fig. 7(b)に示すようにアーム内側に搭載し，発光させた状態で視野確保を行った．

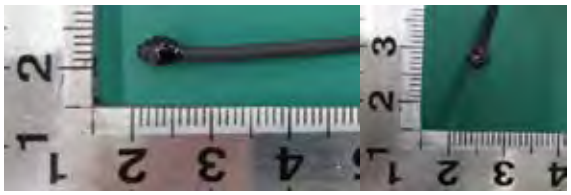


Fig. 6 Overview of the miniature camera

(a)　(b)

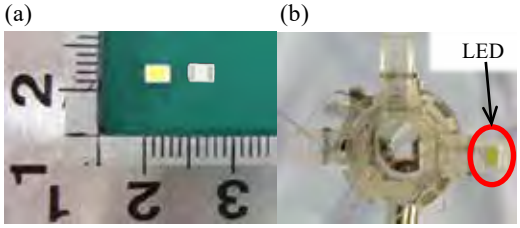


Fig. 7 Overview of the chip LED

5. 評価実験

Fig. 8 に視野確保時の実験の様子，Fig. 9 に小型カメラからの映像を示す．補助ツールの円滑かつ正確な動作および俯瞰的視野確保が可能かを評価するため，腹腔内環境を擬似的に再現した環境においてツールの動作実験を行った．

動作実験は，Fig. 8 に示す腹壁モデルと胃モデル(株式会社高研，LM-083)を用いて行った．実験は，ワイヤ牽引による補助ツールの動作を確認する動作確認実験と，小型カメラおよび LED を用いた術部視野の確保が可能かを確認する視野確保実験を行った．動作確認実験では，内視鏡先端部に補助ツールを装着した状態で胃モデルを通過させ，ワイヤによるアーム開放，磁石による腹壁モデルへの設置，内視鏡からのツール取り外し，内視鏡へのツール再装着，回収が正常に実行可能かを評価した．視野確保実験では，ツールを腹壁モデルに設置した状態で，ツール直下の胃モデルと内視鏡を俯瞰的かつ広範囲に撮影可能か確認を行った．視野確保時は室内照明を消灯し，撮影部の照度が 0[Lux]の状態で LED を発光させ，カメラおよび照明を使用して撮影を行った．

6. 実験結果

前述の動作実験の結果，内視鏡先端部に補助ツールを取り付けた状態での運搬，ワイヤ牽引によるアーム開閉，磁石による腹壁モデルへの設置，ツールへの内視鏡の再装着など，実際の手技で想定される一連の動作を本ツールで実行可能であることを確認した．また，視野確保実験における小型カメラの撮影範囲は Fig. 8 に示す範囲であり，Fig. 9 は前述の環境において小型カメラで実際に撮影した画像である．Fig. 9 に示す通り，1 つの小型カメラと 2 つの LED を搭載した本ツールにより，術部の広範囲で俯瞰的な視野を確保することが可能であることを確認した．

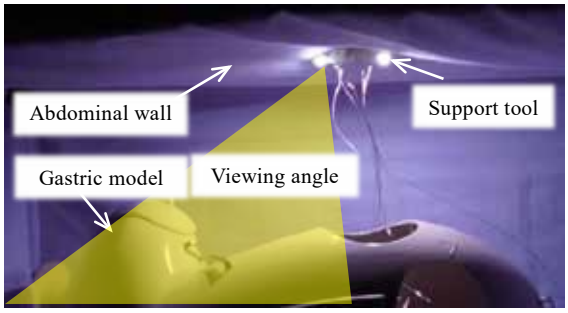


Fig. 8 Overview of the experiment

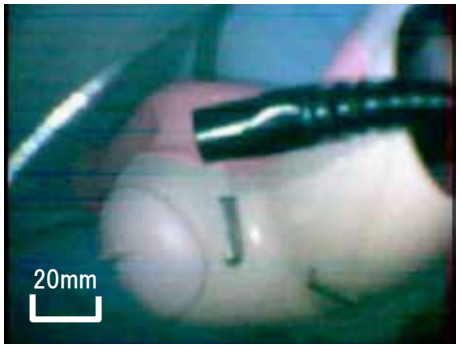


Fig. 9 The image was taken by a miniature camera

7. まとめ

本研究では，NOTES において体表切開を伴わずに腹腔内の俯瞰的視野を確保するためのカメラおよび LED を備えた内視鏡補助ツールの設計・作製を行い，擬似環境での動作実験を行った．その結果，ワイヤによるツールの正常動作が実現可能であることや，カメラおよび照明による術部の俯瞰的視野確保が可能であることを確認した．今後，胃モデルを用いての疑似環境実験や動物での評価実験を重ね，設計や機構の最適化および最適な材質について検討し，改善を目指す．

参考文献

(1) “J-CASE(先進内視鏡治療研究会)|NOTES白書”. http://notes-med.jp/about/index.html, (参照 2015-04-15).

(2) 徐号，富川盛雅，小西晃造，家入里志，田上和夫，橋爪誠. Natural Orifice Translumenal Endoscopic Surgery(NOTES)の現状と将来展望-体表に傷跡を残さない内視鏡外科手術. 福岡医学雑誌. 2009, vol. 100, no. 2, p. 43-50..

(3) 川原知洋，高木健，石井抱，岡島正純. 腹腔鏡手術のためのバードビューカメラシステム. 生体医工学: 日本エム・イー学会誌:Transactions of the Japanese Society for Medical and Biological Engineering:BME. 2010, vol. 48, no. 2, p. 189-196.

気胸治療最適化に向けた医療用気相流量計測技術の開発

Development of medical gas flow measurement technology for pneumothorax therapy optimization

岩上 聖（筑波大院）　金子 暁子（筑波大）
阿部 豊（筑波大）　酒井 光昭（筑波メディカルセンター病院）
IWAKAMI Kiyora　KANEKO Akiko　ABE Yutaka　SAKAI Mitsuaki
University of Tsukuba, 1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki
Tsukuba Medical Center Hospital, 1-3-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki

Abstract　Pleural drainage is frequently used in medical practice as an important treatment for respiratory diseases.
Although it is known that air leaking from the thoracic cavity of a patient is an important indicator for clarifying the severity of symptoms, a method for measuring the flow rate is not established at present. In this study, for the purpose of quantifying the air leak flow rate in a thoracic drainage unit, we will develop a gas phase flow rate measurement technique in the low flow rate range of gas - liquid two - phase flow. In this paper, we used a test apparatus simulating a thoracic drainage unit to grasp and evaluate the process of bubble formation, which is evident from the visualization results of exhaust gas, and evaluate the validity of the gas phase flow rate obtained from image processing. In addition, pressure fluctuation during bubble generation process in the water sealed part was evaluated. This is important in clarifying the relationship between bubble formation and pressure. As a result, the correlation between the intrinsic frequency due to the pressure fluctuation and the bubble diameter was confirmed. This suggested that the gas flow rate is obtained from pressure measurement.

Keywords：Drainage, Gas-Liquid Two-Phase Flow, Differential pressure, Bubble diameter

1. 緒言

現在呼吸器科では，気胸等の呼吸器疾患の治療における胸腔ドレナージは極めて重要な治療法であり，頻繁に実施されている．気胸とは何らかの原因により肺の一部が破れ，呼気が胸腔に漏れることで気体が肺を圧迫し，肺が外気を取り込めなくなった状態を示す．胸腔ドレナージユニットには，胸腔内に溜まった空気の排気を促し呼吸の正常化を図る役割がある[1]．

患者の胸腔から漏れ出る空気をエアリークと呼び，その流量は気胸患者の重症度を明らかにする上で重要な指標である．過去の研究からエアリークが 20ml/min 以下になった時点でドレーン抜去が可能であり，600ml/min を超えると再手術の危険性があると報告されている[2]．この流量を定量的に計測することができれば臨床的に有用な指標となるものの，日本の医療現場で一般的に使用されているドレナージユニットには流量計が付属されていないのが現状である．また，患者が十分に回復した状態だと判断できる低流量域の空気を計測する技術は確立されておらず，回診時の医師の間欠的観察による主観的，定性的判断に委ねられている[3][4]．

本研究では胸腔ドレナージユニットにおけるエアリーク流量計測の実現を目的とし，気液二相流における低流量域での気相流量計測技術の開発を行う．本報告では，胸腔ドレナージユニットを模擬した実験装置水封部における排気の可視化を実施し，さらに気泡発生過程の圧力変動との相関について述べる．

2. 実験装置及び実験方法

Fig.1 に実験装置の概要を示す．臨床で用いられている胸腔ドレナージユニットは胸腔からの排液を貯留する排液部，胸腔からの空気漏れを確認できる水封部，ユニット内部の圧力を調節する圧力調節部から構成される．本研究の実験装置は気相挙動に着目しているため水封部，圧力調整部のみで構成されている．それぞれ円筒状の管であり，水封部の円管には気相が流入する流路となる底部に穴の開いた円管が設置されている．また，水封部内の蒸留水の水位は実際の胸腔ドレナージユニットと同等の $2cmH_2O$ であり，押し込み圧は共に 0.2MPa である．コンプレッサーから送り出された圧縮空気をレギュレータ，ガスフローメータで流量を調整(30~100ml/min)し，気相は流路を通過し水封部で気泡となって排気される．試験流体として気相には空気，水封部の液相には蒸留水を用いた．

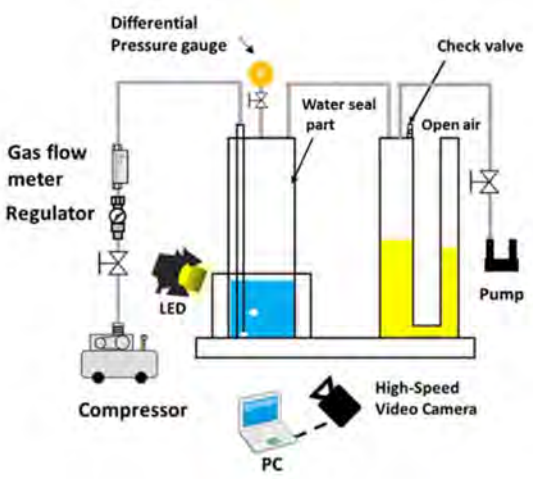
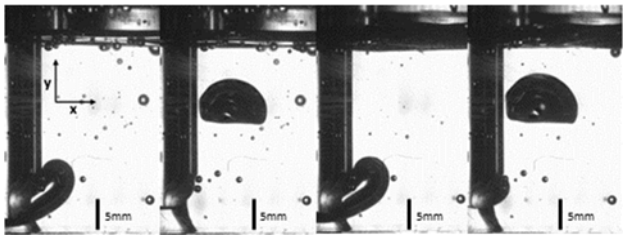


Fig.1 Chest drainage unit simulator.

水封部で気泡となって排気される様子は，メタルハライドランプを光源とするバックライト法により高速度カメラで撮影した．撮影速度は 500fps，露光時間は 20μs とした．また，その際の圧力変動を水封部出口で微差圧計を用いて測定した．

3. 実験結果と考察

Fig.2 に水封部内での気泡発生の特徴的な可視化画像を示す．画像は気相流量 30ml/min(a)(b)，90ml/min(c)(d)のときの気泡発生の様子である．100ml/min 以下の低流量の場合，気相が液相に侵入してから気泡となって離脱するまでに，単一の気泡が間欠的に発生し続けることを確認した．また，水封部内に複数の気泡が一度に現れることはなかった．この現象は既存のドレナージユニットでも確認されており，水封部の形状によらず気泡発生挙動は変化しないことを確認した．ただし，後に記述するが，気泡発生時の周波数や気泡径は異なる．



(a) t=0s　(b) t=0.062s　(c) t=0s　(d) t=0.050s

30ml/min　　**90ml/min**

Fig.2 Bubble generation process.

そこで，本研究では気相流量を可視化計測から算出する方法を提案する．可視化から得られた気泡の発生する挙動として，流路形状によらず，単一の気泡が間欠的に発生することから，ある一定の時間における気泡の個数を計測し，画像処理によって求めた気泡体積を用いて気相流量を算出する．

また，水封部出口で計測した圧力値から気泡出現時の周波数を特定し，可視化計測と合わせて気相流量を求めた．気相流量算出のためのフローチャートを Fig.3 に示す．

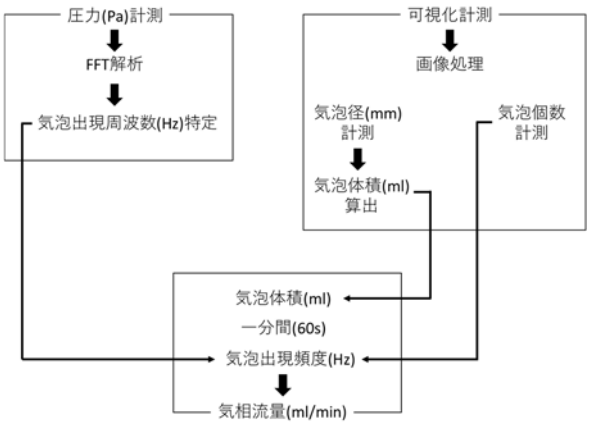


Fig.3 Flowchart showing measurement steps.

ここで，Fig.4 に可視化動画から得られた気泡発生頻度を示す．気泡発生頻度は一定時間撮影した動画から目視で気泡の個数を数え，一秒間の気泡発生頻度を求めた．気相流量増加に伴い発生頻度は線形的に増加する傾向がみられた．

可視化より求めた気泡断面積のヒストグラムを Fig.5 に示す．気泡断面積は，気相流量が 50ml/min 以下では変化はほぼない．一方で 60ml/min 以上では徐々に大きくなり，断面積の大きさのばらつきも大きくなる．

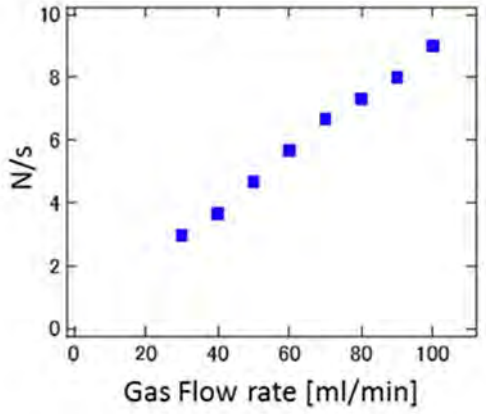


Fig.4 Bubble generation frequency.

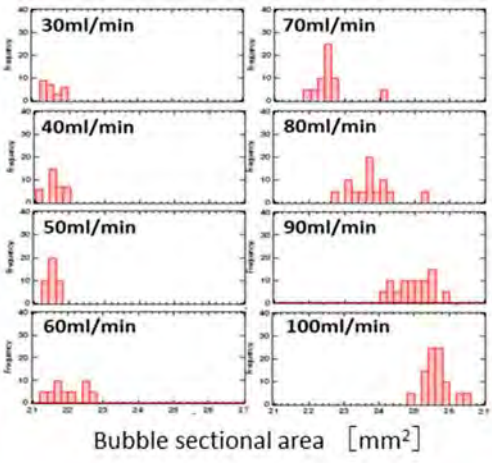


Fig.5 Bubble sactional area histogram.

同様に可視化結果より気泡の断面を楕円と仮定し，長軸，短軸を計測した．その結果を Fig.6 に示す．Fig.2 の気泡の様子から x 軸方向を長軸，y 方向を短軸として気泡を楕円体に近似した．いずれの軸も気相流量増加に伴い増加する傾向がみられ，特に短軸の増加は顕著であった．

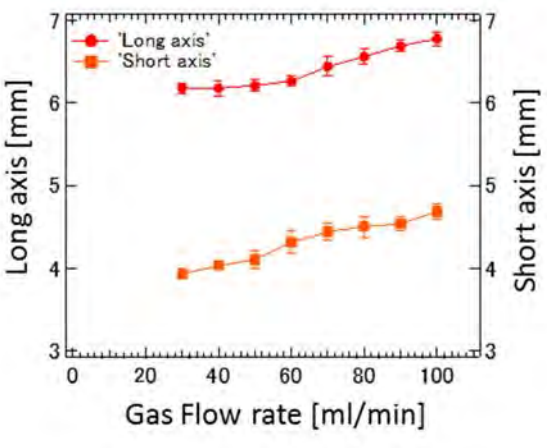


Fig.6 Long axis and Short axis of bubbles.

これらより，気泡を回転楕円体と仮定して積分し気泡体積を求めた．

また，気泡発生時の圧力変動を把握するため，高速度カメラによる撮影と並行して水封部出口に微差圧計を設置し，大気圧との差圧を計測した．計測された圧力値には周期的な変動が見られたため，高速フーリエ変換（FFT)を行い，気泡発生の際の周波数の特定を試みた．

FFT の結果を Fig.6 に示す．

気相流量 30ml/min～100ml/min において，FFT 結果の最大値を示す周波数と，可視化動画から得られた気泡発生頻度を比較したところ，互いに良好な一致を示した．FFT において最大値を示す周波数を気泡発生時の周波数とみなせることが分かった．また，これを基本波と呼ぶことにする．

気相流量が 90ml/min 以下の場合はピーク値をとる周波数のうち，最小の周波数と基本波が一致した．100ml/min 以降では基本波より低周波においてもピークが現れた．また，すべての FFT 結果において基本波の高調波が現れた．

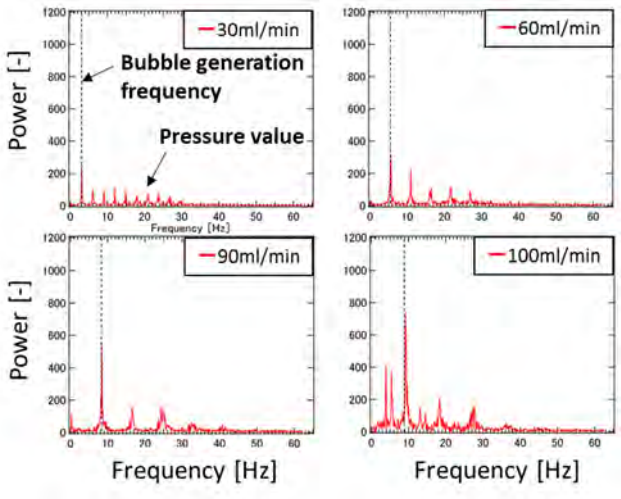


Fig.6 Bubble frequency (FFT)

気泡発生時の周波数と，可視化画像から得られた一個当たりの平均気泡体積の関係を Fig.7 に示す．気相流量が 30ml/min～40ml/min では気泡体積に大きな変化は見られない．50ml/min 以上で気相流量増加に比例して個々の気泡体積も線形に増加する傾向が見られた．また，気泡発生周波数が 4Hz 以下において，気泡体積はほぼ横ばいとなったものの，気泡発生周波数と気泡径の間には線形の関係があることが確認できた．

このことから，測定された周波数から気泡体積を導くことができると考えられる．

本研究では，気相流量は個々の気泡体積に気泡出現頻度を乗ずることで求める．圧力値計測から得られた気泡発生周波数を用いて気相流量を求めた結果を Fig.8 に示す．算出した気相流量は実際の気相流量と比べ下回る結果となった．しかしながら，気泡発生頻度を用いた気相流量と気泡発生周波数を用いて算出した気相流量はともに線形に増加することが確認された．

以上の結果を踏まえ，気泡体積と気相流量に相関があることから，圧力測定を用いて気相流量が導ける可能性が示唆された．

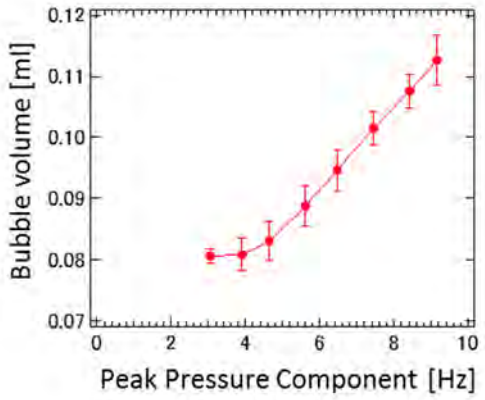


Fig.7 Bubble diameter and frequency.

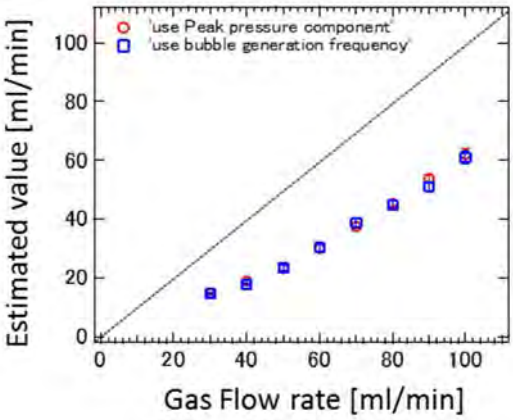


Fig.8 Gas flow rate and Estimated value by using peek pressure frequency and bubble generation frequency.

4. 結言

気液二相流における低流量域での気相流量計測技術の開発に関する実験的研究において，胸腔ドレナージユニットを模擬した実験装置を用いた排気の可視化計測，気泡発生時の圧力計測を行い，以下の結論が得られた．

・気泡発生過程の可視化から，気相流量が 100ml/min 以下の低流量域において，気泡は単一で発生し，常に間欠的に発生・排気することを確認した．

・可視化動画から得られた気泡発生頻度は気相流量増加に伴い増加した．

・気泡発生周波数の増加に伴い個々の気泡体積は線形に変化した．このことから，測定された周波数と気泡体積に相関があることを確認した．

・気泡発生時の圧力計測値の FFT の結果，30ml/min～100ml/min において，最大のピークをとる周波数は可視化から得られた気泡発生頻度と概ね一致した．このことから圧力計測を利用して気泡の発生頻度を把握できることが示唆された．

以上より，圧力計測から気泡発生を把握することができ，さらに気泡発生周波数と気泡体積との相関から気相流量を導くことができる可能性が示された．

参考文献

[1] 奥村ら，胸部外科， 2008;61:693-9.
[2] Anegg U,at al .Eur J Cardiothorac Sueg 2006;29:867-72.
[3] 井上匡美，南正人，澤端章好，新谷康，中桐伴行，奥村明之進．日呼外会誌 2012;26:114-8.
[4] Brunelli A,Monteverde M,Borri A,Salati M,Marasco RD,Al Refai M,et al. trial.Ann Thorac Surg 2004;77:1932-7.

難治性潰瘍外科的治療における血流動態プロジェクションマッピング術中支援システム

○荒船龍彦[1]，鈴木孝司[2]，千葉慎二[3]，鷲尾利克[4]，矢野智之[5]
1. 東京電機大学大学院理工学研究科，2. 日本マイクロソフト株式会社，3. 東京女子医科大学，
4. 産業技術総合研究所，5. がん研有明病院
○Tatsuhiko Arafune[1], Takashi Suzuki[2], Shinji Chiba[3], Toshikatsu Washio[4], Tomonyuki Yano[5]
1. Tokyo Denki University Graduate School of Science and Engineering,
2. Tokyo Women's Medical University, 3. Microsoft Japan,
4. National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, 5. Cancer Institute Hospital

1. 背景

糖尿病を起因とする抹消血行動態の不全によって難治性潰瘍に繋がる疾患が増えている．難治性潰瘍は病態が進行すると外科的切断処置を選択することになるが，潰瘍部位を切除しきれなければ潰瘍は再び進行することになり，また過度な身体切除は術後の患者の QOL を阻害する．そのため適切な切断箇所の同定が重要となる．従来，TcPO2 といった血行動態を把握する診断装置はあるが，これは 1 点 1 点を繰り返し計測しなければならず，空間解像度の観点に課題があった．

そこで本研究室ではカラーカメラを用いた高解像度の血流動態把握のためのシステム Opmap を開発している．Opmap の基盤となる技術は駆血と駆血解除に伴う皮膚表在の色調変化を抽出し正規化強調処理することで血流動態の良好な部位を可視化するソフトウエアである．従来はPC上で処理をした血流動態画像を液晶モニタに表示し，術者へ提示するに留まっていたが，液晶画面と実際の皮膚表在の箇所の対応を術者が頭の中で処理する必要がある．そこで本研究は，より直感的な術者への情報提示として，プロジェクションマッピング技術を用いて血流動態画像を患者皮膚表在に直接投影することを目的とする．

2. 方法

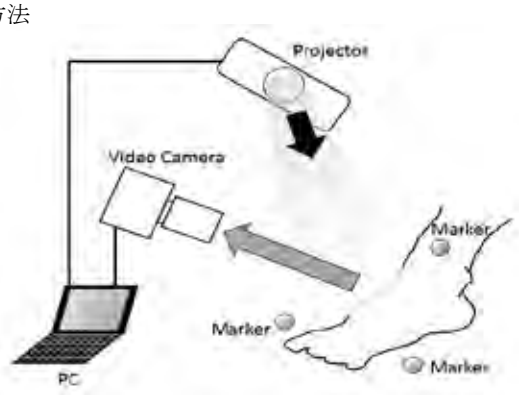


Fig1. システム概要

システム概要を Fig.1 に示す．血流動態の変化をビデオカメラ（Sony 社 NEX-6）を用いて FullHD，60fps で計測する．計測した動画を Opmap を用いてPCで血流動態可視化画像を作成する．同時に三次元計測装置（Microsoft 社 Kinect-V2）を用いて取得した STL データ上に Opmap 処理画像を重畳し，その作成されたデータをレジストレーションマーカを元にプロジェクタから被験者皮膚表在へ投影する．

3. 結果と考察

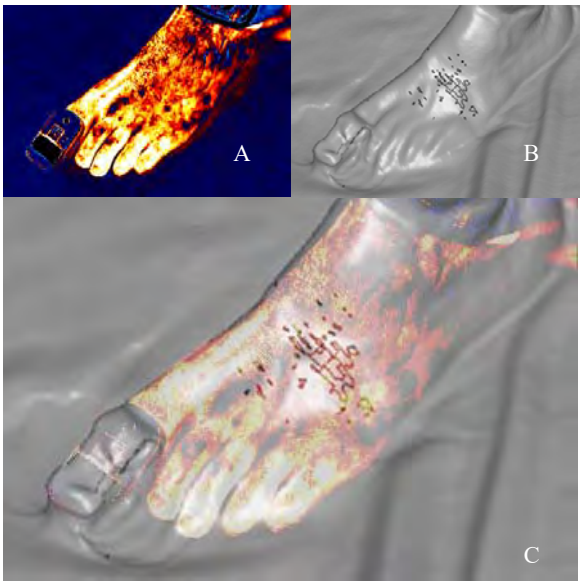


Fig2. 処理画像

導出した三次元画像を Fig.2 に示す．血流動態を可視化した Opmap 画像を(A)，STL を(B)，重畳画像を(C)に示す．Cの重畳画像をプロジェクタから投影した．

5. 結論

血流動態を可視化する Opmap システムで導出された処理画像を，三次元計測装置で得られた足趾形状情報に投影し，プロジェクションマッピングによって投影するシステムを開発した．

超音波ガイド下末梢神経ブロック支援システムに関する研究
－カメラ台数変更時の計測評価－

Support system for peripheral nerve block guided by the ultrasonic image
- Evaluation of measurement accuracy when the number of cameras is changed -

○ 高橋直志（芝浦工大）　花房昭彦（芝浦工大）

林英明（独立行政法人国立病院機構大阪南医療センター）

Naoshi TAKAHASHI, Shibaura Institute of Technology
Akihiko HANAFUSA, Shibaura Institute of Technology
Hideaki HAYASHI, National hospital organization Osaka Minami medical center

Abstract: Peripheral nerve block (PNB) is anesthesia that injects anesthetic around peripheral nerve to block pain transmission. Ultrasound-guided PNB can visualize needle position and spread of anesthetic on the sonogram. But it requires high technique for Anesthesiologist. Our object is to develop the system that predict needle progression path and tip position to perform PNB precisely and safely. In this research, images of markers marked at 20 and 10[mm] intervals on the needle are taken by two methods using monocular and stereo camera system mounted on the ultrasound transducer and recognized automatically by image processing. Inserted position and angle of the needle were measured by two methods. Inserted position error by two methods were 0.18[mm] and 0.44[mm], and inserted vertical angle error were 1.00[deg] and 0.85[deg] respectively. Accuracy of inserted vertical angle measured by stereo camera was higher, still that is not enough to support needle puncture for 5[mm] peripheral nerve, however enough for puncture 13[mm] brachial plexus.
Key Words: Anesthesia, Ultrasound-guided peripheral nerve block, Monocular camera, Stereo camera

1. 序論

末梢神経ブロックとは，末梢神経やその周辺に局所麻酔薬を注入して痛みの伝達を遮断する麻酔方法である．その方法には，ランドマーク法，神経刺激下ガイド法，超音波ガイド法が存在する．その中でも，超音波ガイド法は，超音波画像上で常に針の位置，麻酔薬の拡がりを確認することが可能であり，盲目であった手技を視覚化することを可能にした．そのため，超音波ガイド法の成功率は，他 2 つの方法と比較して高いことが示されている [1)2)]．しかし，超音波ガイド法は「超音波画像内での針先の十分な確認」,「標的部位に穿刺針を誘導する技術」などが術者に求められるため，誰もが簡単にできる手技ではなく，麻酔科医に十分な訓練を必要とする．

本研究では，超音波プローブに設置したカメラで穿刺時の針を撮影し，得られた画像から針の三次元計測を行う．計測結果から，針の進行経路予測と針先位置予測を行うことで，麻酔科医の経験に関係なく，正確かつ安全な手技を実現することを目的とする．本報告では，単眼カメラとステレオカメラを使用した場合の，穿刺針三次元計測精度の比較を行った．

2. システム構成

本研究のシステムを Fig.1 に示す．

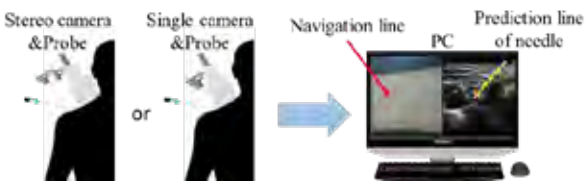


Fig.1 System configuration of peripheral nerve block support system

本研究のシステムは，超音波診断装置，パソコン，小型 USB カメラ(解像度：1280×960 画素)で構成した．Fig.1 に示すように，単眼カメラもしくはステレオカメラを超音波プローブに設置し，穿刺時の針を撮影する．穿刺針は，20[mm]，10[mm]毎にマークの付いた市販の針を使用した (Fig.2).

Fig.2 The needle used for anesthesia

得られた穿刺画像を画像処理することによって，針の刺入位置，角度，深さを計算し，生体内の針先位置と針進行経路予測を行う．また，針先位置と針進行経路予測結果を超音波診断画像上に合成し，穿刺時の画像とともに 1 台の PC モニタに表示する．さらに，穿刺時の画像に超音波診断画像断面を示すナビゲーション線を引き，針を標的となる神経までガイドする．

使用するカメラは，事前にキャリブレーションを行い，焦点距離などの情報を示す内部パラメータとカメラの位置や傾きなどの情報を示す外部パラメータを取得しておく．カメラキャリブレーションには，画像処理ライブラリ OpenCV を使用し，取得したパラメータを使用して，画像の歪み補正を行った．

3. 刺入位置・刺入鉛直角度計測実験

3.1　単眼カメラによる計測方法

＜刺入位置計測＞

カメラの高さを 100[mm]に固定して穿刺針を撮影した．次に，画像右端を刺入位置 0[mm]とし，針先端を画像左端の方向へ 5[mm]間隔ごとに 80[mm]の位置までナビゲーション線上を水平に移動させた．次に，カメラの高さ h，水平画角θ_hと画像の解像度(1280 画素)から 1 画素の長さ(mm)を求めた．画像右端から針先端までのピクセル距離に，求めた 1 画素の長さをかけることによって，刺入位置を算出した．各刺入位置において 3 回の計測を行った．

＜刺入鉛直角度計測＞

空間座標系における任意の点の三次元座標(X_w,Y_w,Z_w)と画像座標(u,v)の関係は，以下の式で表される．

$$u = \frac{f}{\delta_u} \times \frac{r_{11}X_w + r_{12}Y_w + r_{13}Z_w + t_1}{r_{31}X_w + r_{32}Y_w + r_{33}Z_w + t_3} + C_u$$
$$v = \frac{f}{\delta_v} \times \frac{r_{21}X_w + r_{22}Y_w + r_{23}Z_w + t_2}{r_{31}X_w + r_{32}Y_w + r_{33}Z_w + t_3} + C_v \qquad (1)$$

(1)式において，r と t は座標系の回転移動行列と平行移動ベクトルであり，δ_u，δ_v は u，v 各方向の 1 画素の長さ(mm)を表す．また，C_u, C_vはそれぞれ画像中心に対する u，v 方向の光軸位置のズレである．これらの値は，カメラのキャリブレーションによって事前に取得した．各刺入鉛直角度時のマーカー三次元座標を(1)式に代入し，マーカー各点の画像座標理論値を算出した．次に，得られたマーカー各点の画像座標理論値から，刺入鉛直角度変化に対する各マーカー間距離の変化をピクセル値で求めた(Fig.3).

各刺入鉛直角度のマーカー間ピクセル距離 2 と 6 の差を計算し，「刺入鉛直角度」と「マーカー間距離 2 と 6 の差」の関係式を算出した．穿刺時の針を撮影した画像からマーカー間ピクセル距離 2 と 6 の差を算出し，求めた関係式に代入することによって刺入鉛直角度を計算した．本計測でもカメラの高さは 100[mm]とし，ナビゲーション線上に針を一致させるようにして計測を行った．各刺入鉛直角度を 10 回計測した．

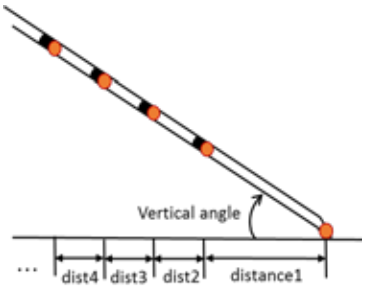


Fig.3 Mark to mark pixel distance of each vertical angle

3.2 ステレオカメラによる計測方法

ステレオカメラによる計測時は Fig.4 に示すように，カメラの高さを 130[mm]に設定し，右カメラを垂直線に対して約 10[deg]内側に傾けた状態でカメラを固定した．事前にカメラのキャリブレーションを行い，内部パラメータと外部パラメータを取得した．両カメラで穿刺針を撮影し，得られた画像を二値化した．次に，二値化画像の白いピクセル群にラベリング処理を行うことにより，穿刺針につけられたマーカーの自動認識を行った(Fig.5).

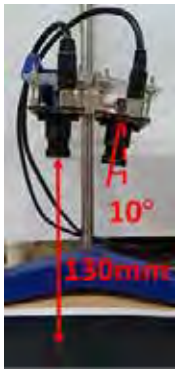


Fig.4 Fixture of two cameras

Fig.5 Automatic needle recognition

ラベリング処理時に針先端と各マーカーの画像座標が取得できるため，画像座標とカメラの内部・外部パラメータを使用して，穿刺針各点の三次元座標を算出した．カメラの内部・外部パラメータの積を 4 行 4 列の透視投影行列 P とし，画像座標(u,v)とすると，三次元座標(X_w,Y_w,Z_w)は以下の式で求められる．

$$\begin{bmatrix} p_{31}{}^{L}u^{L} - p_{11}{}^{L} & p_{32}{}^{L}u^{L} - p_{12}{}^{L} & p_{33}{}^{L}u^{L} - p_{13}{}^{L} \\ p_{31}{}^{L}v^{L} - p_{21}{}^{L} & p_{32}{}^{L}v^{L} - p_{22}{}^{L} & p_{33}{}^{L}v^{L} - p_{23}{}^{L} \\ p_{31}{}^{R}u^{R} - p_{11}{}^{R} & p_{32}{}^{R}u^{R} - p_{12}{}^{R} & p_{33}{}^{R}u^{R} - p_{13}{}^{R} \\ p_{31}{}^{R}v^{R} - p_{21}{}^{R} & p_{32}{}^{R}v^{R} - p_{22}{}^{R} & p_{33}{}^{R}v^{R} - p_{23}{}^{R} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_w \\ Y_w \\ Z_w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_{14}{}^{L} - p_{34}{}^{L}u^{L} \\ p_{24}{}^{L} - p_{34}{}^{L}v^{L} \\ p_{14}{}^{R} - p_{34}{}^{R}u^{R} \\ p_{24}{}^{R} - p_{34}{}^{R}v^{R} \end{bmatrix}$$

ステレオカメラでは，2 台のカメラを使用することから，各パラメータの上部の添え字に L と R を設けている．この式の最小二乗解を求めることにより，左右のカメラに映った針先端と各マーカーの三次元座標を求めた．

刺入位置計測と刺入鉛直角度計測の方法は単眼カメラの場合と同じである．

4. 結果

刺入位置計測実験の結果を Fig.6 に示す．

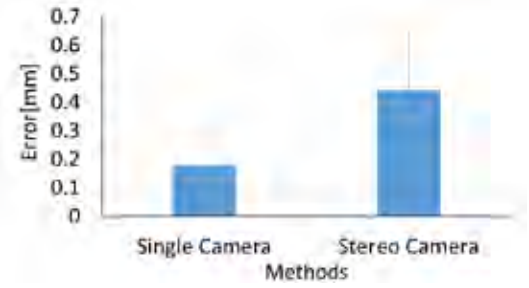


Fig.6 Error by insertion position

Fig.6 より，刺入位置計測では，単眼カメラを使用した場合，0.18±0.13[mm]の誤差が生じ，ステレオカメラを使用した場合，0.44±0.22[mm]の誤差が生じた．単眼カメラの方が誤差が小さい結果となった．

刺入鉛直角度計測実験の結果を Fig.7 に示す．

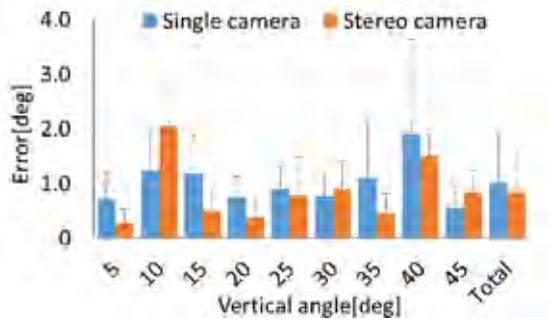


Fig.7 Error of each vertical angle

Fig.7 より，刺入鉛直角度計測では，単眼カメラを使用した場合，全体で 1.00±0.89[deg]の誤差が生じ，ステレオカメラを使用した場合，0.85±0.72[deg]の誤差が生じた．角度計測では，ステレオカメラの方が誤差が小さい結果となった．

5. まとめ

刺入位置，刺入鉛直角度計測実験の結果，単眼カメラとステレオカメラをそれぞれ使用した場合，刺入位置を約0.5[mm]以下，刺入鉛直角度約 1.00[deg]以下の誤差で計測可能であった．得られた結果から，単眼カメラによる針の三次元計測精度は，ステレオカメラと同等の計測精度を有することが示された．そのため，単眼カメラを使用することにより，ステレオカメラと比較して安価かつ手技を妨げることなく針の進行経路予測と針先位置予測を行うことが可能であることが示唆された．また，本実験で得られた刺入鉛直角度の計測精度は，約 5[mm]の末梢神経への穿刺支援では，不十分であるが，約 13[mm]の神経叢への穿刺支援では，十分な計測精度であると考えられた．

6. 参考文献

1) Young Hoon Jeon, Easier and Safer Regional Anesthesia and Peripheral Nerve Block under Ultrasound Guidance, Korean J Pain 2016 January; Vol. 29, No. 1, pp.1-2, 2016
2) Barrington, Michael J. PhD, Ultrasound Guidance Reduces the Risk of Local Anesthetic Systemic Toxicity Following Peripheral Nerve Blockade, Regional Anesthesia & Pain Medicine:July/August Vol.38, Issue 4, pp.289-297, 2013

複数レンズで取得した光線画像を用いた 3 次元的な表面情報取得法の原理確認

Basic study of an acquisition method of the surface positions of three-dimensional objects using the images of the ray paths acquired through a lens array

○小笠原純平（東電大）　桑名健太（東電大）　佐藤佑樹（東電大）
土井根礼音（東電大）　土肥健純（東電大）
Jumpei OGASAWARA, Tokyo Denki University, Kenta KUWANA, Tokyo Denki University
Yuki SATO, Tokyo Denki University, Renon DOINE, Tokyo Denki University
Takeyoshi DOHI, Tokyo Denki University

Abstract: This paper reports an acquisition method of the surface positions of three-dimensional objects using the images of the ray paths acquired through a lens array. In order to detect the affected area during laparoscopic surgery, it is required to acquire the three-dimensional structures of organs from endoscopic images for registration between the endoscopic images and the CT or MR images. Therefore, we proposed an acquisition method of the surface positions of three-dimensional objects. In this paper, we developed a computer program implementing the proposed method and evaluated the computer program by measuring some curved surface shapes. It was confirmed that the developed computer program enables us to acquire the surface positions of the concave and convex shapes. This result shows that the proposed method will be applicable to acquire the surface positions of three-dimensional objects.
Key Words: Endoscope, Three-dimensional surface information, Lens array

要約： 手術中の患部位置の確認のため，術前に取得した CT や MRI から構成した 3 次元モデルと内視鏡で観察している部位との位置合わせが必要となる．そのため，内視鏡による体内の 3 次元的な表面位置情報の取得が望まれている．これに対し，三角測量の原理により対象の表面位置情報を取得する 2 眼内視鏡を用いたステレオ計測法の研究が行われているが，画像が更新されるたびに画像処理を行う必要があり，処理に時間がかかるという課題がある．そこで我々は原理的に処理時間を抑えた観察対象の 3 次元的な表面情報取得法を提案する．本研究では提案手法の原理確認を目的として提案手法を実装したソフトウェアを試作し，形状が既知の物体を対象として，物体の表面位置情報を取得することでソフトウェアの評価を行った．

提案する表面情報取得法では，撮像素子の前にレンズアレイを配置したものを撮像部として用い，取得した画像から対象表面の 3 次元位置情報を取得する．撮像素子はレンズアレイの焦点面に配置されており，レンズアレイと撮像素子の関係から撮像素子の各画素に記録される光線の経路は一意に決まる．撮像時に光線経路の交点位置に物体表面が存在する場合，その表面部分からの光線の経路上の画素には同一の値が記録される．そのため処理部では各交点において各光線に関連する画素値の比較を行うことによりその点に物体が存在するかどうかを判別することができる．各交点には撮像部の座標系に対する座標を対応づけておくことで，対象の 3 次元的な表面形状を表す点群を取得することができる．各交点の座標は計測前に算出し設定しておくことが可能であるため，計測時の処理は画素値の比較処理のみとなる．

本研究では各光線の交点の座標を計算し，交点からの光線が入射される画素の値の比較を行うソフトウェアを試作した．原理確認として CG で作成した形状が既知のモデルを対象に，撮像部で取得される画像をソフトウェア的に作成したものを入力として，出力されたモデル表面の点群の位置を評価した．モデル形状を平面とし，曲率を変更した凹曲面，凸曲面形状を対象として評価したところ，それぞれの形状を表す点群の取得が可能であることを確認した．この結果から，提案手法により 3 次元的な表面情報を取得できる可能性が示唆された．
キーワード：内視鏡，3 次元表面情報，レンズアレイ

確率共鳴を用いた厳しい照明条件下での画像強調法

Image enhancement under severe lighting conditions using stochastic resonance

小島　範子*，松本　直文**，山城　光雄**

Noriko Kojima*, Naofumi Matsumoto** and Mitsuo Yamashiro**

*足利工業大学大学院　情報・生産工学専攻, **足利工業大学　工学部創生工学科

概要:　セキュリティ分野や工学的応用のみならず医療・福祉などの諸分野で顔・人体・移動物体の検出・認識の重要性が指摘されている．しかし，現状では様々な撮影上の悪条件に対し，完璧な検出・認識システムはできていない．ここでは，逆光や夜間など厳しい照明条件下で特徴検出ができない問題に重点を置き，システムの使用環境に依存しないロバストな画像強調法を提案する．解決手法として確率共鳴を画像強調向きに改良したアルゴリズムを用い，顔や人体検出の実験に基づいて提案手法の有効性を明らかにする．

Keywords:　確率共鳴，画像強調，画像理解，顔検出，人体検出

1.　はじめに

セキュリティ分野や工学的応用のみならず医療・福祉などの諸分野で顔・人体・移動物体の検出・認識の重要性が指摘されている．しかし，現状では完璧な検出･認識システムができていない．これには，対象物の向きや角度，逆光や夜間などによる明暗，天候など撮影上の様々な要因が考えられる．

筆者らは，逆光や夜間など厳しい照明条件下で特徴検出ができない問題に重点を置き，この問題を解決するための手法として，オリジナルの静止画像をグレースケール化したうえで，確率共鳴（SR:Stochastic Resonance）[1]の考え方を適用する画像強調法を提案している[2-4].

ここでは，これまでの静止画像からの顔検出[2-4]のほかに人体検出の実験を加えて，従来のコントラスト調整法の結果とも比較して，提案手法の有効性を検証する．顔検出の評価には，Lamsal及び筆者らの一部による検出法[2]，並びにOpenCV に既存の顔検出パッケージ[5]を用い，両者の比較を行っている．また，人体検出の評価には，OpenCV のパッケージ[5]を用いている．

2.　SR を用いた画像強調法の提案

2.1 SR を用いた画像強調のアイデア

SR の考え方は元の信号にランダムな微弱なノイズを加え，しきい値を定めることで信号中の隠れた情報を抽出する方法である[1]. SR の概念は，科学の発展とともに広い分野で活用されるようになり，主に時系列信号の処理に用いられる．

本研究では静止画像を扱うため，画素ごとの階調のスキャンデータを対象に白色ノイズを加える．SR のパラメータにはノイズレベルとしきい値があり，これらを適切な値に調整することで画像内から必要な情報を抽出する．このオリジナル SR を画像強調に用いるアイデアを図 1 のイメージで示す．

図 1　オリジナル SR

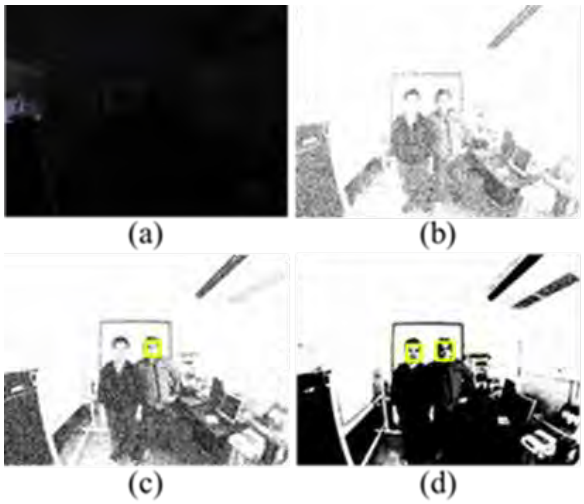


図 2　オリジナル SR の適用例：(a) Original dark image; (b) noise = 1, threshold = 1; (c) noise = 2, threshold=3; (d) noise =4, threshold =4;

表 1　オリジナル SR による顔検出：マニュアルチューニングの結果（原画像は図 2(a)）

Threshold value	Noise Level					
	0	1	2	3	4	5
0	×	×	×	×	×	×
1	×	×	×	×	×	×
2	×	×	△	△	△	△
3	△	△	○	○	○	△
4	○	○	○	○	○	△
5	×	×	△	△	△	△

筆者らは，これまでにオリジナル SR のパラメータチューニングに関する予備実験を行った[4].

図 2 は，2 人の人物が暗闇に立っている原画像(a)に対し SR のパラメータの組み合わせについて顔検出を用いて実験したもので，パラメータが適切な値であったとき黄色の顔検出枠ができることを示す.

表 1 は，これに対する予備実験の結果をまとめたもので，○は 2 人とも顔検出できた場合，△は 1 人だけ検出できた場合，×は検出できない場合を示す．この実験結果は，オリジナル SR のチューニングの難しさを示す.

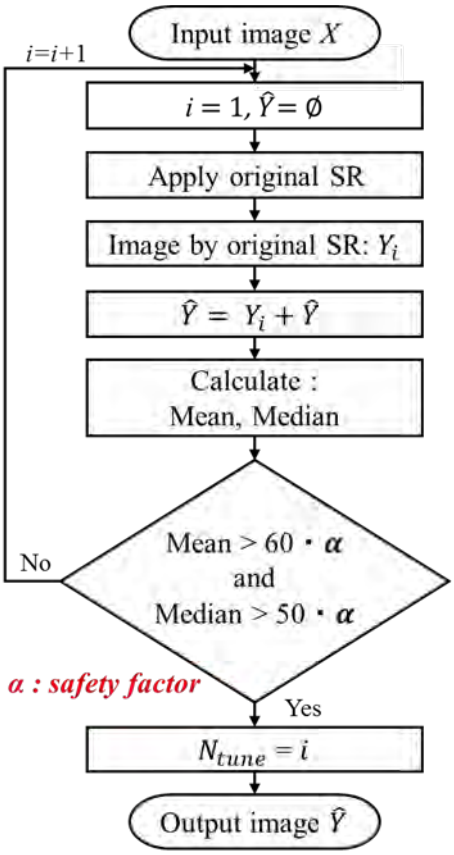


図 3　SR に基づく画像強調アルゴリズム

2.2 SR に基づく画像強調法の改良

時系列信号処理のために提案された Collins ら[6] による SR の考え方を画像強調のために採用した．これは，オリジナル SR のプロセスを並列加算処理に変更したもので，SR パラメータの一部分をチューニング不要にした．ただし，並列加算処理の回数 N のチューニングが必要である.

本稿では，N をオートチューニングする，改良した SR の仕組みを導入した[4]．この SR のアルゴリズムのフローを図 3 に示す．X は原画像，$\hat{Y}$ は SR プロセスで修正された画像，Y_i は i 番目の SR プロセスを示す．α は検出に対する安全率である．ノイズレベル（白色ノイズ）は，予備実験の結果より階調値は 3 を採用し，しきい値（階調の値）は 0 を採用した．これによりランダムノイズで生成される負の階調値の発生を除いている．これは暗い画像中の重要情報が失われないようにするためである.

また，予備実験から経験的に Mean を 60・α，Median を 50・α，安全率 α=1.1 を採用した．このシステムのヒストグラム表示は，画素値の 0（黒）と 255（白）を除外して階調 1-254 を採用している．これはヒストグラムが極端に 0 や 255 に偏ってしまうとヒストグラムの変化が捉えにくくなるのを防ぐためである．

3.　提案アルゴリズムの実験と評価

3.1 顔検出の実験

(1) Lamsal らによる検出法[2]の実行例

Lamsal らによる検出法は，UKF（アンセンテッド Kalman フィルタ），Sober フィルタ，Viola-Jones 顔検出法の改良版を組み合わせた高性能顔検出器であり[2]，コントラスト調整では検出の難しい暗い画像から顔の検出を可能にする．また，顔以外を検出する誤検出のエラーも少ない．なお，コントラスト調整法は，OpenCV に既存のパッケージを用いた．この実行例を図 4 示す．

図 4 の原画像は，手前の人物の背後に LED のライトアップがあるもので，これに対しコントラスト調整では人物の顔を検出できない．一方，SR による提案手法では，背後に 2 か所にエラーがあるが，手前の人物の顔を検出ができている．それぞれの画像に対するヒストグラムを付加した．

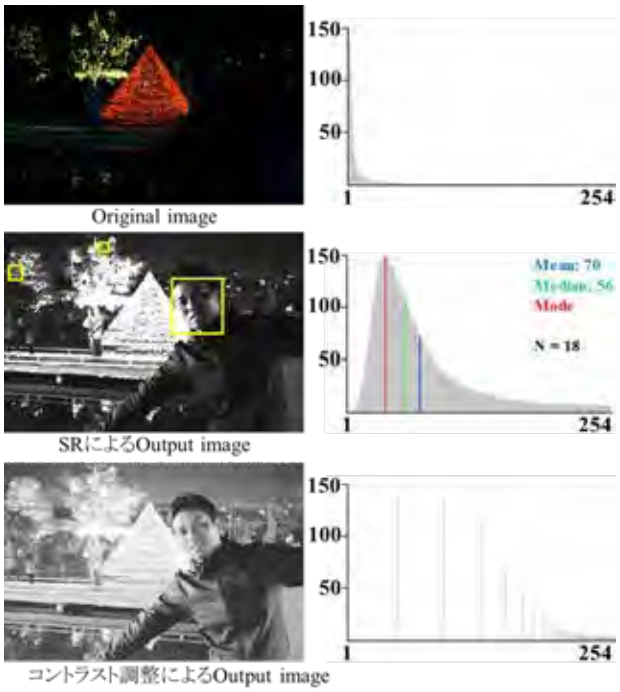


図 4　Lamsal らによる検出法の実行例

(2) OpenCV の既存顔検出パッケージ[5]の実行例

OpenCV で用意された顔（正面）検出パッケージの実行結果を図 5 に示す．この暗い室内で撮影された原画像並びにコントラスト調整後の画像に対して OpenCV の顔検出を適用すると，図 5 の最下部に示すように顔以外の位置に大量のエラー（黄色の枠表示）が発生した．一方，SR による提案手法では画像に対しては，誤検出のエラーが発生せず，顔のみを正確に検出した．

OpenCV の顔検出パッケージでの実験では全体的に細かなエラーが多々発生し，Lamsal らの検出法に比べ，正確な顔検出は難しい．一方，SR による提案手法を用いることでエラーの発生を抑える効果があることを確認した．

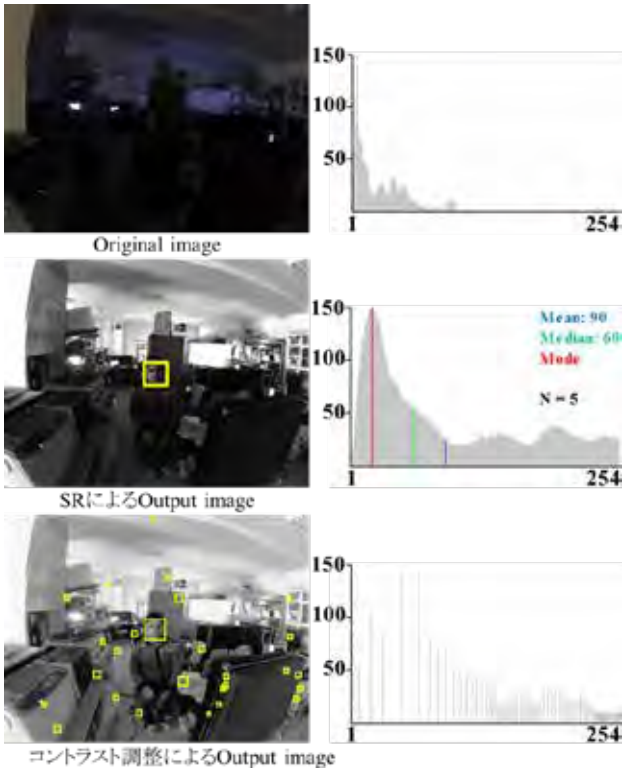


図 5　OpenCV の既存顔検出パッケージの実行例

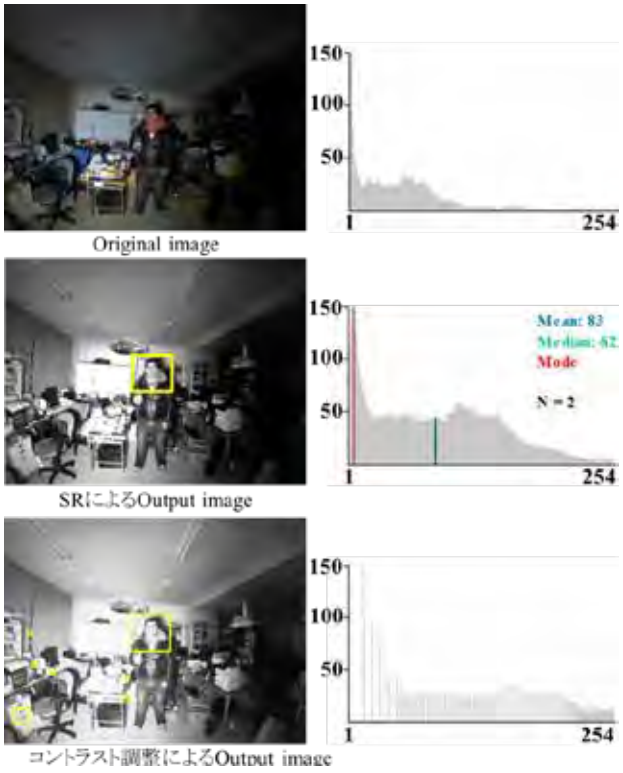


図 6　人体検出の実験結果

3.2 人体検出の実験

OpenCV の人体検出パッケージには，full body, upper body，lower body の 3 種類がある[5]．ここでは，このうちの胸より上を対象とする “upper body”検出を用いて実験を行った．この実験結果を図 6 に示す．前節の OpenCV の既存顔検出パッケージでの実験と同様に, 図 6 の暗い室内で撮影された原画像やコントラストを調整した画像で人体検出を行うと, 図 6 最下部に示すように人体以外の位置に多くのエラーが発生する．一方, SR による提案手法で原画像を強調することですべてのエラーは解消され, 人体のみを検出することができた．

OpenCV による顔と人体検出の実験を比較すると，顔の細かい特徴（目，鼻，口）を検出する顔検出よりも “upper body” の検出はしやすく，顔検出では難しい画像においても正しく検出ができた．しかし，顔に比べて人の形は検出対象が大きくなるためか, エラーが多く出る場合もあった．

4. おわりに

本稿では, SR を適用した画像強調法を提案し，その有効性について，顔検出，並びに人体検出の実験に基づき検証した．その結果，逆光や夜間など厳しい照明条件下で特徴検出ができない問題に対する有効性を明らかにした．

コントラスト調整法では正確な検出が難しい画像に対する実験結果から分かるように, 顔および人体検出ともに，SR による提案手法により，ほぼ正確に検出することができることを示した．

また，OpenCV の既存の顔や人体検出パッケージの実験では，SR による提案手法を用いることで検出のエラーが減少することを確認した．

参考文献

[1] R. Benzi, A. Sutera and A. Vulpiani, “The mechanism of Stochastic Resonance," J.Physics. A: Math and General, vol.14, pp. L453 -L457, 1981

[2] B. Lamsal, N. Kojima, and N. Matsumoto: “Impact of the stochastic resonance on dark and illumination variant images for face detection”, Journal of the Institute of Industrial Applications Engineers. vol. 3, no. 4, pp. 167-173, 2015.

[3] N. Kojima, B. Lamsal, N. Matsumoto: “An adaptive tuning stochastic resonance approach for image enhancement on illumination variant images”, Journal of the Institute of Industrial Applications Engineers vol.5, no.1, pp.1–8, 2017

[4] 小島範子，松本直文，山城光雄：“確率共鳴を用いたオートチューニング画像強調法の提案”，第 22 回知能メカトロニックスワークショップ，山梨大学，2017.8

[5] http://opencv.jp/

[6] J. J. Collins, C. C. Chow and T. T. Imhoff: “Stochastic resonance without tuning”, Letters to NATURE, vol. 376, pp. 236-238, 1995.

手術における体内遺残防止のためのガーゼカウントシステムの開発

Development of a count system for prevention of retained surgical gauzes in operation

○ 田嶋哲也（東京医療保健大学）楠田佳緒（東京女子医科大学）山下知子（大阪大学大学院）
山下和彦（大阪大学大学院）

Tetsuya TAJIMA, Tokyo HealthCare University
Kaori KUSUDA, Tokyo Women's Medical University
Tomoko YAMASHITA Graduate Schools of Osaka University
Kazuhiko YAMASHITA, Graduate Schools of Osaka University

Abstract: The surviving cases of surgery occurred at a rate of once per 10,000 cases, and 69% of them were reported as gauze. The cause is that the gauze count is performed manually and the shape of the gauze is changed due to deposits such as blood. Therefore, in this study, we made prototype of gauze counter system using X-rays. We developed an image processing program for hardware and surgical gauze detection. As a result, the X-ray parameters of hardware could be determined. In the gauze detection program, Raw data obtained from the detector is processed, an algorithm for three-dimensional reconstruction and number detection is developed, and the gauze number can be detected with high accuracy by combining the X-ray parameter and detection algorithm did.
Key Words: Retained Foreign Objects, Surgical Gauze, Nursing, Surgery Support System

1. はじめに

医療過誤は社会的な問題である．医療の IT 化が進む中，依然として医療器材の体内遺残が起きている．Atul らによると体内遺残は手術 1 万件に対し約 1 件発生しており，そのうち 69% がガーゼであると報告された[1]．日本医療機能評価機構の調査によると，ガーゼの体内遺残は毎年約 30 件報告されている[2]．この状況を受け同団体は，2015 年に「共有すべき医療事故情報」にガーゼの体内遺残を取り上げており，各医療機関に対して従来のガーゼカウントの問題点を指摘している[3]．

ガーゼの体内遺残が起きる要因として手術中のガーゼカウントが挙げられる．手術後のガーゼは血液などが付着して丸まったり，他のガーゼと重なるなど，ガーゼのカウントミスが起きやすい状況にある．開腹手術の際には，術中のレントゲンを使用し体内遺残を調べることが一般的であるが，血液付着ガーゼの場合，血液も画像上に映る，あるいは骨や臓器との境界線だと識別が困難となる場合がある．さらに発見できない場合もあると同時に，医療従事者や患者に不必要な X 線曝露が行われることになる．

そもそも数え間違いが発生しやすい状況下でのガーゼカウントのミスはヒューマンエラーではなく，システムエラーに該当すると考えられる．そのため，ガーゼカウントを行うシステム開発を行い，ヒトとシステムがダブルチェックできる体制を構築し，医療過誤を防止する環境を構築することが望まれる．

そこで本研究では，ガーゼカウントの工程の機械化を目指し，ガーゼを 3 次元撮影するための X 線撮影装置の開発，および撮影した画像からガーゼの枚数を推定するための画像処理部の開発を行うことを目的とした．本報告では，ガーゼ用 X 線撮影装置の開発，出力画像からガーゼを検出するための画像処理部の開発，及び手術用ガーゼを用いた検証実験について述べる．

2. 方法

2.1　ガーゼ用 X 線撮影装置の開発

図 1 に示すように，医療用のガーゼには，1 枚につき 20cm ほどの鋼線が 1 本含まれている．手術における閉腹前のガーゼの残留確認のためのレントゲン撮影はこの鋼線を確認しているため，体内に入れて使用するガーゼには必ず鋼線入りのガーゼを使用することとなる．

本研究ではこの鋼線に着目し，X 線による手荷物検査の要領でガーゼの枚数を検出することを考えた．そこでガーゼの鋼線を抽出するための X 線撮影装置の開発を行った．

図 2 に試作した X 線を用いたガーゼカウンタの外観を示した．図 3 に撮影装置の構成を示す．装置内部には X 線撮影装置，撮影制御のための回転台，蛍光紙を用いたフラットパネルで構成した．カウント対象のガーゼを装置内の回転台上に設置する．回転台を回し，一定の角度ずつ X 線撮影を行う．フラットパネルには各角度のガーゼの鋼線部分が透過される．フラットパネルに透過されたデータは Raw 形式と DICOM 形式の 2 種類出力ができ，それらのデータに画像処理を適用することで枚数の推定を試みた．

撮影に際し必要なパラメーターは，管電圧や撮影枚数である．管電圧は鋼線の透過量に影響し，撮影枚数は 3 次元構成の精度に影響する．

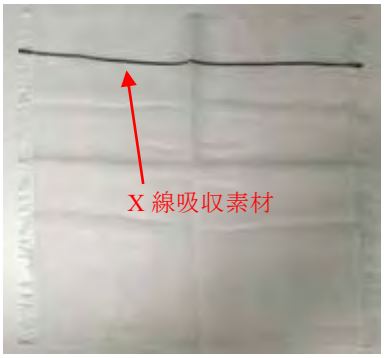


図 1　X 線吸収素材入りのガーゼ

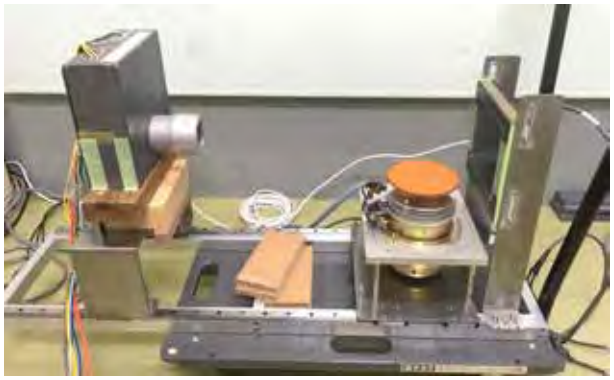


図 2 ガーゼカウンタの外観

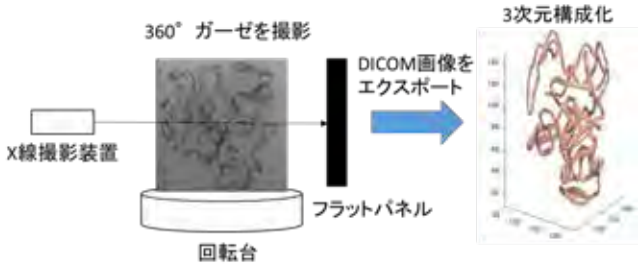


図 3 装置の構成

2.2　画像処理部の開発

上記で述べたように，手術用のガーゼは，血液や体液等が付着する．また装置内への異物の混入も想定され，鋼線部分を的確に抽出するための高度なフィルタ処理が要求される．本研究では，検出器から得られる Raw データと Dicom データを処理し，3 次元再構築とガーゼ検出プログラムを開発した．画像処理部の開発には，Matlab と ImageJ を使用した．

図 4 は各角度のスライス画像を用いて，ボリュームレンダリングを行った結果である．3 次元再構成には，Dicom データを利用した．Dicom データは 1 画素ごとに CT 値を保持している．各スライス画像の CT 値をから鋼線部分を抽出し，ノイズ処理をした後，3 次元再構成を実施した．この方法は鋼線のみを鮮明に再構成できるため，ガーゼを視覚的に把握することが出来る．

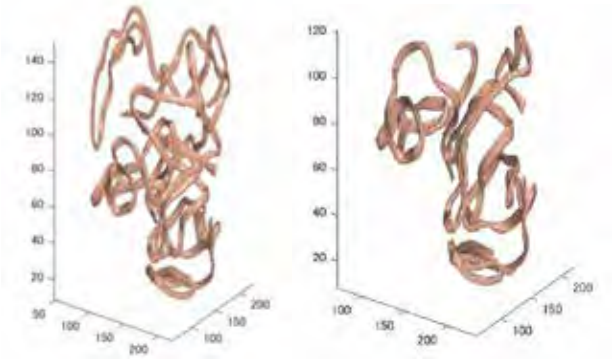


図 4 ボリュームレンダリングの結果
（左：5 枚，右：3 枚）

次に，ガーゼ検出プログラムについて述べる．本装置から得られる Raw データはフラットパネルの透過量をバイナリデータとして記録したものであり，輝度値が 0 から 255 の数値情報で出力される．図 5 は，各スライス画像の Raw データからヒストグラムを作成したものである．乾燥時のガーゼから作成したヒストグラムには，枚数に関係なく中央部に山が 1 つ出現する．累積値の山が他に見えないことから，この部分にガーゼの鋼線部が含まれている可能性が高いと考えた．この性質を利用し，ヒストグラムの中央部を分割し，ガーゼ部分の累積値の合計からガーゼ枚数の検出を試みた．

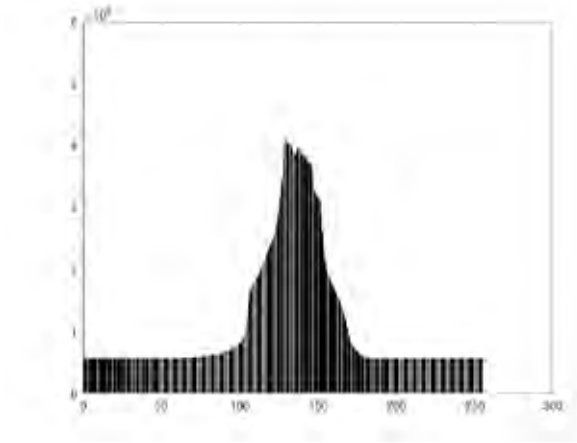


図 5　Raw データのヒストグラム

2.3　実験方法

検証実験は X 線造影材入りガーゼを 30 枚用意した．実験で用いたガーゼは付着物等がない乾燥状態のものを用いた．1～10 枚のガーゼを開発した装置を用いて 3 回撮影した．この際，撮影したガーゼは変えていないが，再度入れ替えを行い，撮影結果が変わるようにした．ハードウェアのパラメーターは管電圧は 60kv，管電流は 3 ㎃とした．

検出器から得られた画像データそれぞれに対し，3 次元再構成とガーゼ検出の処理を実施し，各枚数ごとの出力値とガーゼ枚数の相関分析を行った．

3. 結果

3.1 撮影画像について

図 6 は管電圧 60kv で撮影したガーゼである．乾燥時ガーゼの場合，鋼線の部分が透過されており，画像上で確認することができた．一方，ガーゼ部分の布も画像化されていることから，鋼線以外のものも画像化されることが分かった．

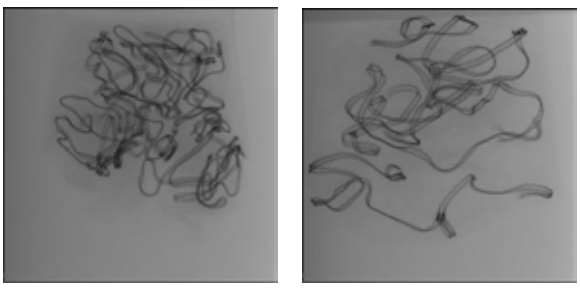


図 6 ガーゼの撮影結果
（右：9 枚，左：4 枚）

3.2 ボリュームレンダリングの結果

ボリュームレンダリングの検証には，出力値と枚数の変化を調べ，他ソフトウェアとの再構成結果の比較を行った．

表 1 は，通常時のガーゼのボリュームレンダリングの結

果である．1～10 枚のガーゼを 3 次元再構成し，頂点数の変化を調べた．頂点数とは，鋼線部分を再構成する際に必要となった頂点の数である．1 枚当たりの頂点数は，頂点数からガーゼ枚数を除算したものである．

ガーゼ枚数と頂点数の相関分析を実施した結果，0.99 と高い相関が得られた．

表 1 ガーゼの枚数と頂点数について

ガーゼ枚数	頂点数	1 枚当たりの頂点数
1	10210	10210
2	21118	10559
3	32022	10674
4	43619	10904
5	52723	10544
6	62925	10487
7	77832	11118
8	84572	10571
9	96124	10680
10	112091	11209

次に，他の画像処理ソフトウェアを用いて同一画像に対して 3 次元再構成し，本研究で作成したプログラムとの比較を行った．検証には，Volume Extractor と ImageJ を使用した．

結果を図 7 に示す．同一角度から比較した場合，赤枠で囲われた部分の特徴が類似している．また，他のソフトウェアと同様に鋼線部に途切れが生じておらず，既存のソフトウェアと同程度の再構成の精度を得ることが出来た．

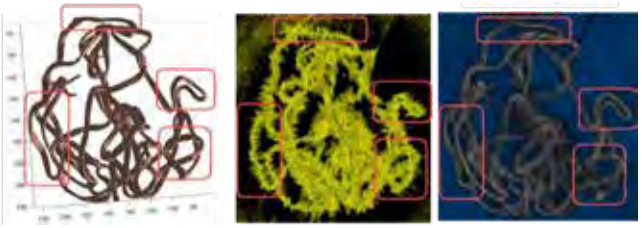


図 7　他ソフトウェアとの再構成結果の比較
（左：Matlab，中央：Volume Extractor，右：ImageJ）

3.3　Raw データによるガーゼ検出プログラムの検証

実験により得られた計 30 枚分の画像に対し，ガーゼ検出処理を実施した．図 8 に，ガーゼの検出実験の結果を示す．このグラフは 3 回分の抽出量の平均値を求め，横軸ガーゼ枚数，縦軸に抽出量を示した．

ガーゼ枚数の増加により，抽出値は直線的な変化が見られた．相関分析の結果，ガーゼの枚数に対する抽出値の相関係数は 0.99 であった．このことから，ガーゼの枚数の増加と抽出量の変化量には相関関係にあることが分かった．

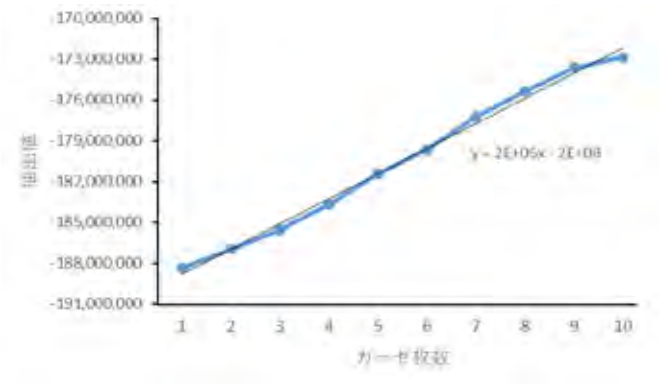


図 8　ガーゼ枚数と抽出量の関係

4. 考察

4.1　開発した X 線ガーゼカウンタの考察

本研究では，ガーゼの体内遺残を防止するために X 線を用いたガーゼカウントシステムの開発を行った．管電圧等のパラメータの決定を行い，その後，ガーゼ枚数の精度を向上させるための実験を行い，検出アルゴリズムを MATLAB を用いてプログラム開発した．

今回の実験から，1 枚から 10 枚までの 3 次元再構成結果について 3 パターン取得することができた．再構成の評価指標として，再構成された多角形の頂点数，および 1 枚当たりの頂点数を求めた．その結果，ガーゼ枚数と頂点数の相関関係が明らかになり，ガーゼ枚数を決定することができた．これらの結果を用いて，X 線パラメーターと 3 次元再構成に関する考察を行う．

本装置の X 線パラメーターは管電圧，管電流の 2 つである．管電圧は X 線の発生効率と強度に関係し，鋼線部の映り具合に影響を及ぼす．3 次元再構成，ガーゼ検出いずれも鋼線部の透過量によりガーゼ枚数を推定することから，X 線パラメーターは最適なものである必要がある．図 6 は，管電圧 60kv，管電流 3 ㎃で撮影したものである．画像上からはガーゼの鋼線部，布部が確認できた．それ以外の要素は目視では確認できず，ノイズも比較的生じていないことが分かる．9 枚，4 枚のガーゼそれぞれ鋼線部は鮮鋭に映し出されており，鋼線の途切れは生じていなかった．以上のことから，ハードウェアに求められる要件は満たすことができたと考えられる．

次に 3 次元再構成に関する考察を行う．手術用のガーゼは止血のため様々な過程で用いられるため，ガーゼは折り曲げられたり，丸められたりする．このことがガーゼの形状変化に繋がり，ガーゼカウントのミスを誘発する要因となっている．本装置はガーゼの形状変化に対応するため，3 次元的に撮影するハードウェア，及び 3 次元再構成プログラムを作成し対応を試みた．図 4 は，本実験で撮影したガーゼについて 3 次元再構成をした結果である．図 6 の画像上では布部も透過されていたが，フィルタ処理を実施したことでガーゼの鋼線部のみを再構成することができた．また，再構成の結果から，鋼線部は曲がった状態でも 3 次元的に描かれていることが分かった．このことから開発した 3 次元再構成のアルゴリズムは，ガーゼカウントのミスの要因である形状の変化にも対応することができることが分かった．

以上のことから，3 次元再構成のための X 線パラメーターが決定でき，再構成もガーゼの形状の変化に対応できる高い精度を得ることができた．

4.2　ガーゼ検出プログラムの検証

実験により，Rawデータによるガーゼ検出プログラムでは，ガーゼ枚数と抽出値に相関関係が確認され，枚数推定のための指標が得られた．本研究の最終目標であるガーゼカウントの機械化のためには，X線透過量から鋼線部のみを抽出し，抽出量から枚数を推定する処理が必要である．実験結果で得られたRawデータの分布から，枚数推定の実現のための基礎的な検証を行った．

ヒストグラムの範囲は輝度値は0から255であり，0に近いほど暗く，255に近いほど明るくなる．ガーゼ検出プログラムでは，累積値の山が比較的中央に見られることから，輝度値が85から170までの領域に鋼線が含まれていると仮定し，当該領域の累積値の合計を求めた．1～10枚のガーゼに対しガーゼ検出プログラムを実施した結果，図8に示すように抽出量はガーゼ枚数の増加と共に線形の変化が確認でき，相関分析においても抽出量とガーゼ枚数の増加に関係性が見られた．このことから，1～10枚いずれの場合も，鋼線部の輝度値は85から170までの領域の間に含まれていることが示唆された．そしてガーゼ検出プログラムから得られる抽出値から，ガーゼ枚数を決定することができた．

以上のことから，乾燥時のガーゼにガーゼ検出プログラムを実施した結果，ヒストグラムをもとに鋼線部の輝度値を抽出することができた．抽出値は枚数と相関関係にあり，ガーゼカウントを実現するための指標を得ることができた．

5. 結論

本研究では手術中のガーゼカウントの機械化を目的に，X線を用いた撮影装置の開発，および3次元再構成，ガーゼ検出アルゴリズムの開発を行った．その結果，3次元再構成においては高い再現性を得ることができ，装置内のガーゼ鋼線を視覚的に把握することができた．ガーゼ検出プログラムにおいても，ガーゼ枚数と抽出量は線形の変化が見られ，枚数推定のための指標を得ることができた．これらの結果から，乾燥状態のガーゼの処理においては，三次元再構成，ガーゼ検出プログラムどちらも成果が得られたと考えられる．

本研究の意義は，手術中におけるガーゼの体内遺残を検知し，医療の質を高めることにある．ここまでの結果から，手術用ガーゼカウントシステムの構成が決定でき，画像処理部の基礎的な検証まで実施することができた．

参照文献

[1] Atul A. GawandeM.P.H., David M. Studdert, LL.B., Sc.D., M.P.H.,and Michael J. Zinner, M.D.M.D.,. Risk Factors for Retained Instruments and Sponges after Surgery. The new england journal of MEDICINE, 2003.

[2] 日本医療機能評価機構．医療事故情報収集等事業 平成27年度年報. 2015.

[3] 日本医療機能評価機構．共有すべき医療事故情報「体内にガーゼが残存した事例」. 2015.

[4] 畠中, 貴子; 川島, 愛; 前田, 幸子; 後石原, 明子（金沢大学）．再カウント時のガーゼ発見状況実態調査:ガーゼカウント不一致時どこを捜せばガーゼは出てくるか．金沢大学, 2007.

[5] 楠田佳緒．体内遺残事故防止のための手術用ガーゼカウントシステムの開発，立石科学技術振興財団助成研究成果集(第25号),2016.

[6] Alex Macario, Deam Morris, Sharon Morris. Initial Clinical Evaluation of Handheld Device for Detecting Retained Surgical Gauze Sponges Using Radiofrequency Identification Technology,2006

[7] C.William Kaiser,Sissie Freadman,Kathleen Pfeifer Spurling, Timothy Slowick, Holly A.Kaiser. The Retained Surgical Sponge,1996

[8] 金森, 井戸, 畑佐, 安田, 市川, 幅, 藤野, 坂野, 浅野, 小野木, 渡部．最新・X線CTの実践, 医療科学社, 2015

[9] 菅 賢史郎, 高橋 美香, 須田 桂子, 中山 美貴子, 柴田 富美子, 佐藤 孝子．手術における体内ガーゼ遺残をなくすための取り組み ～独自のガーゼカウントトレーを使用して～，日本農村医学会, 2010

乳房再建術中支援用システムにおける自動レジストレーションソフトウェアの精度評価

Accuracy evaluation of automatic registration software in breast reconstruction intraoperative support system.

○柳沼ひかる[1]，鈴木孝司[2]，千葉慎二[3]，鷲尾利克[4]，矢野智之[5]荒船龍彦[1]
1. 東京電機大学大学院理工学研究科，2. 日本マイクロソフト株式会社，3. 東京女子医科大学，
4. 産業技術総合研究所，5. がん研有明病院
○Hikaru Yaginuma[1], Takashi Suzuki[2], Shinji Chiba[3], Toshikatsu Washio[4], Tomoyuki Yano[5]
and Tatsuhiko Arafune[1]
1. Tokyo Denki University Graduate School of Science and Engineering,
2. Tokyo Women's Medical University, 3. Microsoft Japan,
4. National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, 5. Cancer Institute Hospital

1.　背景

乳がん治療である乳腺切除術の後に行われる乳房再建術において，乳房形状の整容性評価は医師による主観的評価が主流であり，定量的評価手法は未だ十分に確立されていない．とりわけ術中に術前形状との形状差情報を定量的に導出し，術者に提示する術中ナビゲーションの再建術応用も不十分である．

先行研究として，Kinect V2(Microsoft 社)を用い，乳房形状を計測する手法が報告されているが(1)，再建術において挿入する皮弁組織形状をシミュレーションするシステムであり，実際の再建術中に術前形状との定量的な形状差情報を術者に提示することは不可能である．

本研究室では,乳房再建術における課題解決手法として3次元センサである Kinect V2 を用い，計測した 3 次元情報を活用し,乳房切除術前と乳房再建術中における局所の形状差を定量的に導出し 2 次元マップとして提示するソフトウェアを開発した．[2)]

しかし，導出する形状差情報はPC画面に提示するものであり，医師がより直観的に治療を行えるための改良案として，局所の形状差分情報を患者の皮膚表在へ投影する，プロジェクションマッピングを用いることを考案した．

そこで本研究は,乳房再建術中支援用プロジェクションマッピングシステムにおける手動操作プロセスを極力排し,短時間でプロジェクションマッピングを用いた術中支援を実現するレジストレーションソフトウェアの開発を目的とする．

2.　ソフトウェア概要

ソフトウェアの要求仕様として，レジストレーション時間を 2 分以下とし，レジストレーションの精度として，20mm とした．

ソフトウェアの開発には，数値解析ソフトウェアである Matlab を用いた．乳房再建術中支援システムの全体図を Fig.1 に示す．

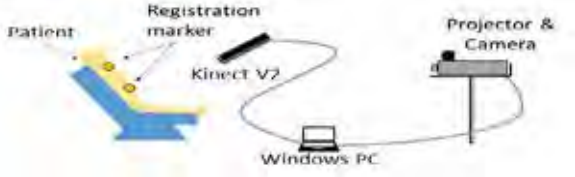


Fig.1　乳房再建術中システム概要図

Fig.1 より，プロジェクタ上部に設置した USB カメラから撮影した静止画を用いて，レジストレーションマーカの座標値を取得する．そして，乳腺切除術前と乳房再建術中に取得した患者の 3 次元データの形状差情報から 2 次元マップを導出する．導出した 2 次元マップ(形状差分画像)を Fig.2 に示す．

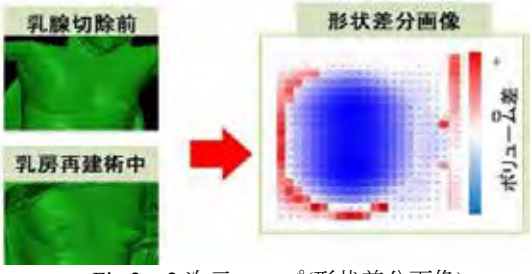


Fig.2　2 次元マップ(形状差分画像)

次に，患者から取得した 3 次元データに 2 次元マップをテクスチャした 3 次元データを作成する．作成した 3 次元テクスチャデータを Fig.3 に示す．

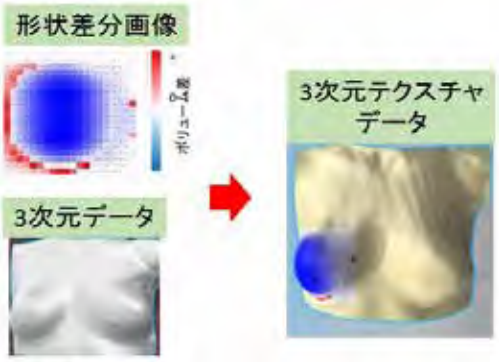


Fig.3　3 次元テクスチャデータ

そして，Fig.3 より 3 次元テクスチャデータからレジストレーションマーカの座標値を取得する．

静止画から取得したマーカ座標値を基準とし，3 次元テクスチャデータから取得したマーカ座標値のレジストレーションを行う．

3. 評価実験

開発したソフトウェアを用い，等身大マネキンをファントムとし，評価実験を行った．評価実験の実験系を Fig.4 に示す．

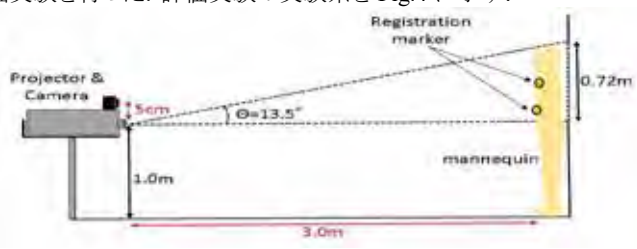


Fig.4 乳房再建術中支援システム実験系

まず,手動でレジストレーションした投影画像によるレジストレーションマーカの誤差を算出するために投影実験を行った．

患者を模擬したマネキンを用い,レジストレーションマーカとしてマネキンの鎖骨頸窩,左右肋骨最下点の 3 点に直径 40mm の球を取り付けた.本ソフトウェアを用いた場合と手動でレジストレーションを行った場合について,各 7 例行った.それぞれのレジストレーションに要した時間とマネキンと投影画像によるレジストレーションマーカの誤差を算出し,比較した.

4. 結果

レジストレーションを手動で行った場合，本ソフトウェアを用いて行った場合のそれぞれに要した時間，マネキンと投影画像によるレジストレーションマーカから算出した誤差を Table.1， Table.2 に示す.

Table 1，手動レジストレーション結果

	時間(s)	マーカ誤差(mm)		
		鎖骨	肋骨右側	肋骨左側
1	191.0	30.0	50.0	40.0
2	172.1	25.0	35.0	30.0
3	75.1	30.0	30.0	40.0
4	120.4	20.0	20.0	30.0
5	163.1	15.0	15.0	40.0
6	141.4	15.0	15.0	35.0
7	155.9	40.0	30.0	30.0

Table 2，ソフトウェアレジストレーション結果

	時間(s)	マーカ誤差(mm)		
		鎖骨	肋骨右側	肋骨左側
1	68.2	15.0	15.0	15.0
2	70.5	15.0	2.0	3.0
3	92.0	15.0	10.0	10.0
4	112.4	5.0	10.0	20.0
5	111.4	20.0	2.0	10.0
6	91.8	20.0	15.0	10.0
7	92.8	2.0	15.0	5.0

Table.1，Table.2 より，それぞれの平均値を算出した結果を Table.3 に示す.

Table 3，レジストレーション結果(平均値)

	時間(s)	マーカ誤差(mm)		
		鎖骨	肋骨右側	肋骨左側
手動	145.6	25.0	27.9	35.0
ソフトウェア	91.3	13.1	9.9	10.4

Table.3 より，手動レジストレーションと本ソフトウェアにおけるレジストレーションに要した時間の平均値を比較した結果を Fig.5 に示す.

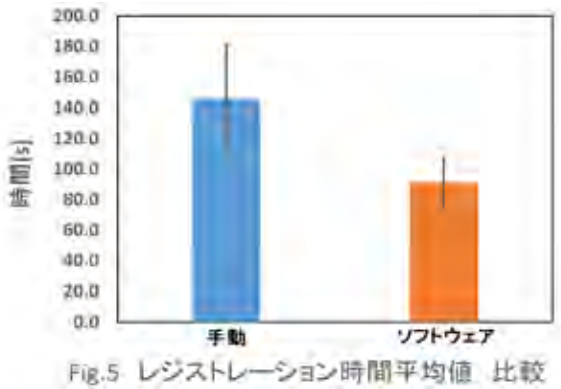


Fig.5 レジストレーション時間平均値 比較

Table.3 より，手動レジストレーションと本ソフトウェアにおけるレジストレーションによって生じたマーカ誤差の平均値を比較した結果を Fig.6 に示す.

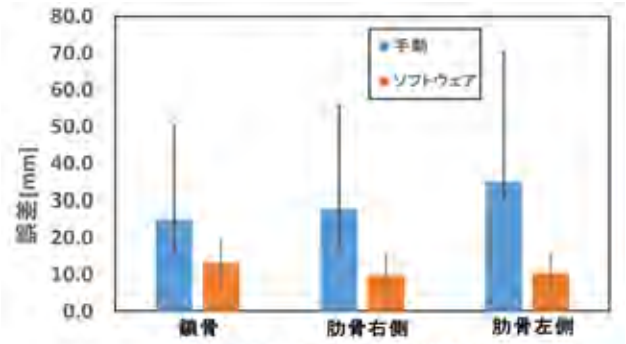


Fig.6 マーカ誤差 平均値

Fig.5，Fig.6 より，本ソフトウェアを用いることで，手動でレジストレーションを行うよりも時間が 37.3%減少した．また,マーカから算出した誤差が 47.6%～70.3%減少した.

Table3 より，3 点のマーカから算出した誤差の平均値は要求仕様の 20mm 以下を満たした．しかし Table2 より，4~6 例目においてマーカから算出した誤差が要求仕様である 20mm よりも大きい誤差が生じた.

5. 考察

本ソフトウェアを用いることで,レジストレーションに要する時間が 37.3%減少し,マーカから生じる誤差においても 47.6%～70.3%減少した.レジストレーションによる時間短縮に加え,精度も向上したプロジェクションマッピングによる術中支援が可能となると考える.

そして，7 例中 3 例でマーカから算出した誤差が Y 軸方向に 20mm 生じたことから，本ソフトウェアにおける拡大･縮小におけるアフィン変換アルゴリズムを検討する必要があると考える.

また，評価実験において用いたマーカが直径 40mm の球であり，座標を取得する処理を手動で行っているため，誤差が生じたことも考えられる.

6. 結論

乳房再建術中支援システムにおける手動レジストレーションプロセスを極力排し，時間短縮と精度向上を目指したレジストレーションソフトウェアの開発を行った.

本ソフトウェアを用い，患者を模擬したマネキンを使った評価実験により，プロジェクションマッピングにおけるレジストレーション時間が減少し，精度が向上したことを確認した.

本ソフトウェアを用いることで，乳腺切除術前と乳房再建術中における局所の形状差分情報を患者の皮膚表在へプロジェクションマッピングによって投影することで，定量的な形状差情報を術者に提示することが可能になると考えられる.

参考文献

1) Helga Henseler,(2015) The Kinect Recording System for objective three- and four-dimensional breast assessment with image overlays.:Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery 69, e27-e34
2) 中野祐樹ら,第 25 回日本形成外科学会基礎学術集会，2016 年 p137

３次元細胞培養基材としての貫通孔を持つエラスチンゲルの開発

Development of Elastin Gel having through holes as three-dimensional cell culture matrix

○ 井上綱太（三重大）　晝河政希（三重大）　石﨑梓（三重大）　三田百恵（三重大）

丹羽紘介（三重大）　出口智恵（三重大）　宮本啓一（三重大）　堀内孝（三重大）

Kota INOUE, Mie University, Masaki HIRUKAWA, Mie University, Azusa ISHIZAKI, Mie University,
Momoe MITTA, Mie University, Kosuke NIWA, Mie University, Chie DEGUCHI, Mie University,
Keiichi MIYAMOTO, Mie University, Takashi HORIUCHI, Mie University

Abstract: There are many elastic fibers mainly composed of elastin in tissues such as skin and blood vessels which require elasticity and stretchable in vivo. Currently, the three-dimensional culture matrix using collagen which is an extracellular matrix has been developed and used clinically. But elastic or stretchable three-dimensional culture matrix has not been developed. In this study, the gel was prepared by using elastin which is the main component of elastic fibers. And we measured its mechanical properties and observed its structure. As a result, we succeeded in developing elastin gel capable of three-dimensional culturing of cells with elasticity and stretchability, having through holes capable of embedding cells.
Key Words: Elastin gel, Elastic fibers, Mechanical property, Through holes

1. 緒言

生体内で弾性や伸縮性が必要な皮膚や血管などの組織にはエラスチンを主成分とする弾性線維が多く存在している。現在、細胞外マトリックスであるコラーゲンを用いた 3 次元培養基材が開発され臨床で使用されているが、弾性や伸縮性のある 3 次元培養基材は開発されていない。そこで、本研究では弾性線維の主成分であるエラスチンを用いゲルを作製し、その弾性率測定、構造について検討した。

2. 方法

2-1 アイソタイプ型水溶性エラスチンの抽出

ブタ大動脈から中膜層以外の部分を除去し、細かくミンチにした後、エタノールで脱水を行い乾燥させた。精製した不溶性エラスチンを熱シュウ酸処理し、透析を行った後凍結乾燥させ水溶性エラスチンを得た。抽出した水溶性エラスチンを弾性率、凝集温度によって A,B,C,D,E の 5 種類に分画した。本研究ではその中のエラスチン A とエラスチン E の 2 種類を用いた。(Table.1)

Table.1 Isotype fractionation of water soluble Elastin

Elastin class	A	B	C	D	E
Elastic modulus	50kPa<	25-50kPa	5-25kPa	<5kPa	Not gelation
Coacervate temperature	20-22.5℃	22.5-25℃	25-30℃	30-35℃	35-50℃

2-2 エラスチンゲルの作製

2-1 で作製したエラスチン A、及びエラスチン E を任意の混合比にして milli-Q 水に溶解して混ぜ合わせ、Dode-DSP[(1)](架橋剤)、 Na_2CO_3(加速剤)を加えた。その後遠心分離(2000rpm/3min) で脱気し、37℃のインキュベーター内で静置して自己組織化させることでゲルを作製した。ゲル化後は脱イオン水にて洗浄して、ゲル化に関与しないエラスチン E を除去し多孔質構造のゲル基材を作製した。

2-3 エラスチンゲルの力学的強度測定

作製したエラスチンゲルの力学的強度を測定するために引っ張り試験を行い、弾性率と伸長率を測定した。

2-4 エラスチンゲルの構造観察

作製したエラスチンゲル内の多孔質構造を確認するために、共焦点レーザー顕微鏡(CLSM)によって観察を行った。その際、エラスチンが発する自家蛍光によって観察を行った。

3. 結果

3-1 エラスチンゲルの弾性率・伸長率測定

エラスチン E の割合が増加するにつれて弾性率は有意に減少し、(Fig.1,A) 伸長率は増加する傾向にあった。(Fig.1,B)

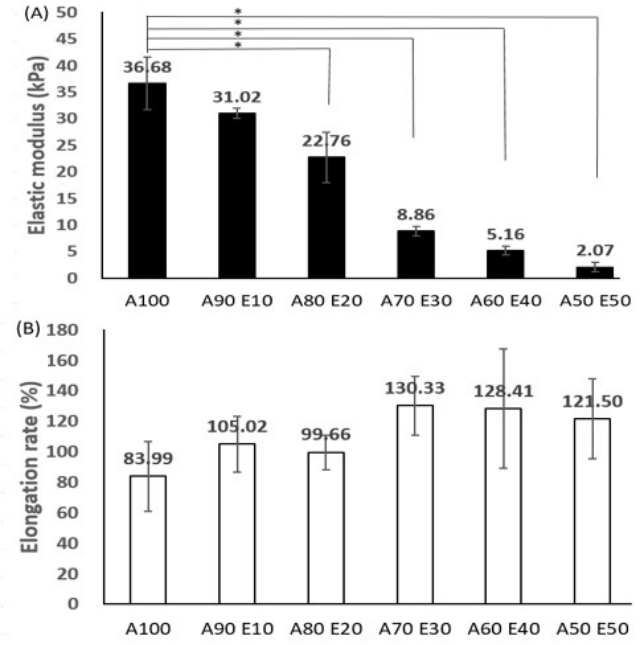


Fig.1 (A) Elastic modulus, and (B) Elongation rate of elastin gel (*: p< 0.01)　A=ElastinA, E=ElastinE

3-2 エラスチンゲルの構造観察

エラスチンEの割合が増加するにつれて、ゲル内に孔ができエラスチンゲルの構造に変化が現れた。(Fig.2)

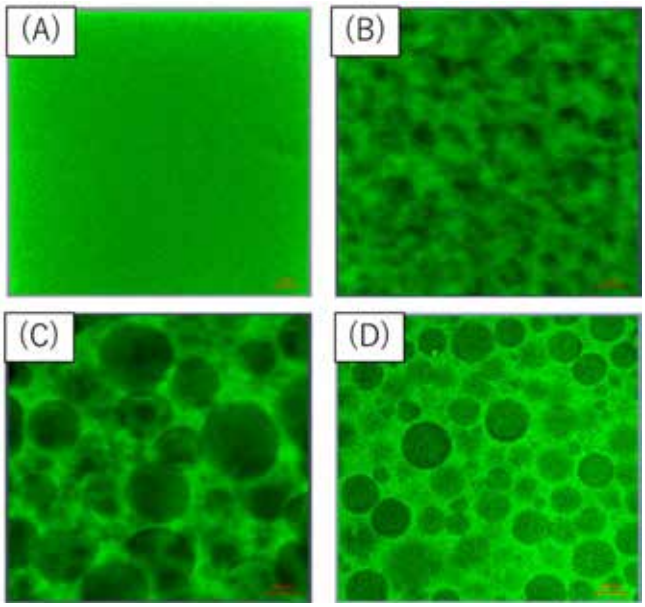


Fig.2 2D autofluorescence image of elastin gel
CLSM 2D image (A)ElaA:ElaE=100:0 (B)ElaA:ElaE=70:30 (C)ElaA:ElaE=40:60 (D)ElaA:ElaE=10:90
Scale bar=(A)2.0μm (B)5.0μm(C)10.0μm (D)100.0μm

3-2 エラスチンゲルの平均孔径の算出

共焦点レーザー顕微鏡で観察した画像を解析し、各ゲルの平均孔径を求めた結果、エラスチンEの割合が増加するにつれて平均孔径も増加することが分かった。(Fig.3)

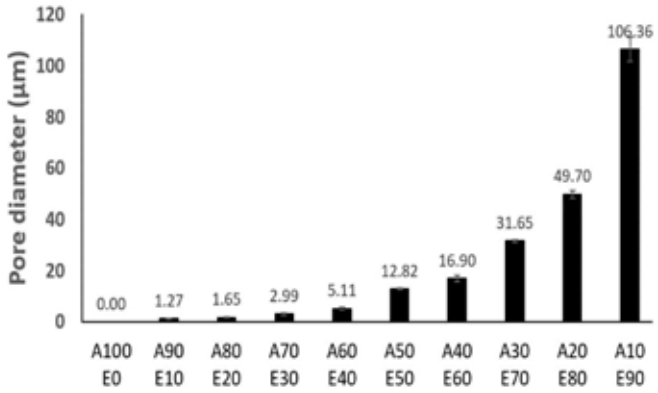


Fig.3 Pore diameter of elastin gel (n=30)
A=ElastinA, E=ElastinE

4. 考察

4-1 エラスチンゲルの力学的強度

エラスチンゲルは弾性や伸縮性のある材料であることが力学的強度測定により確認できた。エラスチンEの混合割合が高くなるほど弾性率は有意に減少し、伸長率は増加する傾向にあった。これはエラスチンEがゲル化能を持たないため、エラスチンAのみがゲルの架橋に関与しているためである。そのため実際のゲルはタンパク濃度40%で作製しているが、エラスチンEが洗浄により排出され、ゲル内のタンパク質の実質濃度が下がることから弾性率が減少したと考えられる。

4-2 エラスチンゲルの孔径の制御

エラスチンAとエラスチンEはコアセルベーション温度に差があり（Table.1）、エラスチンEにはゲル化能がないという点から2種類のエラスチンを混合することでミクロな相分離が生じると考えられる。すなわち、凝集しやすいエラスチンAの相では架橋によりネットワーク構造を形成しゲル化を起こす一方で、凝集しにくいエラスチンEの相では一部が架橋するものの、大部分は架橋できずにゲル内に留まり、洗浄中に分子鎖の短さによりゲル外に排出されたと考えられる。そのため、エラスチンEの混合割合が高い程ゲルの平均孔径が大きくなり、これらのエラスチンEの相同士が結合し連続孔を形成し、洗浄により貫通孔が形成すると考えられる。

5. 結論

本研究によって、エラスチンAとエラスチンEの2種類のアイソタイプ型エラスチンを用いることにより力学的強度及び平均孔径の異なるエラスチンゲルを作製することができた。エラスチンEの混合割合を高めることでゲル内に貫通孔を作製し、平均孔径の大きさを制御することに成功した。このことから作製したエラスチンゲルに細胞を包埋することで、3次元培養が可能であることが期待できる。

参考文献

(1) Keiichi Miyamoto, et al, Creation of cross-linked electrospun isotypic-elastin fibers controlled cell-differentiation with new cross-linker, International Journal of Biological Macromolecules, Vol. 45, No. 1, pp. 33-41, 2009.

不可逆的スナップスルーステント構造の設計と試作

Design and fabrication of the irreversible structure of snap-through stent

岡﨑　貴大[*1]，中原　佐[*2]，南　和幸[*2]
Takahiro OKAZAKI[*1], Tasuku NAKAHARA[*2], Kazuyuki MINAMI[*2]
[*1] 山口大学大学院 創成科学研究科 Graduate School of Sciences and Technology for Innovation, Yamaguchi University
[*2] 山口大学 Yamaguchi University

Recently, biodegradable stents have been developed. However, the biodegradable stents made of polymer with mesh structure, which is similar in metal stents, are not stiff enough to maintain a radial force in stenosis because of low stiffness of polymer. In this study, we have developed a novel polymer stent having a snap-through mechanism, and designed an irreversible structure, which has a function of not returning to original shape if the radial force is applied to the expanded stent. A reaction force for a forced displacement of the proposed stent structure was analyzed by using 2D FEM. Then, the proposed irreversible snap-through stent was fabricated, and its basic operation was evaluated. Plane model and stent structure were fabricated by using photolithography and reactive ion etching. In the expansion test for plane model, the snap-through structures performed successfully. However, some parts of the structure returned to original shape by out-of-place buckling. The results of the expansion test of proposed stent showed some parts of the stent returned to original shape by out-of-place buckling similar to the result of expansion test for plane model. It is considered that high stiffness of proposed stent structure caused the out-of-plane buckling. So, it is necessary to modify the design and dimension of the stent structure.

Key Words : Polylactic acid, Snap-through buckling, Irreversible structure, Biodegradable stent

1. 緒　　言

心筋梗塞や脳梗塞などの治療には，術後の社会復帰の容易なカテーテルやステントを用いた低侵襲治療が行われている．しかしながら，一般的に市販されている金属製や非分解性のポリマー製ステントは，永久的に体内に留まるため, 治癒後の生存期間が長い良性疾患や成長により体の大きさが変わる若年者への適用は禁忌であった．また，留置されたステントの力学的刺激により新生内膜の増殖が進むことによって再狭窄が起きると考えられている．そのため，生分解性のポリマーや金属(マグネシウム合金)製のステントが考案され，実用化が進められている[(1)(2)]．しかし，ポリマー製ではヤング率が低く，クリープ変形も起こしやすいため，金属製と同じ構造では必要な血管壁を支持する拡張力(ラジアルフォース)を持つことができない問題がある．我々は，生分解性ポリマーステントの拡張後に必要とされている拡張力を得るために，拡径形状を保持できる新規な機構として，スナップスルー構造を骨格としたポリマーステントを提案し開発を進めている[(3)]．開発の過程で，ステント拡張時における構造の伸長方向に対して，直角方向にスナップスルー動作が生じる構造を採用することにより，ステントに血管壁からのラジアルフォースが加わる場合においても，拡張前の形状には戻らない不可逆的な構造を実現できることを見出した．これを不可逆的スナップスルーステント構造と格付け，この構造の設計および，ポリ乳酸を用いた試作を行い，基本動作について評価を行った．

2. 不可逆的スナップスルー構造を備えたステント構造の概要と設計

提案する不可逆的スナップスルー構造と，この構造を取り入れた平面に展開したステントパターンの図を図 1 に示す．不可逆的スナップスルー構造は 2 つの安定した構造(図 1(b)，(c))を有するものであり，拡張前の安定した状態の構造(図 1(b))に一定の変位を加えるとスナップスルー動作を起こし，拡張後の安定した構造(図 1(c))に移

行する．このスナップスルー動作は構造の伸長方向に対して直角方向に起こるため，伸長方向と逆方向に力が加わっても拡張前の形状には戻らない．そのため，拡張後のステントにラジアルフォースが加わる場合においても，元の形状に戻ることはなく，反力を発生させて安定した構造を維持することが期待できる．これを生分解性ポリマーステントに応用することで，単純な網目構造のステントよりも高いラジアルフォースを発生させることができると考えられる．

製作するステントパターンについて，2 次元の FEM 解析を行って得られた強制変位とそれに対する反力の関係を図 2 に示す．解析は PLA 材料の物性値(ヤング率 3.5 GPa，ポアソン比 0.4，厚さ 0.2 μm) を用いて，大変形弾性解析で行った．図 2 において初期形状(変位=0)が安定した状態である．この状態から構造に変位を与えると途中までは反力が増加し続けるが，反力が極大を迎えた後は反力が低下し，反力は 0 以下になる．ここで構造は外力を加えることなくスナップスルー動作を起こし，反力が 0 となるもう一方の安定した構造に変形する．また，この安定した状態の構造に圧縮方向の変位を与えたところ，元の形状には戻らずに反力がマイナスの値を示した．従って，構造がスナップスルー動作を起こした後に，ステントに圧縮力がかかる場合においても，形状を保持しようとする力が働くと考えられる．

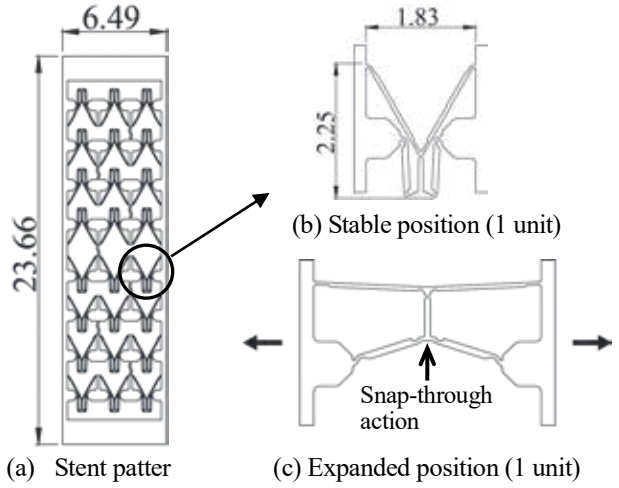


Fig.1 Stent pattern

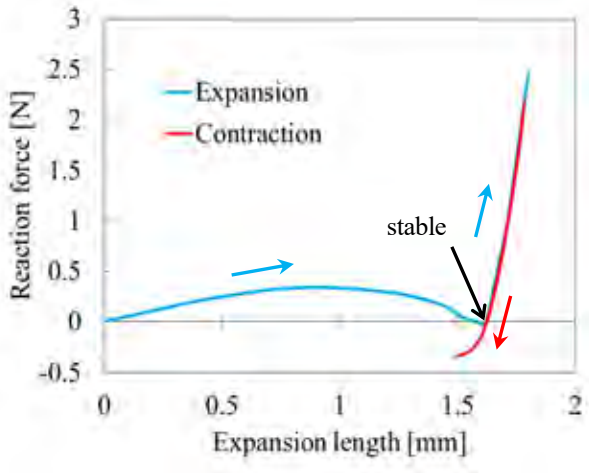


Fig.2 Reaction force of 1 unit by 2D FEM analysis

3.　ステント構造の試作方法

ステント構造の平面モデルは，ステントパターン形状に加工したフレキシブルステンシルマスクを用いて，PLA(ポリ乳酸)フィルム(東レ，エコディア，1B01CA，厚さ 200 μm)を酸素を用いた反応性イオンエッチング(Reactive Ion Etching，以下 RIE)によってステントパターン形状に貫通加工することにより製作した．円筒状のステント構造はそれを円筒形に熱加工して，端部同士を接着させることで製作した．

図 3 に平面モデルの加工プロセスを示す．まず，ガラス基板上に犠牲層と接着剤を塗布し(図 3(1))，フレキシブルステンシルマスクを張り付け(図 3(2))，不要な接着剤のエッチング(図 3(3))を行った．次にフレキシブルステンシルマスクを剥離(図 3(4))させて，PLA フィルムに張り付けた(図 3(5))．その後，PLA フィルムの酸素 RIE 加工を行い(図 3(6))，PLA フィルムからフレキシブルステンシルマスクを剥離した(図 3(7))．

図 4 にステントの円筒化プロセスを示す．製作した平面モデル(図 4(1))を，熱加工により円筒状にした(図 4(2))．円筒状になったステントをテフロンチューブで覆い(図 4(3))，合わせ部にクロロホルムを塗ることで，合わせ部を接着した(図 4(4))．今回製作するステントには背骨状の直線的な梁があるため，この部分を切断することによりステントに柔軟性を持たせた(図 4(5))．以上のプロセスによりステント構造を完成させた．

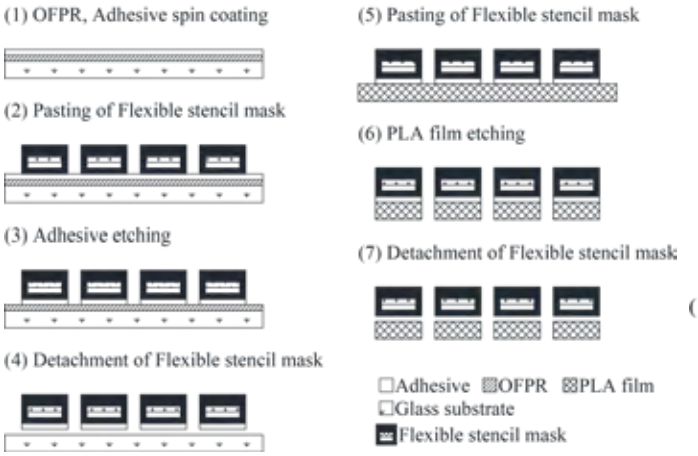


Fig.3 Fabrication process of plane model

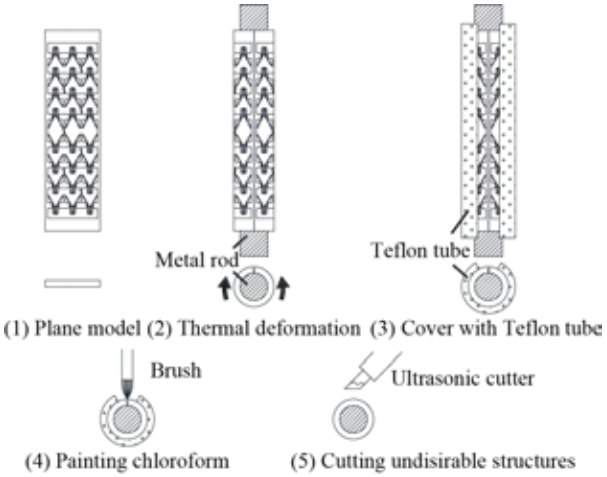
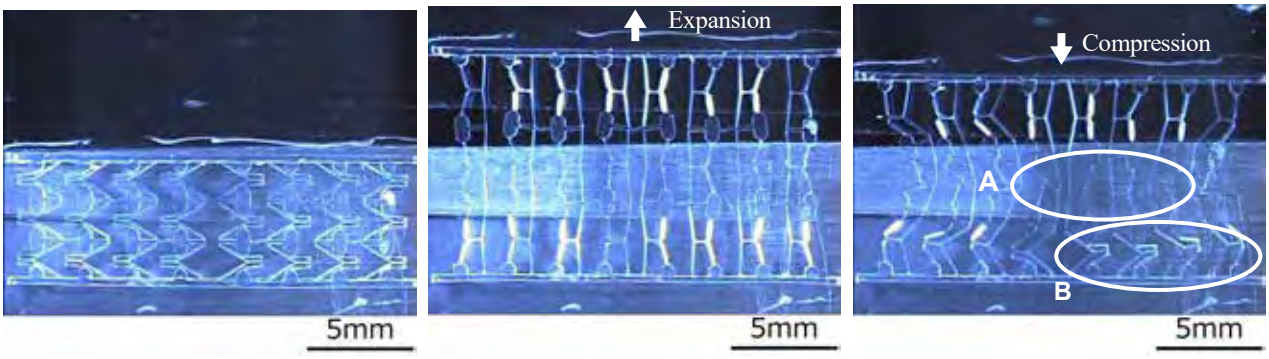


Fig.4 Fabrication process of stent

4.　製作したステント構造の機能評価

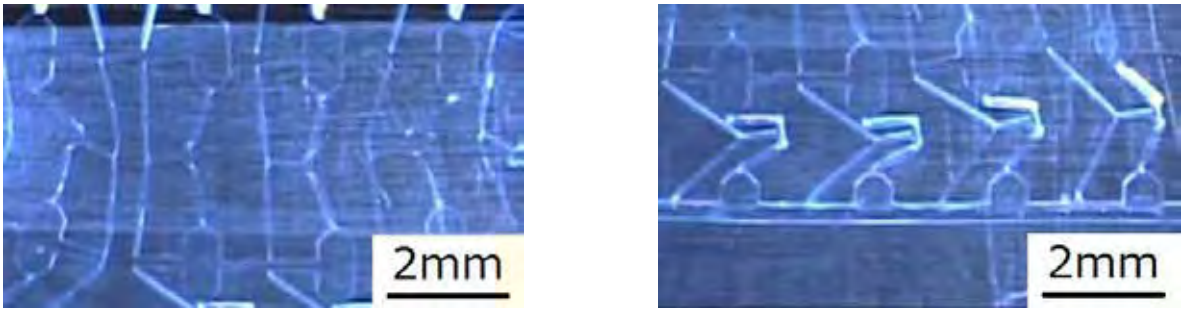
4・1　平面モデルの拡張動作，形状評価

製作したステントの平面モデルを拡張する試験を行い，スナップスルー構造が正常に動作するかを評価した．また，拡張した平面モデルに圧縮方向の力を加え，提案する構造が不可逆的な挙動を示すかも評価した．図 5(a)に製作した平面モデルの全体図を示す．また，図 5(b)に 4.8 mm だけ拡張させた平面モデルを示し，この状態から 2 mm だけ圧縮した平面モデルを図 5(c)に示す．図 5(b)より，拡張によってスナップスルー構造が正常に動作していることが確認された．拡張した平面モデルを圧縮した結果，図 5(c)の A 部のように拡張した状態を維持している部分と，B 部のように元の形状に戻る部分が観察された．ここで，図 6(a)に図 5(c)の A 部の拡大図を，図 6(b)に B 部の拡大図をそれぞれ示す．



(a)　Plane model before expansion　　(b)　Expanded Plane model　　(c)　Compressed Plane model

Fig.5 Plane model



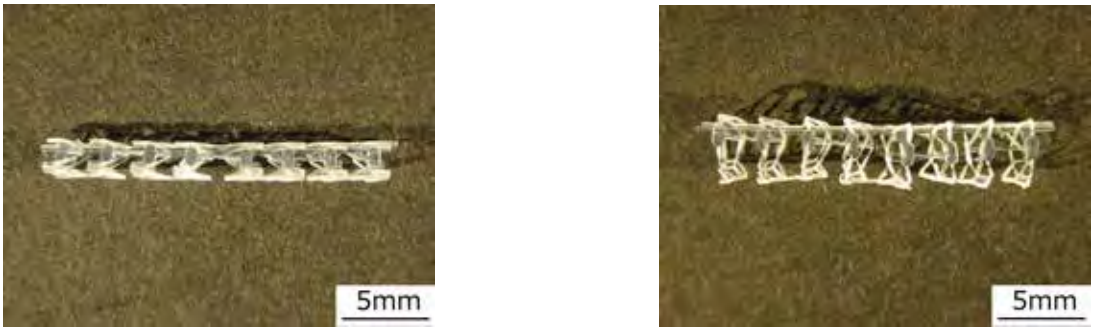
(a) The part A in the Fig.5(c)　　(b) The part B in the Fig.5(c)

Fig.6 Enlarged view of compressed Plane model

図 6(a)より，A 部では提案した構造が伸長方向に対して直角方向にスナップスルー動作を生じ，不可逆的な挙動を示していることが確認された．一方，図 6(b)より，B 部では提案した構造が圧縮によって元の形状に戻ることが確認された．この元の形状に戻った部分については，圧縮方向とは垂直な面外方向に座屈していることが観察された．よって，今回提案したステントパターンは想定していない座屈変形による別の経路を辿って，元の形状に戻ると考えられる．

4・2　ステント構造の拡張動作，形状評価

製作した円筒状のステント構造をバルーンカテーテルによって拡張する試験を行い，スナップスルー構造が正常に動作するかを評価した．図 7(a)に製作したステントの全体図を示す．ステント外径は 2.17 mm で拡張後のステント外径は 3.68 mm であった．図 7(b)に拡張後のステントの全体図を示す．今回提案したステント構造の設計値は，拡張前の外径が 2.16 mm，拡張後の外径が 3.69 mm であったため，正常に製作できたと考えられる．図 7(b)より拡張によって拡径形状を保持していることが確認できる．しかしながら，完全にスナップスルー構造が動作せずに拡張前の構造に戻ろうとしている部分も確認された．これは平面モデルの拡張試験結果と同様に，構造がステントの周方向ではなく半径方向に座屈を起こすことで，元の形状に戻ろうとしているものと考えられる．したがって，今回提案したステントパターンは，半径方向の座屈を起こさない，あるいは半径方向の座屈を起こしても不可逆的スナップスルー構造が正常に動作するような設計，形状，寸法の修正が必要である．



(a) Stent before expansion　　(b) Expanded stent

Fig.7 Fabricated stent

5. 結　　言

(1) 生分解性ポリマーステントの拡張後の拡径形状の保持を行える新規な構造として，不可逆的スナップスルー構造を提案した

(2) PLA フィルムの RIE 加工によって，提案したステントパターンの平面モデルを製作した．製作した平面モデルの拡張試験を行うことで，提案した構造が正常に動作することを確認したが，一部で設計外の変形が生じることが分かった．

(3) 製作した平面モデルを熱加工によって円筒化し，接着・切断によってステント構造を完成させた．製作したステント構造の拡張試験を行うことで，提案した構造が正常に動作することを確認したが，一部では構造がステントの周方向ではなく半径方向に座屈することにより，元の形状に戻ることがわかった．

文　　献

(1) 田邉健吾“生体吸収性スキャフォールドへの期待と問題点”, 日本冠疾患学会雑誌, Vol.22, No.1(2016), pp.60-63

(2) 伊垣敬二, 岩本正治, 山根秀樹, 斎藤憲司, “ポリ乳酸を用いたステントの開発”, 材料, Vol. 49, No.9 (2000), pp.1030-1035.

(3) 岡崎貴大, 中原佐, 南和幸, “双安定構造を持った生分解性ポリマーステントの開発”, 日本機械学会中国四国支部第 55 期総会・講演会, 講演番号 113.

腹膜透析液の生体適合性評価-pH 非依存的ゴルジ体分散

The biocompatibility evaluation of peritoneal dialysis fluid - pH-independent Golgi fragmentation-

○　岩本真直（三重大）　　吉田利通（三重大医）　　宮本啓一（三重大）　　堀内孝（三重大）

Masanao Iwamoto, Mie University, Department of faculty of Engineering
Toshimichi Yoshida, Mie University, Department of faculty of Medicine
Keiichi Miyamoto, Mie University, Department of faculty of Engineering
Takashi Horiuchi, Mie University, Department of faculty of Engineering

Abstract: Long-life peritoneal dialysis cause decrease of peritoneal function and peritoneal fibrosis as complications. It is thought that these complications caused by nonphysiological factor like high glucose required for dehydration and low pH to maintain stability of glucose in peritoneal dialysis fluid (PDF). We previously reported that Golgi apparatus occurred pH-dependent fragmentation after exposure to PDF. In our study, we investigated that pH-independent factor cause Golgi fragmentation, because Golgi apparatus were fragmented after exposure to PDF adjusted at pH 7.4. After MeT-5A (mesothelial cells) exposed to Medium 199 (M199) that its osmotic pressure adjusted by addition of D- or L-glucose, Golgi apparatus were fragmented. As a result, Golgi fragmentation corresponded with increase of osmotic pressure. Thus, we indicated that pH-independent Golgi fragmentation involves osmotic pressure.

Key Words: golgi fragmentation, hypertonic medium, peritoneal dialysis fluid (PDF), biocompatibility, mesothelial cells

1. 諸言

長期腹膜透析の合併症として、腹膜機能低下、さらには腹膜線維症がある。これは、腹膜透析液（PDF:peritoneal dialysis fluid）中の非生理的な要因、例えば、除水のために必要な高濃度のグルコースやグルコースの安定性を保つための低 pH 等が原因であると考えられている。

PDF を腹膜中皮細胞に曝露すると pH 依存的に細胞中のゴルジ体が分散することを既に報告した(1)。本報告では、pH 以外の因子がゴルジ体分散に与える影響について述べる。

2. 方法

2.1. 細胞培養

12 well プレート上にカバーガラスを敷き、その上に MeT-5A（ヒト胸水由来中皮不死化細胞）を約 1×10^4 cells/cm^2 で播種した。3 日間培養後、細胞を実験に使用した。

2.2. ゴルジ体分散測定

ゴルジ体の分散測定は、シスゴルジタンパク GM130 の免疫蛍光染色より 3 段階の分散基準で評価を行った。固まって存在しているゴルジ体をⅠ判定として、一部が分散しているゴルジ体をⅡ判定、完全に分散しているゴルジ体をⅢ判定とした。

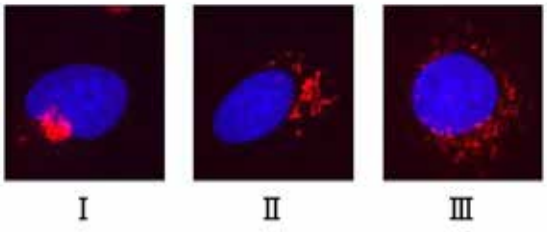


Fig.1　Golgi fragmentation evaluation
Immunostaining of cis-Golgi marker GM130 (red) and DAPI staining of nucleus (blue).

2.3. pH を 7.4 付近に調整した PDF による曝露

本実験では、レギュニール HCa 2.5（RN;Baxter）、ミッドペリック 250（M250;Terumo）、ダイアニール PD-2 4.25（PD2;Baxter）の三種の PDF を使用した。各 PDF の pH は 20 mM PIPES で 7.4 付近に調整した。各 PDF で細胞を 30 分間曝露後、免疫蛍光染色を行い、ゴルジ体分散測定を行った。

2.4. D-,L-グルコースによる浸透圧調製培地曝露

Medium 199 培地（M199）の浸透圧調整には、D-,L-グルコースを使用した。最終濃度が、1.35%（w/v）,2.50%（w/v）,4.00%（w/v）になるように調製した。

Table 1　Composition of PDF(2,3,4)

	単位	RN	M250	PD2
	調整後 pH	7.45 ±0.12	7.52 ±0.07	7.33 ±0.08
D-glucose	w/v(%)	2.27	2.50	3.86
Na^+	mEq/L	132	135.0	132
Ca^{2+}	mEq/L	3.5	4.0	3.5
Mg^{2+}	mEq/L	0.5	1.5	0.5
Cl^-	mEq/L	101	105.5	96
HCO_3^-	mEq/L	25	—	—
L-Lactate$^-$	mEq/L	10	35.0	40
浸透圧	mOsm/L	396	417	485

3. 結果

3.1. pH 7.4 付近に調整後の PDF 曝露によるゴルジ体分散

pH を PIPES を加えて 7.4 付近に調整した PDF で 30 分曝露した結果、観察した全細胞に対する分散したゴルジ体を持つ細胞の割合は M199 は 45±11%、RN は 57±10%（pH:7.45±0.12）、M250 は 71±4%（pH:7.52±0.07）、PD2 は 80±8%（pH:7.33±0.08）であった。

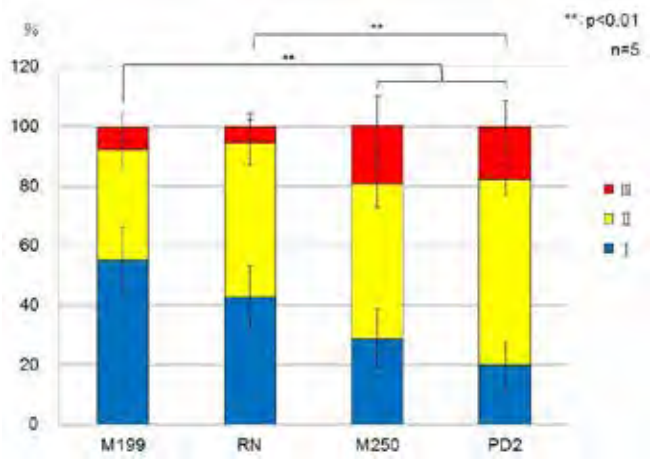


Fig. 2　Golgi fragmentation after exposure to PDF adjusted at pH about 7.4.

3.2. D-グルコースによる浸透圧調製後の M199 曝露

D-グルコースで浸透圧を調製した M199 で曝露した結果、観察した全細胞に対する分散したゴルジ体を持つ細胞の割合は、45±3%（M199;312 mOsm/L）、63±1%（1.35%;372 mOsm/L）、71 ± 1%（2.50%;434 mOsm/L）、81 ± 7%（4.00%;520 mOsm/L）であった。

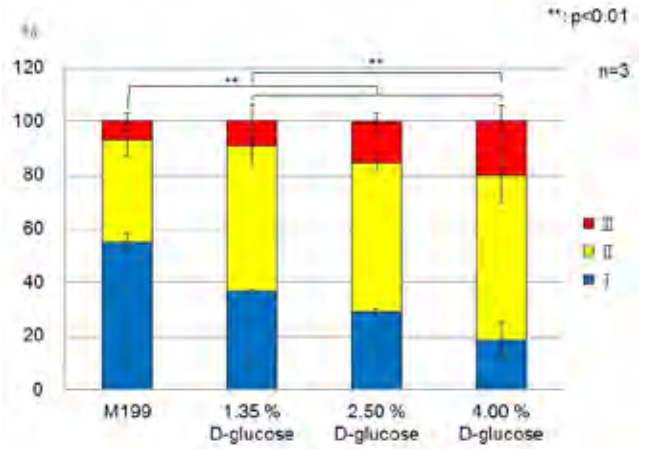


Fig. 3　Golgi fragmentation after exposure of hypertonic M199 ajusted by D-glucose

3.3. L-グルコースによる浸透圧調製後の M199 曝露

細胞の代謝に関与しない L-グルコースでも、M199 の浸透圧を調製し、曝露した。その結果、観察した全細胞に対する分散したゴルジ体を持つ細胞の割合は、45±3%（M199;312 mOsm/L）、60 ± 3%（1.35%;387 mOsm/L）、67 ± 8%（2.50%;443 mOsm/L）、73±3%（4.00%;522 mOsm/L）であった。

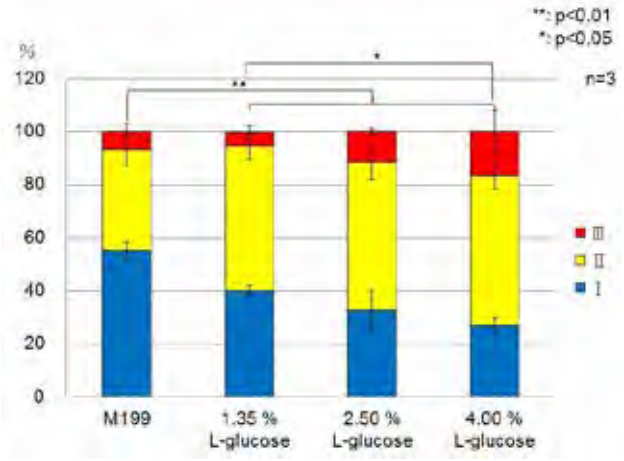


Fig. 4　Golgi fragmentation after exposure of hypertonic M199 ajusted by L-glucose

4. 考察

pH を 7.4 付近に調整した PDF による曝露でも、ゴルジ体の分散が起こることが示されたため、pH 以外にもゴルジ体分散を引き起こす因子の存在が示唆された。

ここで、PDF の浸透圧またはグルコース濃度が pH 非依存的なゴルジ体分散を引き起こす因子であると考え、D-,L-グルコースで浸透圧を調製した培地を用いて実験を行った。その結果、どちらの場合でも浸透圧の上昇と共に、ゴルジ体分散が進行した。そのため、PDF の浸透圧がゴルジ体の分散に影響を与えることが明らかになった。

また、高浸透圧条件のみならず、低浸透圧条件でもゴルジ体が分散を起こすことが報告されており[5]、浸透圧とゴルジ体の分散の間には密接な関係があると考えられる。

5. まとめ

中性 pH 条件下において、浸透圧によって細胞内のゴルジ体が分散することが明らかになった。しかし、そのメカニズムには不明な点が多いため、これを明らかにすることが今後の課題であると考えている。

参考文献

(1)　堀内孝，吉田利通，腹膜透析液の短時間生体適合性評価―透析液内pH、乳酸、GDPsとゴルジ体分散―，第22回腹膜透析学会，2016
(2)　レギュニールHCa 2.5腹膜透析液，添付文書
(3)　ミッドペリック250腹膜透析液，添付文書
(4)　ダイアニールPD-2 4.25腹膜透析液，添付文書
(5)　TH Lee, AD Linstedt, Osmotically induced cell volume changes alter anterograde and retrograde transport, Golgi structure, and COPⅠ dissociation, Molecular biology of the cell, Vol. 10, pp. 1445-1462, 1999

椎間板組織再生のための硫酸化ジェランゲル足場の開発

Development of Sulfated Gellan Gel Scaffold for Intervertebral Disc Tissue Regeneration

○ 宮本愛子（三重大）　水上光太郎（三重大）　奥村和也（三重大）

晝河政希（三重大）　宮本啓一（三重大）　堀内孝（三重大）

Aiko MIYAMOTO, Mie University, Kotaro MIZUKAMI, Mie University, Kazuya OKUMURA, Mie University,
Masaki HIRUKAWA, Mie University, Keiichi MIYAMOTO, Mie University, Takashi HORUICHI, Mie University

Abstract: For damage of nucleus pulposus tissue and annulus fibrosis tissue with severe intervertebral disc herniation and degeneration, the existing treatment is to remove the intervertebral disc and to fix unstable spine with metal fittings. However, in consideration of patient burden and long-term therapeutic effect, development of a method which enables tissue regeneration with less invasion is desired. In this study, we developed an injectable new material that has sulfated gellan as a main component similar to the components of the intervertebral disc and has both cell scaffolding function and drug sustained release ability. It was confirmed that regeneration of nucleus pulposus cells was induced by culturing intervertebral disc cells using this material.

Key Words: Intervertebral disc, Nucleus pulposus, Sulfated gellan

1. 緒言

椎間板は脊柱にかかる衝撃を吸収､分散する役割を持つ。しかし加齢や激しい運動などにより、椎間板ヘルニアが引き起こされた場合、椎間板は無血管領域であるため、極めて修復しにくい。重度の場合は手術を行う必要があるが、患者の負担が大きく、再発する可能性も高い。そのため、低侵襲かつ効果的な治療法が求められている。

椎間板はゲル状の髄核を層状の線維輪が取り囲む構造をとっており、髄核が突出し神経を圧迫することで椎間板ヘルニアが引き起こされる。髄核細胞は生体内でⅡ型コラーゲンやグリコサミノグリカン（GAG）などの細胞外マトリックスで構成された 3 次元構造の小腔に数個単位で存在し、機能している。そのため生体内ではほとんど増殖しないが、in vitro で単層培養を行うと増殖し脱分化することが知られている。

我々はこれまでに硫酸化ジェラン（GS）が軟骨細胞の再分化に有用であることを見出している [(1)]。本研究では、この GS とゲル化能を持つカルボキシメチルジェラン（CMG）を主成分とした培養足場材料を作製し、加えて分化・脱分化をコントロールし再生を誘導するための薬物徐放が可能な材料開発（Fig.1）の基礎検討を行った。

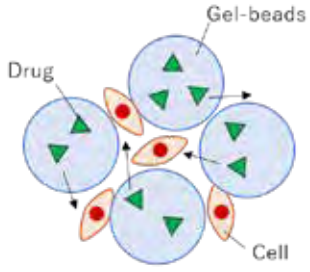


Fig.1 image of culture in Gel-beads

2. 方法

2-1　GS の調整

ネイティブ型ジェランを塩酸処理し、塩を除去したフリー化ネイティブ型ジェランを N,N-ジメチルホルムアミド中でクロロスルホン酸と反応させた。この溶液を透析したのち凍結乾燥し GS を得た。

2-2　CMG の調整

脱アシル型ジェランを水酸化ナトリウムに溶解させ、モノクロロ酢酸ナトリウムを添加後、氷浴上で攪拌した。この溶液を透析したのち凍結乾燥し CMG を得た。

2-3　髄核細胞の培養

実験にはヒトまたはブタの髄核細胞を用いた。培地は DMEM/F12 1:1 にペニシリンストレプトマイシンおよびアスコルビン酸を添加したものを使用し､37℃/5%CO_2 インキュベータ内で培養した。

2-4　GS 添加培養

髄核細胞に GS を添加し 2 週間培養を行った。3 日毎に培地交換を行い、回収した培地中に含まれる GAG 量をジメチルメチレンブルー染色法により測定した。

2-5　ゲルビーズの作製

低侵襲な治療としてインジェクタブルな性能を付加するため､GS と CMG を組み合わせて球状のゲル（ゲルビーズ）を作製した。架橋剤に Lys、脱水縮合剤に EDC を使用し、乳化法により作製した。作製したゲルビーズの粒径分布は位相差顕微鏡で撮影および観察し、画像解析ソフト ImageJ で計測した。

2-6　ゲルビーズの薬物モデル徐放の調査

ゲルビーズから分化･脱分化に関与する薬物として bFGF および TGF-β3 の徐放を検討している。そこでまず、それらのモデルとして分子量の近いタンパクであるアルブミンを用いてゲルビーズの徐放能の調査を行った。ゲルビーズをエタノールで収縮させた後、100μg/ml のアルブミン溶液で膨潤させ、アルブミンをゲルビーズ内に含ませた。培地で洗浄し、同時にゲルビーズを再び収縮させた。その後培地を 3 日毎に回収して徐放されたアルブミン量を分光光度計で測定した。この操作を繰り返し行い、計 12 日間の徐放を観察した。

3. 結果

3-1　GS 添加培養による GAG 産生の測定

GS 添加培養条件下では GAG 産生が増加し、14 日目ではコントロールと比較して細胞あたりの産生量が 15 倍に増加した。(Fig.2)

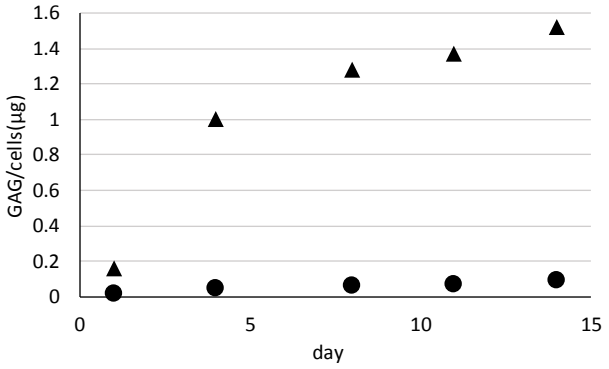


Fig.2　amount of produced GAG
(▲)GS supplemented culture　(●)control

3-2　ゲルビーズの粒径分布

乳化法により、ゲルビーズを作製することができた。粒径 40～100μm のゲルビーズが約 80%を占めた。粒径平均は 79.26±0.13μm であった。（Fig.3）

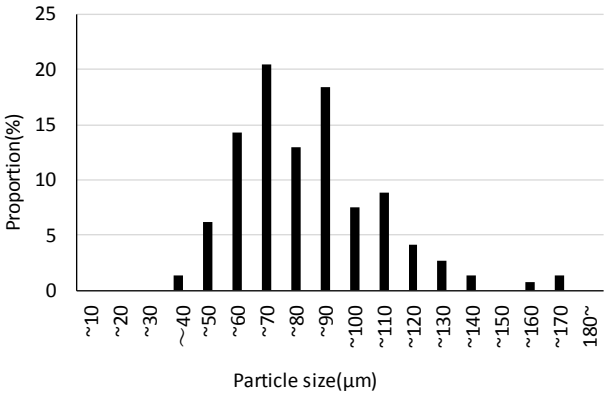


Fig.3 Particle size distribution of Gel-beads

3-3　薬物モデル徐放

12 日間に渡り培地へのアルブミン徐放を確認することができた。また、100μg/ml でアルブミンを含有させた条件では培地内のアルブミン濃度を約 15μg/ml に保つことができた。(Fig.4)

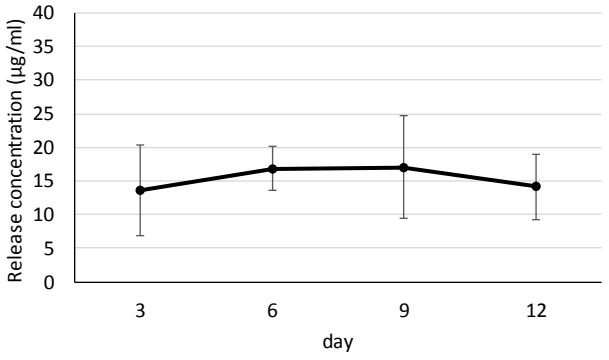


Fig.4 Release concentration of DMEM

4. 考察

4-1　GS 添加培養による GAG 産生量の増加

髄核細胞に GS を添加することで GAG 産生が促進されることが分かった。理由として、髄核細胞の再分化が考えられる。以前の研究で、GS を軟骨細胞に添加した際、分化マーカーである SOX9 の発現が増加し、脱分化マーカーである CD90 の発現が減少したことが分かっている[(1)]。髄核細胞も軟骨細胞の一種であるため、GS を添加したことで再分化し、基質産生の増加が生じたと考えられる。

4-2　ゲルビーズによる薬物徐放

ゲルビーズ内培養を行う際、ゲルビーズ内部にトラップさせる薬物として bFGF と TGF-β3 を検討している。bFGF は髄核細胞を脱分化させる因子として報告されており[(2)]、TGF-β3 は髄核細胞を再分化させる因子として報告されている[(3)]。今回の実験ではこれらの因子のモデルとしてアルブミンを採用し、徐放実験を行った。アルブミンは分子量 66kDa で bFGF は 16.5kDa , TGF-β3 は 25kDa である。薬物はゲルビーズの網目を通して外液に徐放されていくため、薬物の大きさが徐放における重要な要素の一つであると考えられる。そのため今回の結果から bFGF および　TGF-β3 もアルブミンと同様に十分に徐放することができると考えられる。

5. 結論

本研究で、GS と CMG を用いてゲルビーズを作製することに成功した。また、ゲルビーズの薬物徐放能力と GS による髄核細胞の基質産生の増加が示された。これらの結果から、ゲルビーズと髄核細胞を組み合わせて、生体内を模倣した環境下で培養を行うことによって、髄核細胞の再分化をより効率よく行うことが可能であると示唆される。

参考文献

(1) 古蔵史子，軟骨組織再生のための硫酸化ジェラン固定化カルボキシメチルジェランゲルの開発，平成 26 年度三重大学大学院工学研究科修士論文，2015
(2) Li X, et al, Action of fibroblast growth factor-2 on the intervertebral disc.　Arthritis Res Ther, 2008 10(2) R48
(3) Hu B, et al, TGF-β Induces up-regulation of chondroitin sulfate synthase 1 (CHSY1) in nucleus pulposus cells through MAPK signaling. Cellular Physiology and Biochemistry, 2015;37:793-804

エラスチン弾性層板構造を有する組織工学的弾性血管の収縮応答

Contraction of tissue engineered vascular with elastic layer

○石﨑梓（三重大）　堀川公佑（三重大）　井上綱太（三重大）

晝河政希（三重大）宮本啓一（三重大）堀内孝（三重大）

Azusa ISHIZAKI, Mie University, Kosuke HORIKAWA, Mie University, Kota INOUE, Mie University,
Masaki HIRUKAWA, Mie University, Keiichi MIYAMOTO, Mie University, Takashi HORIUCHI, Mie UniversityTaro

Abstract: The challenge of tissue engineering blood vessels with the mechanical properties of native vessels is immense. However, recent studies show that the goal of providing a tissue-engineered vascular graft is achievable. In our experiments, use of elastin aligned fibers and elastin gels scaffold and culture with smooth muscle cells shows contraction similar to native vessels. These results show that tissue engineering of vascular grafts has true potential for clinical application.

Key Words: Elastin, Smooth muscle cells, Tissue engineering, Vascular graft,

1. 緒言

現在、動脈硬化を主な原因とする血管疾患の治療法として、高分子材料を用いた人工血管や血管内腔拡張ステントを用いる対処法が主流であるが、小口径血管では生体拒否反応による再狭窄などの課題がある。生体血管は内膜、中膜、外膜の三層構造を持ち、血管中膜は平滑筋細胞（SMC）が弾性層板間に配向した多層構造をとり、血管の収縮や拡張刺激への応答を可能にする。そこで我々は、血管の弾性特性を担うエラスチンおよび平滑筋細胞を用い、血管中膜構造にみられる弾性層板構造を模倣した組織工学的弾性血管を開発することを目的として研究を行っている。今回、平滑筋細胞の三次元的足場材料として新たに開発した細胞培養用エラスチンゲルを用い、細胞の配向性を制御するエラスチンファイバーシートと組み合わせることで、実際の血管構造に類似した中膜モデルを作製した。中膜モデルの長期培養後の力学的特性および収縮応答評価を行い、組織工学的な弾性血管としての可能性を報告する。

2.　方法

2-1　SMC の収縮制御

ブタ大動脈から単離し継代した SMC を用い、35φシャーレ上で通常培地（10%FBS 含有 DMEM）で 1 日間培養後、KCl を添加した培地に交換した。位相差顕微鏡を用いて 5 分おきに画像を撮影し、各画像から細胞面積を測定し、0 分の面積を 100%としたときの面積変化をグラフに示した。

2-2　中膜モデルの作製

ブタ大動脈から抽出・精製した水溶性エラスチンを使用して、エレクトロスピニング法により配向エラスチンファイバーシート [(1)] を作製した。また、架橋剤 Dode-DSP を用いて細胞培養を可能にするエラスチンゲルを新たに開発した。細胞はブタ大動脈から単離した SMC を使用した。

これらを、ファイバー - ゲル - ファイバーと層状に組み合わせたものを 1 ユニットとし、生体血管と同様の層状構造（ユニット構造）を有する管状の中膜モデルを作製した。

2-3　中膜モデルの拍動培養方法

高圧ポンプを使用し、ポンプから水を出し入れすることでモデル設置部位であるシリコンチューブを拍動させた。拍動条件は、モデルの最大歪みが約 5%になるように流量を設定し、1beat/sec で拍動させた。

2-4　中膜モデルの収縮応答評価

培養 30 日後の中膜モデルをリング状に切断し、弾性率測定装置に設置し、60mM KCl 培地に浸しながら引張試験を行い、中膜モデルの収縮応答を強度変化を測定した。

3.　結果

3-1　SMC の収縮制御

SMC の KCl への収縮応答を撮影画像より測定した。（Fig.1）

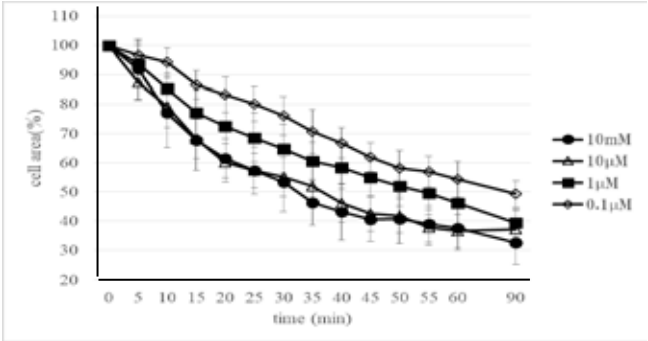


Fig.1 Contraction of SMC

上記のグラフより細胞が 10%収縮するときの時間は以下のとおりである。（Fig.2）

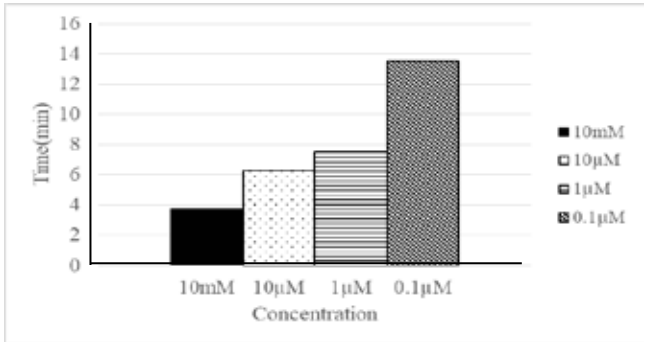


Fig.2 Contraction time of SMC

高濃度の溶液を添加した際が最も早く収縮し、低濃度の0.1μM 溶液を添加した際は約 15 分で収縮している様子を確認することができた。

3-2　中膜モデルの構造評価

作製した中膜モデルの断面の構造を HE 染色により観察した。（Fig.3A）その結果、ファイバー-ゲル-ファイバーの層状構造が確認できた。また、生体血管についても同様に HE 染色を行った結果、層状構造が確認された。（Fig.3B）

このことから、作製した 3 次元足場材料は、生体血管と類似のユニット構造を有していることがわかり、血管中膜構造の模倣に成功したといえる。

A　　B

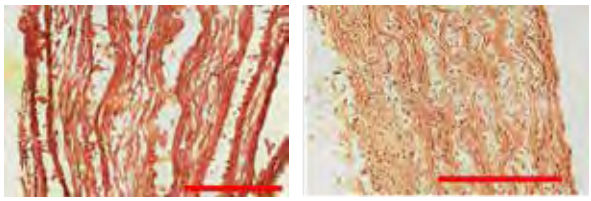


Fig3. Hematoxylin and eosin (H&E) stain. Scale bar:250μm
A） Tissue engineered vascular media model
B） Porcine Aorta

3-3　中膜モデルの収縮応答評価

培養 30 日後の中膜モデルに 60mM KCl 溶液を添加して引張試験を行うことで、収縮性の変化を測定した。また KCl を含まない溶液として DMEM 培地のみを添加して比較を行った。以下に静置培養 30 日後(Fig.4A)と動的培養 30 日後(Fig.4B)の収縮応答結果を示す。

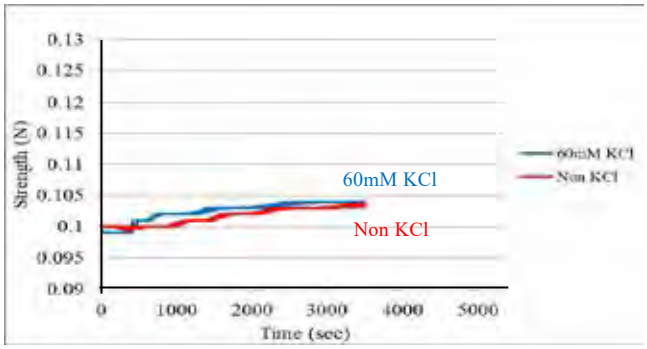


Fig.4A Contraction of tissue engineered vascular media model (Static)

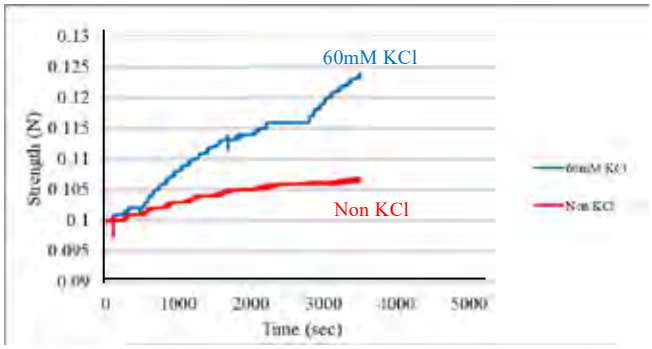


Fig.4B Contraction of tissue engineered vascular media model (Dynamic)

0.1N をスタートとして、強度の変化を測定した。強度が上昇すると収縮していることを示す。静置、動的培養ともに中膜モデルにおいて、KCl 添加培地による収縮応答が観察された。

4.　考察

4-1　KCl に対する平滑筋細胞の収縮応答評価

平滑筋細胞は電解液中に含まれる Na^+や K^+濃度に差があるために電位差を生じている。KCl は平滑筋細胞の収縮剤として知られている [(2)]。細胞膜の各イオンチャネルは、濃度勾配に応じて電位の変化を生じている。平滑筋細胞膜における静止電位は K^+濃度に依存しているため、静止電位において細胞内電位が外よりも低くなっているとき、Na^+や Ca^{2+}は細胞内へと取り込まれる。このとき細胞外へと放出される K^+よりも細胞内に取り込まれる 2 つのイオンが多いため、細胞内の電位が急激に高くなる脱分極を起こし、この時細胞は収縮をおこす。

放出された Ca^{2+}はカルモジュリンと結合して、ミオシン軽鎖キナーゼを活性化させて、ミオシン軽鎖のリン酸化を促す。ミオシン軽鎖がリン酸化することで、アクチンとミオシンの相互作用により筋収縮が起こる。

4-2　中膜モデルの収縮応答評価

平滑筋細胞には収縮型と合成型の 2 つの細胞表現型が存在している。通常時は収縮能をもつ収縮型であるのに対し、血管新生時には高い増殖能をもつ合成表現型をとっている。拍動刺激は合成型から収縮型へと制御する因子の一つである。静置培養後のモデルは、拍動培養後のモデルに比べて、収縮力が弱かった。それは静置培養後のモデル内には合成型平滑筋細胞の割合が高かったためであると考えられる。一方、拍動培養時には、モデル内で細胞は収縮型へと誘導され、高い収縮性を示したと考えられる。すなわち拍動培養 30 日後のモデル内では収縮型平滑筋細胞の割合が高いことが示唆され、この状態は生体血管に最も近い細胞の形質になっていると考えられる。

5.　結論

本研究により、血管中膜にみられる弾性層板構造を模倣した組織工学的弾性血管モデルを開発することができた。

6.　参考文献

(1)　Keiichi Miyamoto, et al, Creation of cross-linked electrospun isotypic-elastin fibers controlled cell-differentiation with new cross-linker, *International Journal of Biological Macromolecules*, Vol. 45, No. 1, pp. 33-41, 2009.

(2)　Paul H. Ratz, et al, Regulation of smooth muscle calcium sensitivity: KCl as a calcium-sensitizing stimulus, *American Journal of Physiology- Cell Physiology,* Vol.288 No.4, C769-C783, 2005

エラスチン／コラーゲン複合型人工靭帯の開発と評価

Development and Evaluate of the Elastin / Collagen Composite Artificial Ligament

○ 晝河政希（三重大）佐藤辰哉（三重大）井上綱太（三重大）丹羽紘介（三重大）

伊東直也（三重大）服部徹也（三重大）細井敬（三重大）長谷川正裕（三重大）

宮本啓一（三重大）堀内孝（三重大）

Masaki HIRUKAWA, Mie University, Tatsuya SATO, Mie University, Kota INOUE, Mie University, Kosuke NIWA, Mie University, Naoya ITO, Mie University, Tetsuya HATTORI, Mie University, Takashi HOSOI, Mie University, Masahiro HASEGAWA, Mie University, Keiichi MIYAMOTO, Mie University, Takashi HORIUCHI, Mie University

Abstract: When ligaments are injured, patients are select reconstructive surgery or conservative treatment. Commonly, the reconstructive surgery carry on using a bonepatella tendon-bone or a hamstring tendon. However, these methods have limitations related to the strength of the bone-ligament insertion and possibility of re-rupture of reconstructed ligament after surgery. Therefore, it is necessary to develop new reconstruction procedure or new artificial ligaments. Elastin is a major component of elastic fibers and ligaments, however, the role of elastin in ligament regeneration has not been cleared. In this study, we developed cell-seeded artificial ligament consisted of polydioxanone (PDS) suture and elastin and collagen fiber. After implanted, the biomechanical properties of ligament was increased in cell-seeded model. In addition, cartilage and bone tissue formation confirmed at ligament insertion site. These data suggest that developed artificial ligaments can be expected replace to original tissue.
Key Words: Elastin, Collagen,Artificial Ligament,Ligament Reconstruction

1. 緒言

サッカーなどのスポーツ活動時や，加齢，肥満によって靭帯組織に過剰な負荷が加わることによって靭帯損傷が引き起こされる．損傷が激しい場合には靭帯の断裂につながり，適切な治療を施さなければ変形性関節症などの合併症を引き起こす可能性がある．特に，前十字靭帯などの関節内靭帯は血管が乏しい環境下に存在するため，損傷した際の自然治癒は望めない．さらに損傷した状態で長期間放置すると断裂した靭帯が退縮するという報告もある(1)．我々はこれまで，*in vitro* においてエラスチンを用いたファイバー上で靭帯細胞を培養することで骨分化マーカーの活性上昇を確認し，*in vivo* においてもエラスチンをコーティングした人工靭帯を移植した際に，引き抜き強度が向上した結果が得られた．また，水溶性エラスチンを性質ごとに分画して得られたアイソタイプ型エラスチンを足場とした際には靭帯細胞の骨分化を促すこともわかった(2)．そこで本研究では，エラスチンファイバーおよびコラーゲンファイバーに靭帯細胞を播種した組織工学的人工靭帯を作製し，実際に移植した後に力学的および組織学的評価を行った．

2. 方法

2-1 エラスチン/コラーゲン複合人工靭帯の作製

生体吸収性縫合糸であるポリジオキサノン（PDS）を軸として人工靭帯を作成した．1-PDS（直径 0.400～0.499mm）の両端を球状に加熱成型し，コロナ放電によるエラスチンコーティングを施した．その後，PDS の中央にコラーゲンファイバーを，両端にはエラスチンファイバーを巻きつけ，中央にはさらにエラスチンファイバーを巻いた．また，5-0PDS（直径 0.100～0.149mm）を用いて 2 本同様に作製し，合計 3 本を束ねて 1 つの人工靭帯とした．この際，ウサギ靭帯細胞を播種したファイバーを用いた人工靭帯（細胞あり群，Fig.1b）と，細胞を播種していないファイバーを用いた人工靭帯（コントロール群，Fig.1a）を作製した．

2-2　人工靭帯の移植

ジャパニーズホワイトラビット（12 週齢，メス）の内側側副靭帯（MCL）を半切し，大腿骨および脛骨に孔（2.5mm 径）を空け，作製した人工靭帯を損傷させた MCL に隣接した位置に移植した（Fig.1c）．移植時，コントロール群には無細胞エラスチンゲルを，細胞あり群には細胞包埋エラスチンゲルを骨孔に注入した．術後 6 週間でサンプルを採取した．また，人工靭帯を移植しない非手術（Sham-ope）群も作製した．（各群 6 羽）

2-3　組織学的評価

採取したサンプルの人工靭帯の骨孔挿入部に関してパラフィン切片を作製し，HE 染色および Safranin-O 染色により評価した．

2-4　力学特性評価

サンプルを大腿骨，脛骨とともに採取し，MCL 以外の組織を取り除き，組織の厚さ，自然長，幅を測定した．膝関節を応力－ひずみ測定装置に固定し，弾性率測定および破断強度測定を行った．

3. 結果

3-1 術後 6 週間における肉眼的所見

術後 6 週において人工靭帯に用いた PDS は大部分が分解，吸収されており，MCL と人工靭帯の明確な境界は確認できなかった．

3-2 人工靭帯―骨挿入部の組織染色

HE 染色および Safranin-O 染色の結果，人工靭帯の挿入部に軟骨基質，骨基質の産生が認められたが，細胞あり群とコントロール群に差は見られなかった（Fig.2）．

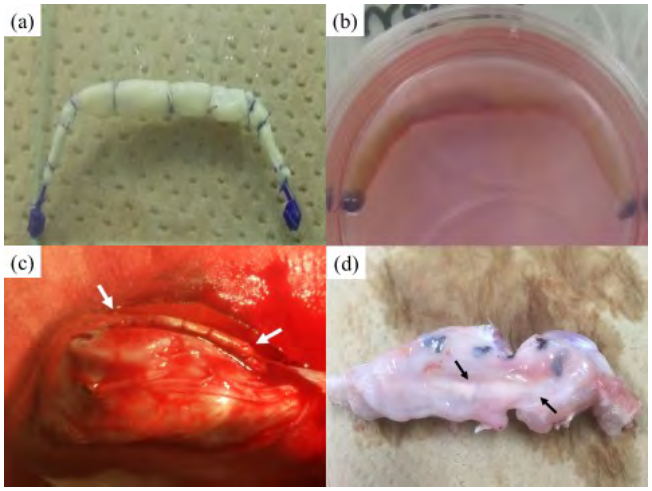


Fig.1 (a) artificial ligament without cells, (b) artificial ligament with cells, (c) photograph of after transplanting, and (d) 6 weeks after surgery.

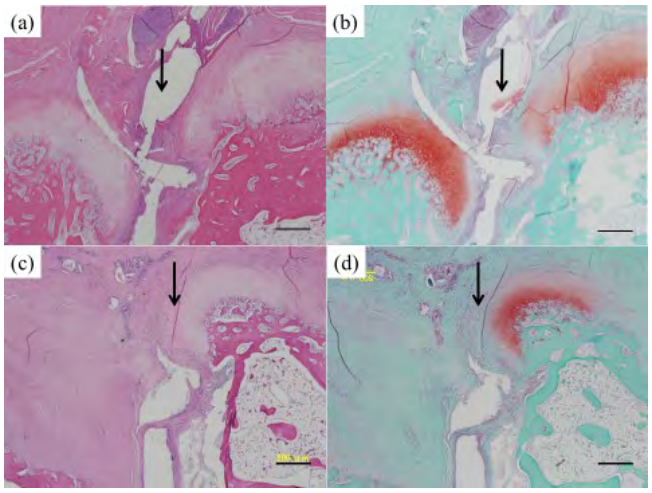


Fig.2 Images showed insertion region. (a) HE staining of control, (b) safranin-O staining of control, (c) HE staining of cell-seeded, and (d) safranin-O staining of cell-seeded. (Arrows showed insertion direction. Scale bar: 500 μm)

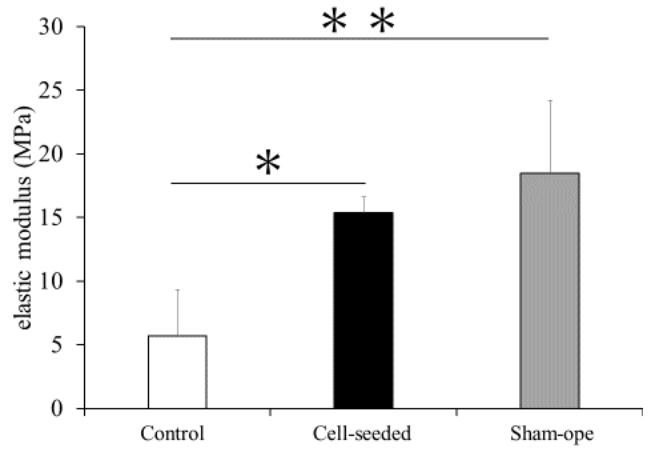


Fig.3 Elastic modulus of ligament (6week, *: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$). Cell-seeded group showed 15.4 ± 1.3 MPa, control group showed 5.7 ± 3.6 MPa, and sham group showed 18.5 ± 5.7 MPa respectively. (Mean ± SD)

3-3 組織強度

MCL の弾性率を測定した結果，細胞あり群において，コントロール群と比較しておよそ 2.7 倍の値を示し，有意に上昇していることが確認できた（Fig.3）．また，細胞あり群と非手術群では有意な差は見られず，比較的近い値を示した（細胞あり群：15.4MPa，コントロール群：5.7MPa，非手術群：18.5MPa）．

4. 考察

人工靭帯の移植後 6 週間で PDS は大部分が分解されていた．事前に PDS の劣化試験を行った際，6 週間の期間では弾性率が約 10%減少する結果が得られていた．本研究では，特に細胞あり人工靭帯において PDS の分解が顕著であった．しかし，弾性率測定の結果は非手術群と同等の値を示したため，PDS の分解速度をあらかじめ細胞を播種することにより細胞の基質産生速度が上回ることで半損 MCL の修復につながったと考えらる．エラスチンファイバー上で靭帯細胞を培養すると細胞の骨分化を促すことが我々の研究ですでに明らかとなったが [(2)]，培養時にねじれ刺激を加えることで骨分化を抑制し，靭帯基質の産生を促す結果も得られている [(3)]．さらに本研究で作製した人工靭帯はエラスチンだけでなくコラーゲンファイバーも組み合わせて用いているため，細胞はエラスチンとコラーゲン，そしてねじれの刺激を複雑に受けていることが予想される．骨挿入部に関して本研究の染色結果には違いが見られず，人工靭帯の細胞の有無によらず軟骨増生および骨組織形成が見られた．以前に行った我々の研究より，エラスチンをコーティングした PDS で作製した人工靭帯を移植した際には，コーティング無しの人工靭帯に比較し，引き抜き強度が約 3.7 倍に増加する結果が得られている．このため，今回の軟骨増生および骨組織形成もエラスチンの刺激による影響であることが考えられる．

5. 結論

人工靭帯に細胞を播種したエラスチンおよびコラーゲンファイバーを用いることで，移植後の強度上昇が確認できた．また，人工靭帯自体の強度および，挿入部の軟骨化および骨化を促すことで骨との接合強度の向上が期待できる組織工学的人工靭帯の開発に成功した．

参考文献

(1) Attia E, et al, Patterns of gene expression in a rabbit partial anterior cruciate ligament transection model: The potential role of mechanical forces. *Am J Sports Med*. 38:348, 2010

(2) N. Mizutani, et al, The behavior of ligament cells cultured on elastin and collagen scaffolds. *J Artif Organs*. 17:50-59, 2014

(3) N. Mizutani, et al, Multiple-type dynamic culture of highly oriented fiber scaffold for ligament regeneration. *J Artif Organs*. 16:49–58, 2013

大腿骨頸部骨折術後患者の歩行開始動作時の逆応答現象と体幹運動

The inverse fluctuation and trunk movement during gait initiation in the patients with femoral neck fracture.

○安藤将孝(大分リハビリテーション病院，大分大院)，池内秀隆（大分大）
Masataka ANDO, Oita Rehabilitation Hospital, Graduate School of Oita University
Hidetaka IKEUCHI, Oita University

Abstract

The elderly population over 65 years old increases and the proportion of ageing has reached 26.0% in Japan. The most frequent cause of the femoral neck fracture is due to fall. Some studies have reported that falls occur most frequently during the transitional phases of gait like initiation, termination or turning. The gait initiation is the transit movement and said that more instable for elderly populations. The mechanical analysis of transit movement among those people is thought to be useful to reduce the risk of falls during these movement in the elderly. In this report, we analyze the gait initiation in the patients with femoral neck fracture with three dimensional motion capture system and force plates.

Key words

gait initiation, femoral neck fracture, inverse fluctuation, trunk movement

1.　はじめに

我が国の総人口は減少傾向にあり，総人口に対して 65 歳以上の高齢者人口が占める割合（高齢化率）も 26.0％と過去最高となっている [1]．高齢者人口の増加に伴い，高齢者の骨折として頻度の高い大腿骨頸部骨折患者数は今後も増加することが予測されている [2]．大腿骨頸部骨折患者 1 人当たりの手術・入院費用は 140～180 万円，年間の大腿骨頸部骨折にかかわる医療・介護費用は 5,318.5～6,359.0 億円とされ [3]，高齢化社会の進行に伴う高齢者医療費の急増に対して高齢者医療費の適正化が急務とされている．

本邦における大腿骨頸部骨折の発生理由は転倒が最も多く，74％を占めたと報告されている [4]．また，大腿骨頸部/転子部骨折診療ガイドラインでは大腿骨頸部/転子部骨折を生じた患者は，対側の大腿骨頸部/転子部骨折のリスクが明らかに高いことから骨粗鬆症治療や転倒予防対策を講じることが望ましいとされている [5]．

高齢者における多くの転倒が歩行開始，歩行停止動作や方向転換のような歩行の過渡期に発生していると報告されている [6,7]．歩行開始動作は静止した状態から一定の速度で移動する状態へ移行する過渡動作であり，高齢者にとっては不安定な動作となることが先行研究において指摘されている [8]．歩行開始動作時には床反力作用点（Center of Pressure：以下，COP）が後方および振り出し脚側へ移動することが確認されており，これは逆応答現象と呼ばれている [9]．歩行開始動作時の COP の後方変位の減少が転倒リスクと関連することが先行研究で報告されている [10]．歩行開始動作に関する先行研究では，高齢者 [8]，片麻痺患者 [11]，パーキンソン病患者 [12]，変形性膝関節症患者 [13]，大腿切断患者 [14]において逆応答現象が減弱することが報告されている．しかし，大腿骨頸部骨折術後患者の歩行開始動作時の逆応答現象と転倒リスクを明らかにした研究は我々が渉猟した限り皆無である．

本報告では健常若年者と大腿骨頸部骨折術後患者の歩行開始動作時の逆応答現象と体幹運動について三次元動作解析システムを用いて解析し検討する．

2.　方法

2.1 被験者

歩行に影響を与える整形外科疾患および中枢神経疾患の既往がなく独歩が可能な健常若年成人 5 名（男性 5 名，年齢：23.6±3.6 歳，身長：170.6±6.0cm，体重：63.1±9.1kg）と大腿骨頸部骨折以外の整形外科疾患および中枢神経疾患の既往がなく独歩が可能

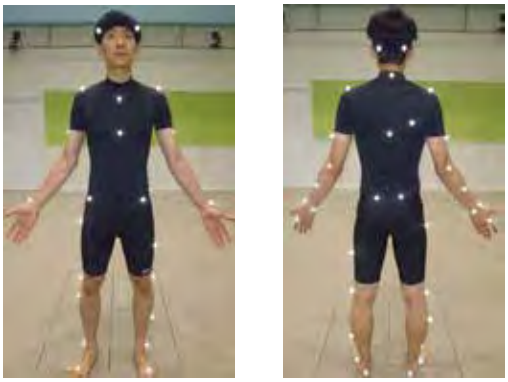


Fig.1 Placement of the light-reflecting markers

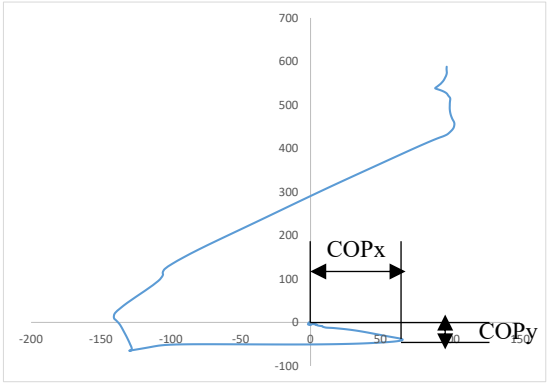


Fig.3 COP trajectory during gait initiation from right leg

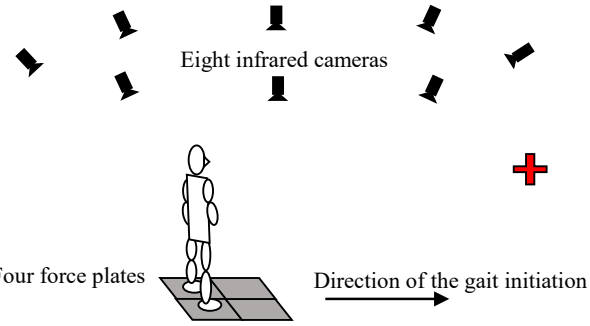


Fig.2 Experimental environment

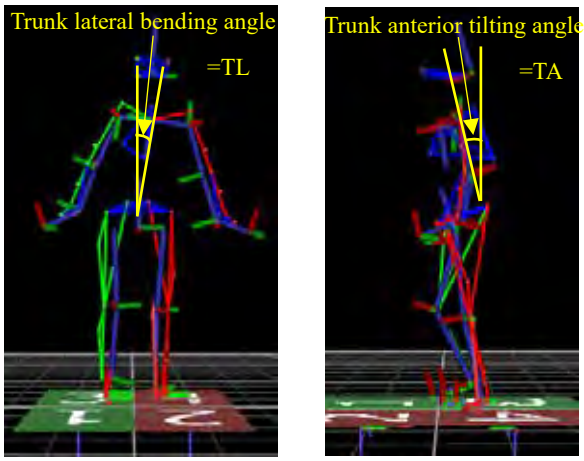


Fig.4 Angle of trunk lateral bending and anterior tilting

な大腿骨頸部骨折術後患者 2 名（女性 2 名，年齢：63.0±4.2 歳，身長：149.5±6.4cm，体重：43.4±4.6kg）であった．患者 2 名は左大腿骨頸部骨折に対する観血的骨接合術後，それぞれ 37 日目と 32 日目に計測を実施した．

2.2 計測システム

歩行開始動作時の運動学的データおよび運動力学的データは，8 台の赤外線カメラ（Vantage5, Vicon）を用いた三次元動作解析システムと 4 基の床反力計（AMTI）を用いて計測した．運動学的データはサンプリング周波数 100Hz，運動力学的データはサンプリング周波数 1,000Hz で計測した．

2.3 計測手順

被験者は半袖・半ズボンのスパッツを装着し，身体各部に 39 個の直径 14mm の反射マーカーを貼付した．反射マーカーの貼付位置は Plug-in Gait model に準じた（Fig.1）．被験者は裸足で肩幅に足を開いた状態で安静立位を保持し，この姿勢を開始姿勢とした．左右足部は 2 基の床反力計にそれぞれ 1 歩ずつ接地するようにした．開始の合図はセラピストが口頭で行い，口頭指示の後数秒経過した後に被験者自身のタイミングで歩行開始動作を実施した．各被験者のより自然な歩行開始動作となるように，歩行速度，歩幅は特に規定せずに動作を行うよう指示した．振り出す脚は左右各 5 試行実施し，振り出す脚は各試行前に口頭にてランダムに被験者に伝えた．各試行間で足部の位置が一定となるように床反力計上にテープで印をつけた．被験者は歩行開始後，立ち止まることなく約 5m 歩行した．立位保持時と歩行開始動作中は前方の目印を注視するよう指示した（Fig.2）．

2.4 倫理的配慮

本研究は社会医療法人敬和会倫理審査委員会および大分大学理工学部研究倫理審査委員会の承認を得てデータ計測を実施した．研究被験者への説明に当たっては，研究の目的，研究方法，得られた情報は目的以外には使用しないこと，厳重に管理・保管を行うことを文書で十分に説明し，書面にて同意を得た．

Table 1 COP displacement during gait initiation from right leg

	COPx (mm)	COPy (mm)
Young subject A	52.9±16.0	25.3±9.9
Young subject B	39.2±20.0	22.0±1.7
Young subject C	29.3±6.6	24.4±12.7
Young subject D	47.7±9.0	29.5±1.7
Young subject E	37.7±5.0	21.1±4.9
Patient F	30.2±6.9	14.1±8.4
Patient G	9.1±2.6	5.7±4.3

Table 2 COP displacement during gait initiation from left leg

	COPx (mm)	COPy (mm)
Young subject A	70.4±1.2	25.2±6.3
Young subject B	51.3±5.0	31.1±13.5
Young subject C	40.4±14.5	9.0±11.3
Young subject D	50.2±9.4	30.8±10.9
Young subject E	37.4±9.4	21.6±15.8
Patient F	39.8±11.2	22.2±7.4
Patient G	10.8±2.6	9.4±5.5

Table 3 Trunk movement during gait initiation from right leg

	TL (degree)	TA (degree)
Young subject A	1.0±1.1	3.5±3.4
Young subject B	2.7±0.4	9.7±0.7
Young subject C	1.9±0.4	5.1±0.4
Young subject D	0.0±0.2	5.3±3.0
Young subject E	0.5±0.1	8.4±1.2
Patient F	0.9±0.5	5.3±1.2
Patient G	7.5±0.8	6.4±3.2

Table 4 Trunk movement during gait initiation from left leg

	TL (degree)	TA (degree)
Young subject A	1.1±0.6	7.3±1.0
Young subject B	1.9±0.4	8.7±0.7
Young subject C	1.7±0.3	4.5±0.9
Young subject D	0.5±0.2	4.0±0.5
Young subject E	0.3±0.5	5.5±1.4
Patient F	1.1±1.2	3.6±1.1
Patient G	5.0±0.7	2.5±0.5

2.5 データ解析

データ解析区間は，COP が変位を開始する瞬間（以下，onset）から 1 歩目が接地した瞬間（以下，FC）までとした．解析区間内における，COP の後方最大変位距離（以下，COPy），COP の遊脚側最大変位距離（以下，COPx），体幹最大側屈角度（以下，TL）および体幹最大前傾角度（以下，TA）を安静立位保持時の 500ms 間の平均値との差から算出した．onset は Fz 値が安静立位 500ms 間の平均値から 2 標準偏差以上変化した時点と定義した．FC は踵に貼付した反射マーカーの Z 座標が onset 後，最初に最小となる瞬間と定義した．

3. 結果

3.1 COP 変位

Table 1 に右下肢から歩行開始動作を実施した場合，Table 2 に左下肢から歩行開始動作を実施した場合の COPx および COPy をそれぞれ示す．

患者 F の COPx および COPy は健常若年者と同程度であった．患者 G は健常若年者および患者 F と比較すると COPx および COPy が減少していた．

3.2 体幹角度

Table 3 に右下肢から歩行開始動作を実施した場合，Table 4 に左下肢から歩行開始動作を実施した場合の TL および TA をそれぞれ示す．

TL について，患者 F は健常若年者と同程度であったが，患者 G は健常若年者および患者 F と比較すると大きかった．左下肢から歩行開始動作を実施した場合に患者 2 名は健常若年者と比較して TA が小さかった．

4. 考察

本報告では健常若年者および大腿骨頸部骨折術後患者の歩行開始動作時の逆応答現象および体幹運動について解析を行った．

COPx および COPy は健常若年者と患者 F の間には大きな差

は無かったが，患者 G において減少していた．歩行開始動作は COP と COG の水平面における位置関係が解離しない限り生じないとされている [15]．また，歩行開始時には COP が遊脚側となる下肢の方向および後方へ変位し，COG との水平面上の位置関係にずれが生じることによって，COG の支持脚および前方への移動を推進する [8]．患者 G における COPx の減少は COG の支持脚方向への推進力を減少させたと考えられるが，体幹側屈運動を健常若年者より大きくすることで COG を支持脚方向へ移動させたと考える．患者 2 名における COPy の減少を代償するために体幹前傾角度が健常若年者と比較すると大きくなることが予測されたが，左下肢から歩行開始動作を実施した場合，健常若年者よりも体幹前傾角度がわずかに小さかった．今後は体幹以外の骨盤や股関節などの下肢関節の運動や床反力，関節モーメントなどの運動力学的データについて検討を行う必要があると考える．

5.　おわりに

本報告では被験者数が少ないなかでの検討であるため，健常若年者と大腿骨頸部骨折術後患者の間の差を明確にすることは出来ない．今後は大腿骨頚部骨折術後患者の症例数を増やし，対照群として健常高齢者のデータ計測を進めていく予定である．また，先行研究で逆応答現象に影響を与えることが報告されている歩行開始動作時の歩幅，歩行速度，歩隔についても検討を行っていく．

参考文献

1) 内閣府．平成 27 年版高齢社会白書．2-3．http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2015/zenbun/27pdf_index.html から引用可能.
2) 日本整形外科学会，日本骨折治療学会．大腿骨頸部/転子部骨折診療ガイドライン．改訂第 2 版．第 2 章 大腿骨頸部/転子部骨折の疫学．2011 年.
3) 太田壽城，原田敦，徳田治彦，日本における大腿骨頸部骨折の医療経済．日本老年医学会雑誌 2002;39(5):483-488.
4) Committee for osteoporosis treatment of the Japanese orthopeadic association, Nationwide survey of hip fracture in Japan. J Orthop Sci 2004 ; 9(1): 1-5.
5) 日本整形外科学会，日本骨折治療学会．大腿骨頸部/転子部骨折診療ガイドライン．改訂第 2 版．第 10 章 大腿骨頸部/転子部骨折の退院後管理．2011 年.
6) MJ. Ashley, CI. Gryfe, A. Amies, A longitudinal study of falls in an elderly population Ⅱ. Some circumstances of falling. Age Ageing 1977;6:211-220.
7) R. Khanmohammadi, S. Talebian, MR. Hadian, G. Olyaei, H.Bagheri, Preparatory postural adjustments during gait initiation in healthy younger and older adults : neurophysiological and biomechanical aspects. Brain Res. 2015;1629:240-249.
8) AF. Polcyn, LA. Lipsitz, DC. Kerrigan, JJ. Collins, Age-related changes in the initiation of gait : Degradation of central mechanisms for momentum generation. Arch Phys Med Rehabil 1998;79:1582-1589.
9) 江原義弘，歩き始め．理学療法 MOOK(6)運動分析．三輪書店，2000.
10) K. Uemura, M. Yamada, K. Nagai, M. Shinya, N. Ichihashi, Effect of dual-tasking on the center of pressure trajectory at gait initiation in elderly fallers and non-fallers. Aging Clin. Exp. Res. 2012;24:152-156.
11) AS. Sousa, A. Silva, R. Santos, Ankle anticipatory postural adjustments during gait initiation in healthy and post-stroke subjects. Clin Bimech. 2015;30(9):960-965.
12) N. Gantchev, F. Viallet, R. Aurenty, J. Massion, Impairment of posture-kinetic co-ordination during initiation of forward orientation stepping movements in parkinsonian patients. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1996;101(2):110-120.
13) JM. Viton, M. Timsit, S. Mesure, J. Massion, JP. Franceschi, A. Delarque, Asymmetry of gait initiation in patients with unilateral knee arthritis. Arch Phys Med Rehabil. 2000;81(2):194-200.
14) V. Michel, RKY. Chong, The strategy to regulate and to modulate the propulsive forces during gait initiation in lower limb amputees. Exp Brain Res. 2004;158:356-365.
15) Y. Jian, DA. Winter, MG. Ishac, L. Gilchrist, Trajectory of the body COG and COP during gait initiation and termination of gait. Gait Posture. 1993;1(3):9-22.

動作解析データに基づく脳卒中患者の歩行運動の特徴抽出

～多変量解析を用いたサブタイプ分類～

Characteristic extraction of walking in stroke patients based on motion analysis data

~subtype classification using multivariate analysis~

○ 永井澪（芝浦工業大学）

山本紳一郎（芝浦工業大学）　河島則天（国リハ研）

Mio NAGAI, Shibaura Institute of Technology
Shin-ichiro YAMAMOTO, Shibaura Institute of Technology
Noritaka KAWASHIMA, National Rehab Center for Persons with Disabilities

Abstract: The gait characteristics of stroke patients are known to depending on the damaged brain, the degree of motor paralysis and sensory disturbance. The our purpose of this study is to perform feature extraction and subtype classification of walking using multivariate analysis based on gait analysis data of 98 cases of stroke patients acquired at clinical site. Specifically, we tried classification of stroke group based on cluster analysis after subjecting spatiotemporal change of walking obtained from 3D motion analysis of kinematics data. We examined the relevance by examining the relationship between classification result and stroke impairment evaluation method.
Key Words: Gait analysis, cluster analysis, principal component analysis, Stroke

1. 背景・目的

脳卒中患者の歩行特性は，損傷を受ける脳の領域，運動麻痺や程度によって異なることが知られている．そこで脳卒中患者の歩行パターンを客観的に特定することで，患者の傾向を分類するために，サブグループに見合った重要な歩行パラメータを使用することが出来る．さらにリハビリテーション介入にあたり，患者の評価ツールに利用できる可能性がある(1)．そこで本研究では臨床現場にて取得した脳卒中片麻痺患者 98 症例の歩行解析データを元に，多変量解析を用いた歩行動作の特徴抽出と，サブタイプ分類を行った．分析には三次元動作解析システムから得られた時空間変数及びキネマティックデータを用いて主成分分析とクラスター分析を行った．さらに脳卒中機能障害評価法の関連を検討することでその妥当性について検討した．

2. 実験方法

2.1 被検者

被検者は慢性脳卒中片麻痺患者 98 名（年齢 68.9±11.6 歳，左麻痺 59 名，女性 37 名）．理学療法士により脳卒中機能障害評価法（Stroke Impairment Assessment Set : SIAS）を用いて各被検者の重症度を評価した．SIAS とは麻痺側上下肢の運動機能に加え，非麻痺側機能など多岐にわたる評価項目があり，簡便かつ総合的な指標である．9 種類 22 項目から成り，各項目が 3 あるいは 5 点満点，合計 76 点で評価される．本実験では歩行機能の評価のため，SIAS から下肢近位/遠位テストを採用した．下肢近位（股関節）は座位にて股関節を 90°より最大屈曲させる．下肢近位（膝関節）は座位にて膝関節を 90°屈曲位から十分伸展させる．下肢遠位では，座位または臥位にて踵部を床につけたまま足部の背屈運動を強調しながら背屈屈曲を繰り返す．すべての試験は 3 回ずつ行われた（0：全く動かない～5：非麻痺側と変わらず正常）．各テストは 5 点満点である．

2.2 実験システム

本研究では臨床現場おいて，三次元動作解析システムを用いて歩行動作計測実験を行った．被験者の身体標点計 39 か所（PlugInGait Marker Set）に赤外線反射マーカーを貼付し，マーカーの座標データを三次元動作解析システム (Vicon Motion System)を用いてサンプリング周波数 200Hz で取得した．

2.3 実験方法

歩行課題を行う前に，被検者を三次元動作解析システム内に設置した床反力計の上に両手を広げて立位姿勢をとってもらい，各マーカー座標を計測した．その後，三次元動作解析システム内の約 6m 歩行路を快適歩行速度にて歩行させた．試行回数は 3 回で，すべての施行で歩行中のマーカーの座標データを計測した．また，独歩困難な被験者に関しては歩行路に設置した平行棒内での歩行を実施した．

2.4 解析方法

三次元動作解析システムから取得した座標データを元に，両足のステップ長[m]，ステップ時間[s]，%Recovery[%](2)（COM のエネルギー変換効率），歩行速度，両足支持期[%]，遊脚期/立脚期の割合（SW/ST）を両足に対して算出した．又，左右の対称性をステップ長とステップ時間に対して比を算出した．これらの 18 変数の次元を削減するため，主成分分析を用いた．その後主成分分析で 80%以上の累積寄与率のある主成分を採用し，算出した各主成分，被験者における主成分得点を算出した．次に，その主成分得点を変数として階層クラスター分析を行った．被検者間の非類似度はユークリッド平方距離により算出し，クラスター間の非類似度の定義は ward 法を用いた．群間の比較には，Bonferroni 法による多重比較を用いた．

3. 結果

主成分分析の結果，累積寄与率 80%以上，固有値 1 以上の 6 つの主成分が採用された．PC1（第 1 主成分）は歩行周期全体のキネマティックデータに寄与する成分で，PC2 は遊脚期のキネマティックデータ，歩行効率の良さ，対称性に寄与する成分，PC3 以降は主にキネマティックデータに寄与する主成分であった．

クラスター分析の結果，Fig.1 に示すデンドログラムが作成され 5 つの群に分類された．患側健側の関節角度を Fig.2 に示し，時間・空間の要素を持つ歩行速度と歩行効率である%Recovery の散布図を Fig.3 に示す．

CL3 は速度に関して，他群全てと有意差が認められた．また，ステップ長，ステップ時間，%Recovery，対称性において CL2,4 または CL1 との有意差が見られた．

CL2,4 は，左右の非対称性が大きく歩行速度は遅かった．さらに，麻痺側における関節角度の変位は類似していたが，CL4 は健側における股関節伸展ピークが CL2 より有意に大きかった．

CL1 は速度に関して CL3 のみと有意差が認められたことから中程度の速度であった．ステップ時間の対称性は CL3 と有意差があり，ステップ長の対称性は他群全てと差がなかった．また，両側ステップ長に CL3 との差がみられた．

CL5 は速度に関して CL3 との有意差が認められたが，%Recovery，時間・空間パラメータ，対称性に関して差は見られなかった．

SIAS 下肢スコアの合計から，CL1,3,5 にスコアの高い被検者が含まれることが分かり，健側における評価である非麻痺側大腿四頭筋スコアは全ての群に差はなかった．

考察

本解析の結果，98 名の脳卒中被験者を 5 つのクラスターに分類することが出来た．脳卒中患者における時空間パラメータ・キネマティックパラメータの関与は特にキネマティックに関する指標に大きなばらつきがあることが分かった．

また，各群の傾向としては，CL1：ステップ時間の非対称性，ステップ長の減少がある群，CL2,4：非対称性の強い群，CL3：歩行速度が速く歩行効率の良い群，CL5：歩行効率を保つ群，という特徴が現れた．

各指標の多重比較から CL3 は正常に近い分類になるものと考えられる．CL5 は速度は CL3 に劣るものの，歩行効率，ステップ長，ステップ時間において CL3 と差がなかった．さらに両側における歩行周期全体において足関節，膝関節角度のピーク値が CL3 より小さかった．しかし股関節角度のピークは十分であり，このことは足関節背屈の減少を股関節で補おうとする戦略(3)であると考えられ，このような群はある程度の歩行効率を保てることを示唆した．

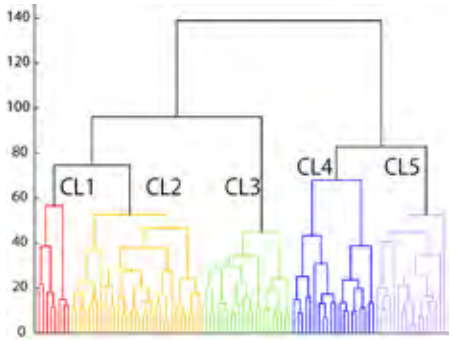


Fig.1 The dendrogram that was provided as a resoult of cluster analysis.

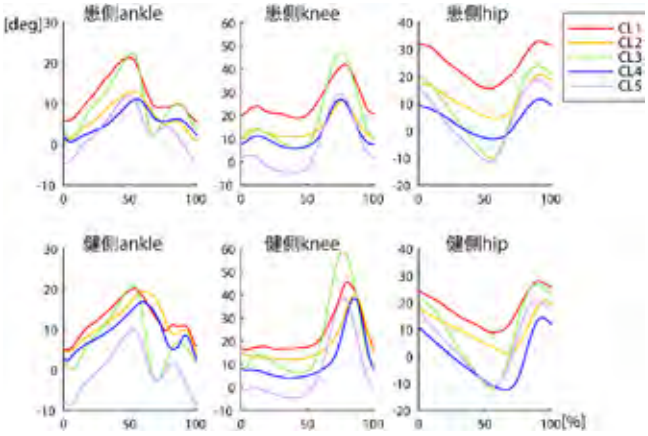


Fig.2 Sagittal plane joint angle during walking

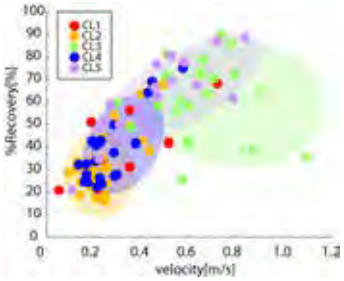


Fig.3 Scatterplots of the velocity and %Recovery

CL1 はステップ時間の非対称性，両側ステップ長に関して CL3 との差がみられ，両側における膝関節・股関節可動域も有意に小さかった．さらに股関節角度は踵接地時から高い値を示しており，伸展ピークが正の値であった．このことは前傾姿勢で歩行をしていること考えられ，比較的重度な被検者が含まれると考えられる．

CL2,4 は時間・空間パラメータ共に非対称性があり，歩行速度がは遅く，歩行効率の低い群であった．しかし CL4 に関しては健側股関節伸展ピークが CL2 より有意に大きいことから，体幹の姿勢を保ちつつ股関節可動域を広げることのできる群であると考えられる．

また，SIAS との比較では CL1,3,5 間に有意差はなかった．しかし CL3,5 が，ある程度歩行効率を保てる群であるのに対し，CL1 の歩行効率は低かった．さらにスコアの低い CL2,4 は非対称性の強い群であることから，下肢 SIAS スコアは一概に歩行と関連づけることは出来ないこと，歩行時の左右差が SIAS の低さに現れることが考えられる．本研究の分類は，両側の指標と時空間，キネマティックパラメータを用いる事により，特徴のあるサブグループに分類することが出来た．

参考文献

(1) Patterson KK, Gage WH, Brooks D, Black SE, McIlroy WE, Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization, Gait Posture, Vol.31, No.2, pp.241-246, 2010.

(2) Cavagna GA, Franzetti P, The determinants of the step frequency in walking in humans, J Physiol, Vol.373, No.1, pp.235-242, 1985.

(3) Roche N, Bonnyaud C, Geiger M, Bussel B, Bensmail D, Relationship between hip flexion and ankle dorsiflexion during swing phase in chronic stroke patients, Clinical Biomechanics, Vol 30, No3, pp.219-225, 2015.

異なる歩行形態にみる足底局所の剪断力

Shear force at the local areas of planta produced by different gait styles

○小室有子[1] 安在絵美[2] 中嶋香奈子[3] 佐藤克成[4] 元岡展久[5] 太田裕治[1]

1. お茶の水女子大学大学院人間文化創成科学研究科生活工学共同専攻，2. 日本学術振興会，3. 国立研究開発法人産業技術総合研究所，4. 奈良女子大学研究院生活環境科学系，5. お茶の水女子大学基幹研究院

○Yuko Komuro[1], Emi Anzai[2], Kanako Nakajima[3], Katsunari Sato[4], Nobuhisa Motooka[5], Yuji Ohta[1]

Ochanomizu University Graduate School of Humanities and Sciences Cooperative Major in Human Centered Engineering, 2. Japan Society for the Promotion of Science, 3. National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, 4. Nara Women's University, Faculty Human Life and Environmental Sciences 5. Ochanomizu University Faculty of Core Research

1.　背景と目的

歩行能力は特に高齢者の生活の質と密接に繋がっている．歩行を確保することは自立した健康な生活を可能にする．しかし、歩行能力は加齢とともに減少をする[1)]．また、高齢者のつま先の底屈筋と転倒との関係について研究し、転倒歴がないグループ(14.8%BW：Body Weight)は転倒歴ありのグループ(11.6%BW) より拇指の力が有意に強く、更に、転倒グループでは外反母指が有意に多かった (p<0.01)[2)]．更に、親指以外の指の変形している人も有意に多かった(p<0.01)と報告している．つま先底屈筋の筋力について片側底屈筋膜炎を持つグループはコントロールグループよりも有意に小さいつま先足底筋力を示した[3)]．このように、加齢や足の疾患は歩行への大きな影響力を持っている．歩行評価指標の一つとして、床反力計を使用し床反力や前額面、矢状面への動揺が測定されてきたが、これらのデータは足全体からもたらされたデータであり、異なる足底局所での働きをとらえることができなかった．近年、小型 3 軸センサー(Fig. 1) の開発により、足底一部の垂直分力や側方剪断力や進行方向前後の剪断力の計測が可能となった．そこで、本研究の目的はこの小型センサーを使用し足底局所にかかる剪断力を異なる歩行形態により調査するパイロット実験をすることである．

2．方法

被験者は20歳の健康な女性で、歩行の支障がない1名とした．使用機器は直径 10mm の3軸センサー（ショッカクチップ、タッチエンス株式会社、Figure 1）で、2 枚の靴の中敷きのうち一枚に穴をあけ埋め込んで使用した．穴の箇所は踵骨隆起部、立方骨、第 5 中足骨頭、母指球、第 1 中足骨頭、中間楔状骨、横足弓中心の 7 か所とした．センサー付きの中敷きは直接足にテープで固定された．歩行形態は普通歩行、広い脚間歩行、内股歩行、外股歩行、大股歩行の5歩行形態で、それぞれ 5m の距離を往復した。解析対象は左足の復路のデータとした．データは電位（V）で収集され、製品の変換式に基づき、電圧（V）に変換された．変換されたデータは歩行形態ごとに中3歩の最高値と最小値を、一元配置の分散分析で検定した．検定には SPSS バージョン 24 を使用した．有意確立 5%未満で有意差ありとした．

Fig. 1　3 軸ショッカクチップ

2.　結果

第 1 中足骨頭

第1中足骨頭の後方への剪断力は、普通歩行と比べ広脚間歩行、外股歩行で有意に大きかった(p<0.001, p<0.001, Fig. 2). また、外股歩行では垂直力も有意に大きかった(p<0.01).

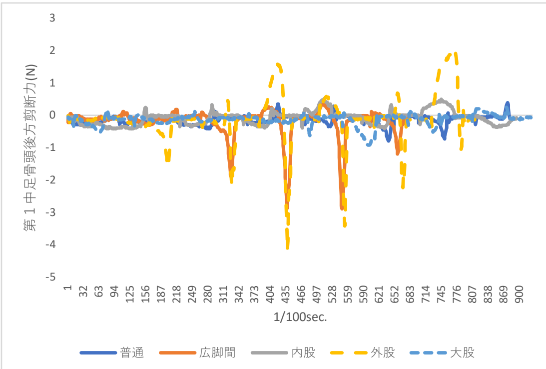


Fig. 2 第一中足骨頭後方剪断力

第 5 中足骨頭

普通歩行と比べ、内股歩行と広脚間歩行での内方剪断力が有意に小さい値であった(p<0.01, p<0.01). また、外股歩行と広脚間歩行では垂直力が有意に小さかった(p<0.01, p<0.01). しかし、大股歩行では後方剪断力が有意大きかった(p<0.05).

拇指球の剪断力

広脚間歩行、外股歩行では普通歩行と比べ、外方剪断力が有意に大きかった(p<0.001, p<0.05). また、大股歩行の後方への剪断力は普通歩行と比べ有意に大きかったが(p<0.001)、前方への剪断力は有意に小さかった(p<0.05). また、大股歩行において、垂直力は普通歩行と比べ有意に大きかった(p<0.05).

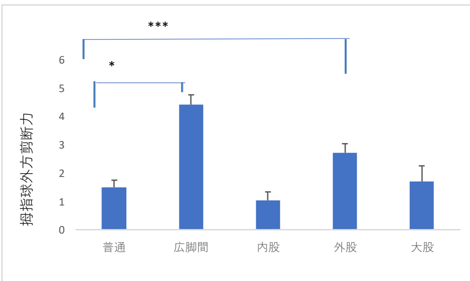


Fig.3 拇指球外方剪断力ピーク値平均

(***=p<0.001, *= p<0.05)

歩行別足底局所の最大値、最小値は Table 1 に記した.

Table 1 歩行別足底局所の平均最大値、最小値

センサー位置	歩行別	普通			広脚間			内股			外股			大股		
		側方剪断力	前後剪断力	垂直力	側方剪断力	前後剪断力	垂直力	側方剪断力	前後剪断力	垂直力	側方剪断力	前後剪断力	垂直力	側方剪断力	前後剪断力	垂直力
第1中足骨頭	最大値	2.0062	0.2405	6.6750	2.6088	0.2146	30.2973	0.9711	0.3321	2.4243	2.1207	0.8624	47.1992 **	1.7211	0.9921	5.8448
	最小値	-0.5135	-0.4840	-0.1946	-1.8893	-2.5607 **	-0.1077	-0.4848	-0.3897	-0.4632	-1.9620	-3.2744 **	-0.0723	-0.4325	-0.6985	-0.1021
第5中足骨頭	最大値	2.1695	0.2994	3.1698	0.9675	0.2018	0.8559 **	1.8541	0.3235	3.0783	0.3710	0.1884	0.5684 **	1.3640	0.4672	2.1233
	最小値	-0.3254	-0.7939	-0.4630	-0.0933 **	-0.7916	-0.4139	-0.0602 **	-1.1491	-0.8567	-0.3469	-0.3842	-0.6178	-0.2123	-1.1446 *	-0.5477
拇指球	最大値	1.5123	1.5551	5.0510	4.4251 ***	2.4879	6.5361	1.0480	0.5001	5.7818	2.7230	1.2137 *	3.7754	1.7166	0.1508 *	10.4646 *
	最小値	-0.1773	-0.2401	-0.1933	-0.0602	-0.0530	-0.0911	-0.1474	-0.6045	-0.4134	-0.9557	-0.2044	-0.1366	-0.1351	-2.2694 ***	-0.2533

*=p<0.05, **=p<0.01, ***=p<0.01.

3. 考察

第1中足骨頭では足関節の底屈により生じる離床時の後方への剪断力の影響を大きく受けている. その中でも、広脚間歩行と外股歩行形態では後方剪断力が顕著に表れている。外股歩行では大きな垂直力も加わり第1中足骨頭へ負荷が想定される。また、第5中足骨頭では内股歩行と広脚間歩行とでは普通歩行と比較し、内方の剪断力が小さく、更に、広脚間歩行では垂直力も小さいことから、あまり、歩行に影響を与えていないのではないかと思われる. しかしながら、大股歩行では後方剪断力が普通歩行より大きく、歩行への貢献が示された. 拇指球においては広脚間歩行と外股歩行では普通歩行より外方剪断力が大きかった. 外反拇指の患者は健康な足を持つ人よりも側方剪断力が大きいとの報告がある [5]. 広脚間や外股歩行形態による関節への負担が懸念される. また、足よりも小さな靴を履くことにより、足の第1指が第2子方向に傾いたまま歩行することとは外股歩行の角度に近くなり、普通歩行においても同じく大きな外方剪断力が推察される. 曲げの力は中足骨付近への負担となるとの報告もある [4]. 大股歩行での大きな後方剪断力は、想定通りであった.

2. 総論

歩行形態別に剪断力を調査することで、歩行形態特徴が見えた. 今後は多くのデータを収集することで、歩行形態の特徴を明らかにし、歩行疾患への予防、高齢者の歩行支援に貢献できると思われる.

参考文献

1) Guralnik et al, American Journal of Epidemiology (1993).
2) Mickle et al.clinical Biomechanics 24(2009)787-791.
3) Allen and Gross, Journal of Foot and Ankle Research 2015.
4) Yavuz et al., Gait & Postre 30 (2009)257-259.
5) Stief and Peikenkamp,Journal of Foot and Ankle Research(2015)8:49.

脊髄損傷者の身体機能の分析と日常生活動作との因果性の解析

Analyzing Relationship between Body Function and Motions of Persons with Spinal Cord Injury

○ 尾形邦裕（産総研）　中山剛（国リハ）　長谷川伸悟（芝浦工大）
松日楽信人（芝浦工大）　小野栄一（国リハ）

Kunihiro OGATA (AIST)　Tsuyoshi NAKAYAMA (NRCD)　Shingo HASEGAWA (Shibaura Institute of Technology)
Nobuto MATSUHIRA (Shibaura Institute of Technology)　Eiichi ONO (NRCD)

Abstract: Spinal cord damage impairs mobility and other body functions, some persons with spinal cord injury are restricted in their activities of daily living. The purpose of this study was to quantify and analyze the relationship the residual function and the movements. The motion of propelling a wheelchair of persons with spinal cord injury was measured using by the inertia motion capture system, and each joint angle was calculated. The body function, such as range of motion (ROM) and manual muscle test (MMT) was measured by occupational therapists. The 13 persons with spinal cord injury were clustered based on the body function, therefore the characteristic patterns were found.
Key Words: motion of propelling a wheelchair, inertia motion capture, ROM, MMT

1.　序論

事故や病気が原因で脊髄を損傷することで，四肢に麻痺を生じ，筋力及び運動機能が低下する．そのため，脊髄損傷者は自立した日常生活に困難を持つ．脊髄損傷者は移動のために電動車いすあるいは手漕ぎ車いすを用いることがある．脊髄損傷者の自立した生活を支援することで，彼らの社会参画を促進することができる．脊髄損傷者において，食事や移動における自立度は高いが，排泄や更衣の自立度が低いことが知られている [(1)]．また，残存機能が低いと排泄や更衣にかかる時間は長引くことが知られている [(2)]．脊髄損傷者の残存機能と表出される動作の関係性については十分に吟味されていない．本研究では，脊髄損傷者の残存機能と身体運動の関係を定量的に評価することで，その関係性を明らかにすることを目指す．残存機能として関節可動域（Range of Motion: ROM) 及び徒手筋力テスト (Manual Muscle Test: MMT)，身体運動として車いすを漕ぐ動作に着目し，これらを計測及び解析を行った．

2.　車いす漕ぎ動作の計測

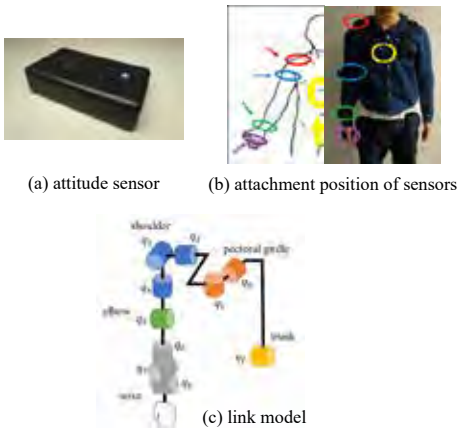
車いす漕ぎ動作のストロークパターンを解析し，関節運動や加速度との関係性 [(3)] やストロークパターンの分類に関する研究が行われてきた [(4)]．これらの研究では，腕の動きを中心に計測及び解析を行ってきているが，車いす漕ぎ動作においては上肢帯の動きも重要である．本研究チームでは，慣性式モーションキャプチャを用いることで，上肢帯機構を含めた車いす漕ぎ動作の計測手法を開発した [(5)]．

13 人の脊髄損傷者から協力を得た．各実験協力者において車いすを漕ぐ動作，ROM，MMT 及び身体寸法の計測及び車いすの各部位の計測を行った．ROM 及び MMT の計測には作業療法士からの協力を得た．なお，本実験は国立障害者リハビリテーションセンター倫理審査委員会の許可を得た．実験協力者は普段使用している車いすを使用してもらい，3 回動作計測を行った．計測した部屋の床はナイロン 100% のカーペットが敷かれている．

車いす漕ぎ動作の計測には慣性方式のモーションキャプチャシステム (YEI 3Space sensor と Mocap Studio, Yost Labs Inc.) を用いた．慣性方式モーションキャプチャは加速度センサ，角速度センサ，地磁気センサに基づいて姿勢を推定することが可能となる．人の全身運動を計測するには，身体のリンクモデルが必要となる．Fig 1 にセンサの外観，センサの取り付け位置，リンクモデルを示す．センサは体幹，右肩，右上腕，右前腕，右手に取り付けた．Fig 1-(c) のように，体幹部に 1 自由度，上肢帯から手首までを 9 自由度とした．文献 [(5)] に基づいて姿勢センサのセンサ情報をもとに関節角度を算出した．

3.　計測データの解析と考察

ROM，MMT，身体や車いすの寸法などのデータを個人特徴データと呼ぶこととする．この個人特徴データと運動データの関係性について検討することを目指す．本稿では簡単のために，各個人毎のデータの特徴を検討するのではなく，クラスタリングしたいくつかのグループについて解析を行うこととする．クラスタリングは個人特徴データをもとに行う．個人特徴データのデータ次元 (D) は 219 次元と高次元である．そこで，主成分分析を用いて個人特徴データの次元圧縮を行う．但し，実験協力者は 13 名であり，サンプル数 (N) の方が圧倒的に小さい．データ次元がサンプル数より多い条件で主成分分析を行うと，一部の固有値がゼロ化してしまう [(6)]．そこで，データ行列 $\mathrm{X}(N \times D)$ として，$\mathrm{X}^T\mathrm{X}$ に対して主成分分析を計算する [(6)]．但し，ここで得られた主成分ベクトル v_i は X の主成分ベクトルではないので，$\mathrm{u}_i = 1/\sqrt{N\lambda_i}\mathrm{X}^T\mathrm{v}_i$ によって X の固有ベクトル u_i を得る．ここで，λ_i は $\mathrm{X}^T\mathrm{X}$ の固有値とする．主成分分析の結果，第 1 主成分の寄与率が圧倒的に高く，第 2 主成分までで寄与率が 0.98 を超えている．第 1 及び第 2 主成分ベクトルによって各データを射影した結果を Fig. 2-(a) に示す．実験協力者 5(右下）のデータが他のデータと比べて大きく離れていることが分かる．そこで，このデータは外れ値として除外することとした．除外した 12 個のデータについてクラスタリングを行った．クラスタリング手法



(a) attitude sensor　(b) attachment position of sensors　(c) link model

Fig.1　Attachment of inertia sensor, link model.

Table 1　Clustering results

Cluster Number	Participant Number
1	4, 9, 11
2	1, 3, 6, 7, 13
3	2, 8, 10, 12

として k-means 法 (Hartigan-Wong 法) を用い，クラスタ数は 3 として計算した．計算結果を Fig. 2-(b) 及び Table 1 に示す．なお，*は各クラスターの重心点である．

クラスター 1 の一部のデータはクラスター 3 と近付いているものの，各クラスターはそれぞれ分離できていることが分かる．各クラスター毎の特徴を検討するために，各クラスターから任意に選んだ 2 つのデータの矢状面における肩及び手先の軌道を Fig. 3 に示す．また，各クラスターの関節角度軌道を Fig. 4 に示す．関節角度軌道は 1 周期分の時間で正規化した．

Fig. 3 より，クラスター 2 はいずれも直線的であるのに対して，クラスター 3 は滴状で広がりのある軌道であることが分かる．ここで，各実験協力者の個人特徴データを比較すると，肩の伸展と外旋の ROM，いくつかの指の ROM 及び全ての指の MMT に差が見られた．その結果，クラスター 2 の指の MMT はクラスター 3 と比べて全体的に大きいことから，クラスター 2 は上肢の残存機能が高いと言える．Fig. 4 から，クラスター 2 の実験協力者 6 は手首を活用していることが分かる．手指の機能が残っているために，手首を活用した結果手先軌道に違いが見られたと考えられる．

4.　結論

本研究では，脊髄損傷者の残存機能と運動の関係を解析することを目指した．個人特徴データと車いす漕ぎ動作の計測を行い，個人特徴データに基づいてクラスタリングを行った所，クラスター内の車いす漕ぎ動作に類似のパターンが見られ，残存機能の違いから運動の変化が生じていることが分かった．今後は，他の日常生活動作に対しても拡張を行っていく．

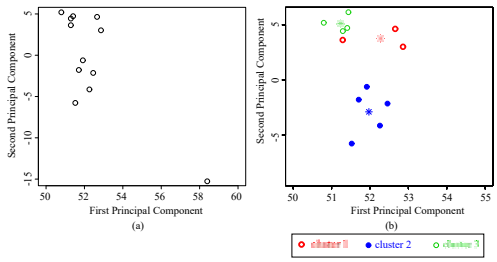


Fig.2　The data projected on first and second principal components, and the calculated results using k-means clustering method.

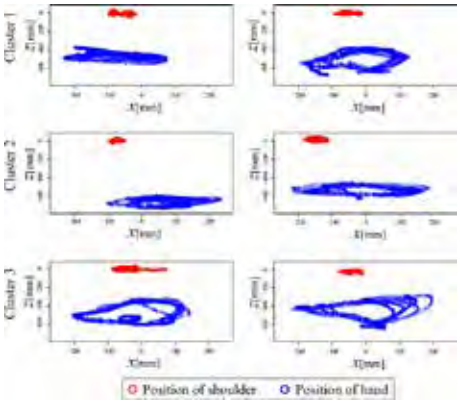


Fig.3　The trajectories of hand (blue) and shoulder (red) positions on x-z plane calculated by forward kinematics.

謝辞

本研究は JSPS 科研費 JP25282181, JP15H01765 の助成を受けた．個人特徴データの計測において木下氏，清野氏，世古氏からの協力を得た．実験協力者の募集に関して，国立障害者リハビリテーションセンター病院，自立支援局からの協力を得た．

参考文献

(1) J. Jongjit, W. Sutharom, L. Komsopapong, N. Numpechitra and P. Songjakkaew, “Functional independence and rehabilitation outcome in traumatic spinal cord injury, ” The Southeast Asian Journal of Tropical Medicine and Public Health, Vol. 35, No. 4, pp. 980-985, 2004.

(2) S. P. Hetz, A. E. Latimer and K. A. Martin Ginis, “Activities of daily living performed by individuals with SCI: Relationships with physical fitness and leisure time physical activity, ” Spinal Cord, Vol. 47, No. 7, pp.550-554, 2009.

(3) H. W. Wu, L. J. Berglund, F. C. Su, B. Yu, A. Westreich, K. J. Kim, and K. N. An, “An Instrumented Wheel for Kinetic Analysis of Wheelchair Propulsion,” J. Biomech Eng 120(4), pp. 533-535, 1998.

(4) Michael L. Boninger, Aaron L. Souza, Rory A. Cooper, Shirley G. Fitzgerald, Alicia M. Koontz, ATP, and Brian T. Fay, “Propulsion Patterns and Pushrim Biomechanics in Manual Wheelchair Propulsion,” Archives of Physical Medicine and Rehabilitation Vol. 83, Issue 5, pp. 718-723, 2002.

(5) S. Hasegawa, N. Matsuhira, K. Ogata, E. Ono and T. Nakayama, “Motion analysis of wheelchair considering the pectoral girdle mechanism,” 2016 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII), Sapporo, 2016, pp. 120-125.

(6) C.M. ビショップ, “パターン認識と機械学習 下,” 丸善出版, 2012.

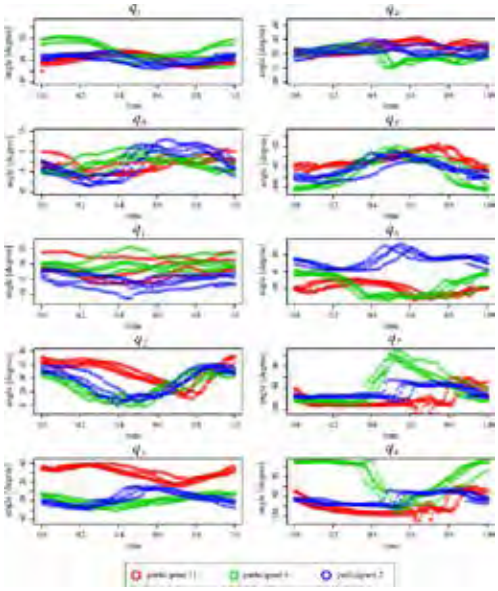


Fig.4　Calculation results of each joint angle.

下肢装具の足底部の違いによる歩行状態の分析

Analysis of gait status due to differences in the sole of the leg orthosis

○ 林敏熙（東京電機大）　花崎泉（東京電機大）　井上淳（東京電機大）

Toshihiro HAYASHI, Tokyo Denki University
Izumi HANAZAKI, Tokyo Denki University
Jun INOUE, Tokyo Denki University

概要: 下肢装具は，身体麻痺により歩行が困難になった人に対して医師や理学療法士が処方している．この処方は経験則のため，明確な処方基準がない．近年の研究では着地時に足首への負担を軽減するバネやダンパ等の開発が盛んに行なわれている．足首への補助を行なうことでリハビリ効果は薄れてしまうことを考え，足底部に着目した．足底部が曲がることでより自然な歩行になりリハビリへ効果があるのではないかと考えた．よって，新規に 2 種類の足底部を用意し，下腿部の筋活動量と足圧重心から歩行の違いを検証した．結果として，足底部，足関節可動域の違いによって筋活動量が異なることがわかった．また重心軌跡の違いは足首固定時に違いが現れた．また，各筋肉へのリハビリに適した条件の提示を行なった．

キーワード: 下肢装具，筋活動量，足底部，重心軌跡

1. 研究背景

厚生労働省発表の患者調査の概況より，平成 27 年度の脳血管疾患による死亡者数は約 12 万人，全体の 8.7%を占め死亡原因の 4 位である(1)．脳血管疾患になると身体に麻痺が残ることがある．下肢装具は，身体麻痺により歩行が困難になった人の為の補助装具であり，患者に対して医師や理学療法士が処方している．しかし，現状では定量的な処方基準が無く，下腿の筋活動に依拠した処方がされていない．近年の研究では着地時に足首への負担を軽減するバネやダンパ等を用いた装具の開発が盛んに行なわれている．谷田らは MR 流体ブレーキを用いた足関節のトルクを制御できるアクチュエータを開発している．また歩行状態を立脚前期，立脚後期，遊脚期の 3 種類に分け，それぞれの状態の分析を行なった(2)．また山本らは，下肢装具装着時の足関節トルクを計測し，歩行の補助のために油圧を利用し足関節を制御するゲイトソリューションの開発をしている(3)．

このように，歩行状態を分け，足関節の制御を行なう装具を開発し分析を行なう研究は行なわれているが，足底部のアーチがしなるように動く一般的な人間の歩行を補助するような装具はなく，下肢麻痺患者の歩行を自然な歩行に近づけるには困難を伴う．

そのため，本研究では 2 種類の曲がる加工がなされた足底部と曲がらない足底部の計 3 種類の足底部を用意する．健常者の右足に 3 つの条件の下肢装具を取り付け，歩行計測を行なうことで，足底部を変化させた際の歩行が自然な歩行に近づくか検証を行なう．また，それぞれの場合において足首可動域を前後 15 度とした場合においても検証を行なう．これらの検証では下腿部の筋活動量及び，足圧計で歩行の動きを確認する．

各条件での計測結果から，より自然な歩行をサポートできる形状、また、リハビリの際，筋活動が発揮されやすい形状を検討する．

2. 研究手法

本研究では足底圧や筋活動の計測が必要なことから、一般的な靴型の装具を利用することはできないため、Fig.1 に示す実験用の下肢装具を製作した．実験用下肢装具は足関節の部分で分離できるようになっており、ダブルクレンザック継手を用いて足関節の可動粋を変更できるようになっている、Fig.2 に示すような、平面型，A 型，B 型の 3 種類の足底部を製作した．一般的な装具の足底部の形状は平面型で，足裏のどの関節も曲がらないように設計されているものである．本実験では、A 型，B 型の 2 種類の足底部の曲がるものを製作した．A 型は，MP 関節が曲がるように設計されている．B 型は，A から 3cm 後ろ部分が曲がるように設計されている．本研究では平面型と異なる 2 種類の足底部を取り付け、歩行状態の分析を行なう．

fig. 1　下肢装具

平面型　　A 型　　B 型

fig. 2　使用する足底部

3.実験

3.1　実験内容

健常者 1 名に対し，右脚に下肢装具，右脚筋肉に無線筋電位計，両足に足圧計を取り付けた．また 3 種類の足底部それぞれ付け替え，足首を固定，前後可動域 15 度域 15 度ずつの計 6 条件で 10 歩歩行した．下肢装具が足に与える物理的影響は健常者と患者で変わらないため、今回は健常者で実験を行なった．実験条件を Table1 に示す．また足圧計は fig.3 の位置で足圧を測定した．なお本実験は，東京電機大学ヒト生命倫理審査委員会において審査を受け承認された．（課題番号 29-98）

Table1　実験条件

被験者	20 代男性 1 名
測定対象	大腿直筋 内側広筋 前脛骨筋 腓腹筋
計測機器	無線筋電位計，足圧計
計測時間	20 [s]
足首可動範囲(垂直 0°)	-15°～15°
サンプリング周波数	1000[Hz](筋電位) 100[Hz](足圧計)

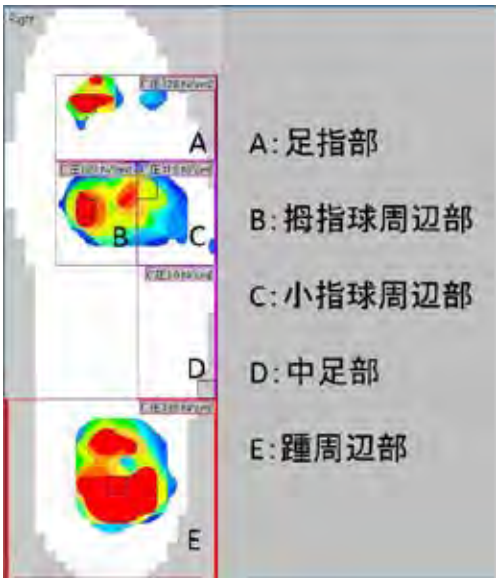


fig.3　足圧の測定部位

3.2　実験結果

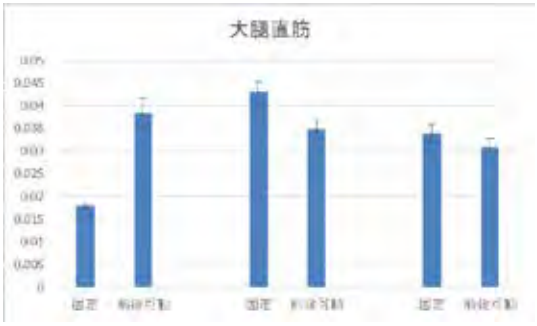
10 歩歩行を行い，一歩ごとの筋活動量を求めるために，筋電位に対し RMS 処理と積分処理を行った．各条件での 1 歩ごとの積分筋活動量を Table2,3 に示す．また，そのグラフを fig.4-7 に示す．

Table2　足首固定時の筋活動量の平均値

足首固定	大腿直筋	内側広筋	前脛骨筋	腓腹筋
平面型	0.0179	0.0259	0.0505	0.127
A 型	0.0430	0.0250	0.0522	0.0377
B 型	0.0339	0.0820	0.0717	0.0351

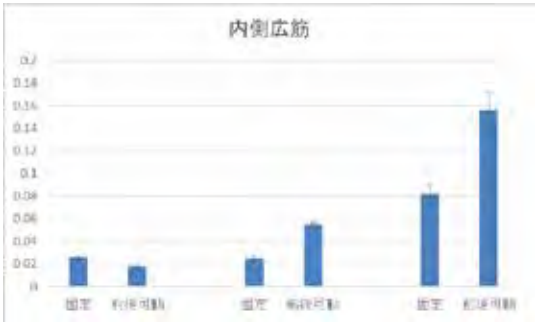
Table3　足首前後可動域 15 度時の筋活動量の平均値

前後可動域 15 度	大腿直筋	内側広筋	前脛骨筋	腓腹筋
平面型	0.0384	0.0179	0.0423	0.136
A 型	0.0347	0.0547	0.0436	0.0447
B 型	0.0309	0.156	0.0733	0.080



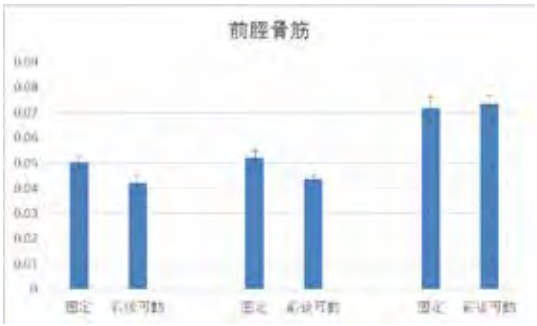
平面型　　A 型　　B 型

fig.4　大腿直筋の積分値と標準誤差



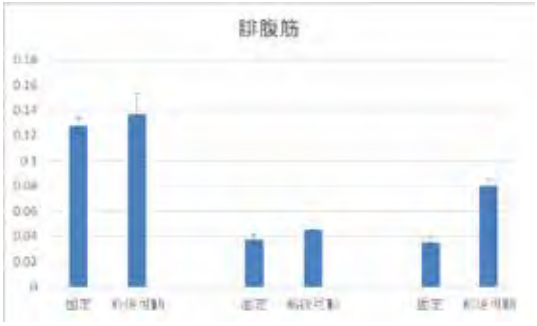
平面型　　A 型　　B 型

fig.5　内側広筋の積分値と標準誤差



平面型　　A 型　　B 型

fig.6　前脛骨筋の積分値と標準誤差



平面型　　A 型　　B 型

fig.7　腓腹筋の積分値と標準誤差

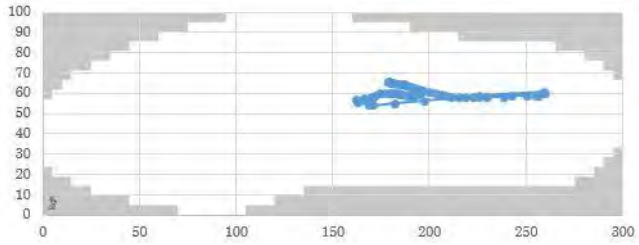


fig.8　平面型での足首固定時の重心軌跡

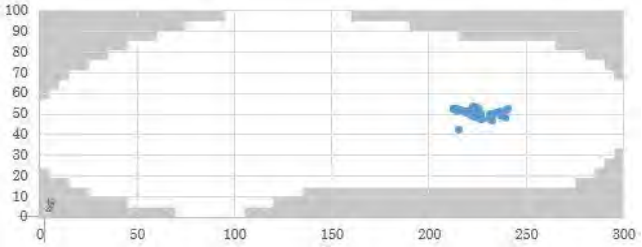


fig.9　A 型での足首固定時の重心軌跡

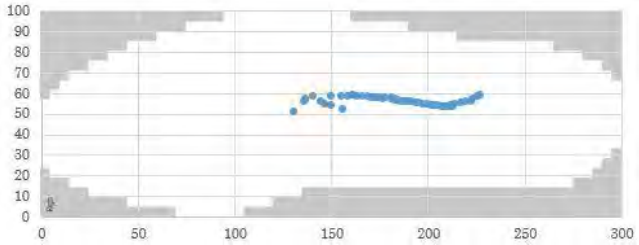


fig.10　B 型での足首固定時の重心軌跡

・大腿直筋

fig.4 より，平面型の足首固定より A 型の足首固定の筋活動量は大きく，　A 型は B 型より大きかった．前後可動域 15 度では，平面型より A 型の筋活動量が小さく，A 型より B 型の筋活動量が小さかった．

・内側広筋

fig.5 より，足首固定では，平面型と A 型の筋活動量は同等で，B 型が大きかった．前後可動域 15 度は，平面型より A 型の筋活動量は大きく，A 型より B 型の筋活動量が大きかった．

・前脛骨筋

fig.6 より，足首固定，前後可動域 15 度全てにおいて，平面型と A 型の筋活動量は同等で，B 型が大きかった．

・腓腹筋

fig.7 より足首固定では，平面型の筋活動量が最も大きく A 型と B 型同等だった．前後可動域 15 度は，平面型より A 型の筋活動量が小さく，B 型が A 型より大きく，平面型より小さかった．

また，各足底部での足首固定時の重心軌跡を fig.8-10，足首前後可動域 15 度時の重心軌跡を fig.11-13 に示す．

平面型での足首固定時の重心軌跡は，踵から前方に進んだ後，踵に戻る動きを示した．前後可動域 15 度では，踵から前方へ直線的な軌跡を描いた．

A 型での足首固定時の重心軌跡は常に踵に重心が残った．

前後可動域 15 度では，踵から拇指へ弧を描くように重心が

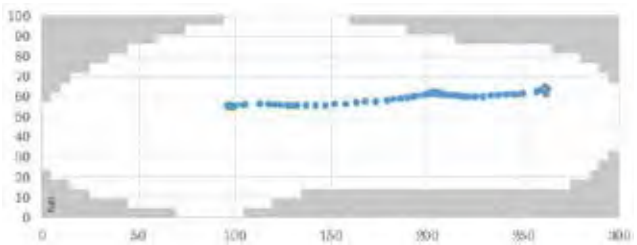


fig.11　平面型での足首前後可動域 15 度時の重心軌跡

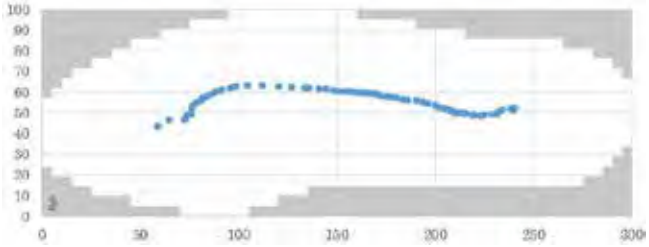


fig.12　A 型での足首前後可動域 15 度時の重心軌跡

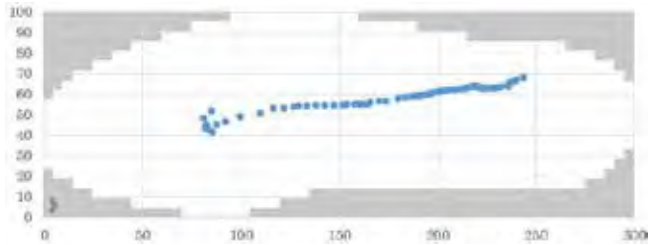


fig.13　B 型での足首前後可動域 15 度時の重心軌跡

移動した．

B 型での足首固定時の重心軌跡は，踵から前方に動いたが中央付近で軌跡が止まった．の前後可動域 15 度では，踵から拇指へ直線的に移動した．

また，fig.3 の位置の圧力を測定した結果，足底部による変化はなかったが，足首の可動によって結果が異なった．足首を固定させたときでは常に踵に圧力がかかり，つま先には圧力がかからなかった．前後可動域 15 度では，踵から中足部，つま先手前へ圧力が移動し，つま先の圧力のピーク時には踵に圧力はなかった．

4.考察

Table4 に各筋肉の役割を示す．

Table 4　各筋肉の役割

	筋肉の役割
大腿直筋	膝関節の伸展，股間節の屈曲
内側広筋	膝関節の伸展
前脛骨筋	足関節の背屈
腓腹筋	足関節の底屈，膝関節の屈曲

平面型は fig.5 より，内側広筋の活動量が小さい．これは，足裏が曲がらず満足に膝関節を屈曲できないため，他の筋肉に負荷がかかっていると考える．また，平面型では足首の固定，可動に関わらず筋活動量は小さいため，足裏の曲がりが内側広筋に影響を与えると考える．また平面型は fig.7 より腓腹筋の活動量が大きい．これは，内側広筋の負荷が腓腹筋に移っていることと，足裏が曲がらないため，

踏ん張ろうとする力が強くなり活動量が大きくなったと考える． また，足首の固定，可動に関わらず筋活動量は大きいため，足裏の曲がりが腓腹筋に影響を与えると考えられる．

A 型は内側広筋の活動量が小さい．これは，足裏が曲がるようになったことで，負荷が分散されたと考えられる．また前後可動域 15 度では A 型が平面型と比べ活動量は大きいため，A 型は内側広筋に影響を与えることがわかる．また fig.7 より腓腹筋の活動量が平面型より小さい．これは，足裏が MP 関節位置で曲がることによる影響であると考えられる．

B 型は内側広筋の活動量が大きい．これは，足裏が曲がるようになったことが理由だと考えられる．A 型と B 型で曲がる位置が異なるため，曲がり位置の違いが筋活動量に影響を与えると考える．また腓腹筋の活動量が小さい．これは足裏が曲がることで力が分散されたためであると考える．重心軌跡は，fig.8-10 より固定時では足底部による違いが顕著に現れているが，前後可動域 15 度では違いは無かった．一般的な歩行は，踵から中足部，つま先へと重心移動を行なう．この歩行に近い移動を行なっているのは A 型使用時の前後歩行であった．

以上のことから各筋肉への重点的なリハビリには以下の表に示す条件の装具を用いると効果的であると考えられる．

Table5　筋肉に与える影響

	大腿直筋	内側広筋	前脛骨筋	腓腹筋
平面型固定	×	×	○	○
A 型固定	○	×	○	×
B 型固定	○	○	○	×
平面型可動	○	×	○	○
A 型可動	○	×	○	×
B 型可動	○	○	○	×

また，大腿直筋，前脛骨筋へのリハビリは，A 型可動を使用することで健常者の歩行を行なえるためより効果が期待できると考える．

5.結論

本研究では，下肢装具の既存の平面型と，新規に A 型，B 型の 2 種類の足底部を用意し歩行状態の分析を行なった．結果として，足底部，足関節可動域の違いによって筋活動量が異なることがわかった．また重心軌跡の違いは足首固定時に違いが現れ，その他の足関節の条件ごとでは同一の結果が現れることがわかった．最後に，各筋肉へのリハビリに適した条件の提示をおこなった．今後の展望として，被験者を変え実験を行ない，筋活動量及び重心軌跡に個人差が現れるか検証を行なう．また，実際に障碍者に対して同様の実験を行ない，健常者との違いが現れるか検証を行なう．

参考文献

(1)　厚生労働省“平成 27 年 人口動態統計（確定数）の概況”

(2)　谷田惣亮，菊池武士，大月喜久子，安田孝志，古荘純次，小澤拓也，藤川孝満，森本正治“コンパクト MR 流体ブレーキを用いたインテリジェント短下肢装具 3 次試作機の開発と足関節弛緩性麻痺患者への適用”，生体医工学，vol48 No1 2010

(3)　山本澄子“油圧を利用した短下肢装具の開発”，リハビリテーション医学 vol.39 no.11 2002

表面筋電位を用いた繰り返し動作に起因する腰部負担の定量的評価

○廣嶋孝行（北見工大院）鈴木聡一郎（北見工大）　星野洋平（北見工大）
曹贏（北見工大）　楊亮亮（北見工大）

1. 緒　言

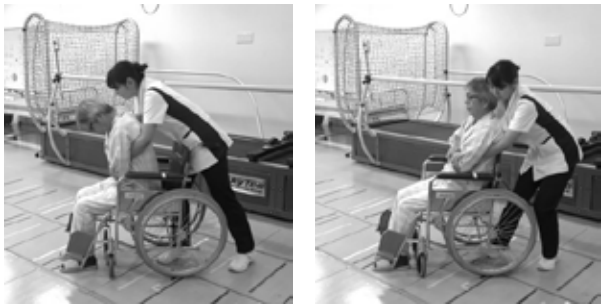
超高齢社会を迎えた近年の日本の介護現場では，要介護者数の増加に伴う介護士の身体的負担の増加が大きな問題となっている．特に移乗動作が原因とされる介護士の腰痛発生が問題となっており，腰痛を防ぐために腰部負担の軽減が求められることから,腰部負担の定量化が重要となる．

腰部負担の定量化手法として，これまでに腰部モーメントや椎間板圧縮力から評価する手法[1]が提案されているが,動的な評価に対応していないことや介護現場での計測が困難であることなどの理由から，実用的な評価手法として確立されていないのが現状である．そこで本研究では，被験者から直接計測可能であり，介護現場で動的な評価が可能である，表面筋電計を用いた腰部負担の定量的な評価手法について検討を行ってきた．これまでに移乗動作を持ち上げ動作・回旋動作・降ろし動作の 3 つの基本的な動作に分割し，それぞれの動作において表面筋電位による腰部負担の定量的な評価手法について検討を行った．その結果，脊柱起立筋の表面筋電位から腰部負担の定量的な評価ができ,さらに動的な評価も可能であることを示した[2].

本報では，提案する脊柱起立筋の表面筋電位による腰部負担の評価手法を用いて筋疲労の定量化を行い，動作の繰り返しによる筋疲労が腰部負担に与える影響について検討する．

2. 筋疲労評価の重要性

先行研究では移乗動作の一例として，座り直し動作に着目し，本研究で提案する脊柱起立筋の表面筋電位による評価手法を用いて腰部負担の評価を行った[3]．座り直し動作とは，車椅子への移乗後に必要な動作であり，図 1 に示すように車椅子に浅く座った姿勢の被介護者を深く座った姿勢に座り直しさせる動作のことである．介護経験者 1 名(被



(a) 引き上げ開始姿勢　　(b) 引き上げ終了姿勢

図 1　座り直し動作

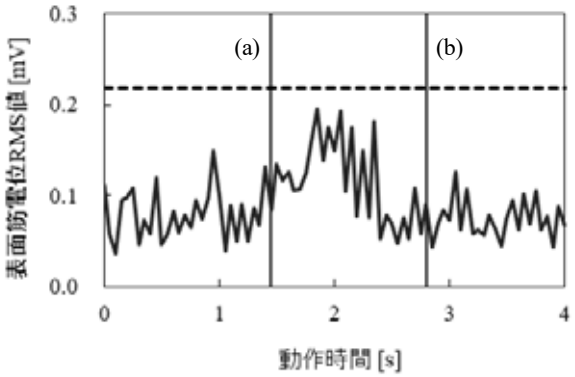


図 2　座り直し動作時の表面筋電位

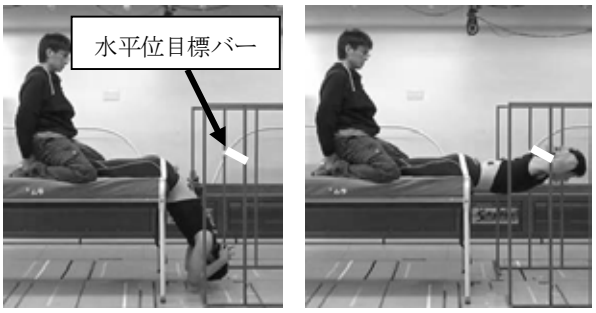
験者 A)がこの座り直し動作を行った時の脊柱起立筋の表面筋電位を計測した結果を図 2 に示す．図 2 中の 1.5 秒付近の縦線(a)が図 1(a)に示す被介護者を引き上げるタイミングであり，2.7 秒付近の縦線(b)が図 1(b)に示す引き上げ終了のタイミングを表している．図 2 から，被介護者を持ち上げたタイミングで表面筋電位が増加していることがわかる．また, 図 2 中の 0.2 mV 付近の破線が腰痛発生の危険性を示す指標である椎間板圧縮力 3400 N に相当する表面筋電位の値である．これより，今回計測した座り直し動作時の表面筋電位は，腰痛の危険性を示す指標に達していないことから，1 回の座り直し動作では，腰痛を発生するほどの大きな負担が加わっていないといえる．

しかし，実際の介護現場では，移乗動作を 1 日に複数回行う必要があり，さらに食事時など短時間に集中して移乗動作を行う時間帯がある．この動作の繰り返しにより疲労が蓄積することで腰部負担が増加し，腰痛の原因となっている可能性が考えられるため, 筋疲労の評価は重要である．

そこで，脊柱起立筋の表面筋電位による腰部負担の評価手法を用いて，筋疲労状態に達した際の表面筋電位から筋疲労の定量化を試み，動作の繰り返しによる筋疲労が腰部負担に与える影響について評価する．

3. 筋疲労評価実験

本報では，積極的に脊柱起立筋の張力を発揮する運動を実験動作にすることで筋疲労の観測を容易にし，かつ被験者の怪我を避けるため，背筋動作を実験動作に設定する．この背筋動作を繰り返し行い脊柱起立筋を疲労させ，脊柱起立筋の表面筋電位から筋疲労の定量化を試みる. そして，繰り返しによる筋疲労が腰部負担に与える影響を検討する．



(a) 初期姿勢　　(b) 水平位保持姿勢

図 3　背筋動作

3.1 実験方法

被験者は健康な男子学生 1 名(被験者 B)で, 図 3(a)の初期姿勢から上体が水平になる高さ 90 cm に設置した水平位目標バーに肩が触れるまで上体を 1 秒で持ち上げ，図 3(b)に示す水平位で 2 秒静止し，1 秒で初期姿勢に戻るまでを 1 回の背筋動作とする．この背筋動作を 10 回で 1 セット，合計 10 セット行う. セット間には 3 分のインターバルを設ける. 各セット内 10 回の表面筋電位の変化を短サイクル疲労, セット間での表面筋電位の比較を長サイクル疲労と定義する．動作時の脊柱起立筋の表面筋電位からそれぞれの疲労の定量化を行い，動作の繰り返しにより蓄積する筋疲労が腰部負担に与える影響を評価する.

3.2 計測項目

表面筋電位は，ロジカルプロダクト社製の 3 極乾式ワイヤレス筋電センサで計測する．電極は，脊椎の L4-L5 付近の左右の脊柱起立筋に貼り付け，背筋動作時の表面筋電位から 0.05 秒ごとの RMS 値を求め，各背筋動作 4 秒間の平均値の左右合計値を算出する．また，表面筋電位は発揮筋力に比例するため，図 4 の水平位保持高さと脊柱起立筋表面筋電位の関係に示すように，上体を水平位まで持ち上げて保持する水平位保持高さの影響を強く受けることになる. 本実験では，水平位を保持する目標としてバーを設置したが，実験の進行に伴い水平位保持高さが低下することが予想される．そこで， 3 次元動作解析装置を用いて水平位保持状態 2 秒間の肩甲骨上角部の赤外線反射マーカー位置の平均値を算出し，水平位保持高さの影響を考慮して動作の繰り返しによる筋疲労が腰部負担に与える影響を評価する.

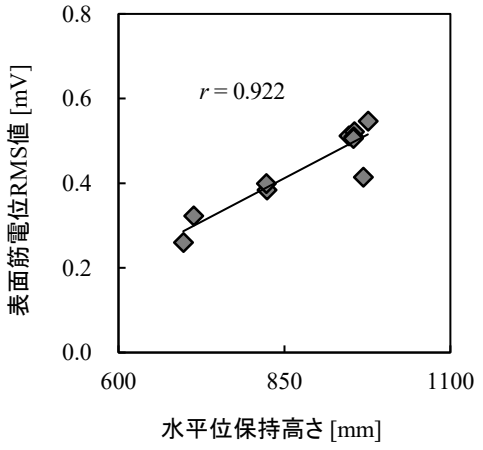


図 4　水平位保持高さと表面筋電位の関係

3.3 背筋動作時の負荷設定

本実験では，筋疲労に伴う腰部負担評価の一例として，第 2 節で示した座り直し動作に着目し，座り直し動作と同等の負荷を背筋動作時に設定することで動作の繰り返しによる筋疲労が腰部負担に与える影響について検討する.

図 5 は，第 2 節で座り直し動作を行った被験者 A と第 3 節で背筋動作を行う被験者 B が異なる質量のおもりを保持して持ち上げ動作を行った際の負荷と脊柱起立筋表面筋電位の関係をプロットしたものと，被験者 B が背筋動作時に異なる質量のおもりを保持した際の負荷と脊柱起立筋表面筋電位の関係を示している．これらの負荷と表面筋電位の間には，それぞれ強い正の相関が確認されており，この関係を用いて被験者 A が行った座り直し動作時の負荷を被験者 B が行う背筋動作時の負荷に換算する．図 2 の座り直し動作時の脊柱起立筋の表面筋電位について，被介護者を引き上げた区間に計測された表面筋電位の平均値の左右合計値を算出すると 0.317 mV となる. この表面筋電位の値を図 5 に示す被験者 A の負荷と表面筋電位の関係に外挿すると, 26.6 kg のおもりの質量に相当する．一方，被験者 B が 26.6 kg の負荷を保持した場合に計測される表面筋電位を被験者 B の負荷と表面筋電位の関係に外挿すると 0.557 mV に相当する．さらに，被験者 B の背筋動作時の負荷と表面筋電位の関係から，0.557 mV に相当する背筋動作時の負荷は 2.1 kg となる．以上をまとめると，被験者 A が行った座り直し動作時の負荷は，被験者 B が 2.1 kg のおもりを保持して背筋動作を行った場合と同等であることを示している. 本実験では，動作の繰り返しにより被験者への負担が増加する可能性が考えられるため，安全を考慮しておもりを保持せずに背筋動作を行うこととし，動作の繰り返しによる筋疲労が腰部負担に与える影響を評価する.

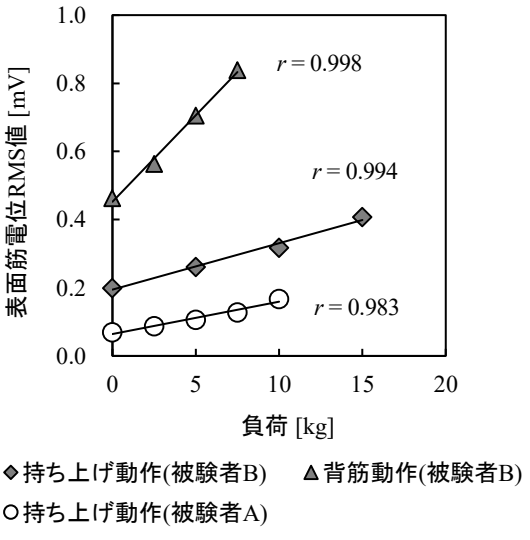


図 5　負荷と表面筋電位の関係

3.4 実験結果

3.4.1 短サイクル疲労の評価

はじめに，背筋動作10回で1セット，合計10セット行った背筋動作のうち，各セット内10回の背筋動作時の表面筋電位の変化から，短サイクル疲労が脊柱起立筋表面筋電位に与える影響について検討する．実験結果のうち，第3セット目を例として，繰り返し回数と脊柱起立筋表面筋電位，および水平位保持高さとの関係を図6に示す．図6で示されるように，前半は繰り返し回数の増加に伴い表面筋電位が増加し，5回目で筋電位が最大となるが，後半の6回目以降は減少傾向にあることが明らかとなった．ここで，表面筋電位が最大値を示すまでの区間を増加区間，最大値から10回目までの区間を減少区間とする．この時，繰り返し回数の増加に伴う水平位保持高さは，減少傾向にあることが示された．第3.2節で示したように水平位保持高さによって表面筋電位も変化することが明らかであり，図6の表面筋電位の変化に影響している可能性がある．そこで横軸に水平位保持高さ，縦軸に表面筋電位をとり，増加区間と減少区間の表面筋電位の変化を比較したものを図7に示す．実際には繰り返し回数の増加に伴い水平位保持高さ

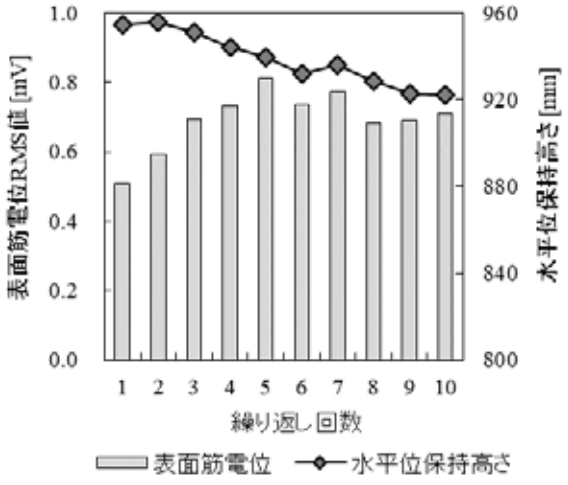


図6　短サイクル疲労による表面筋電位と水平位保持高さの関係

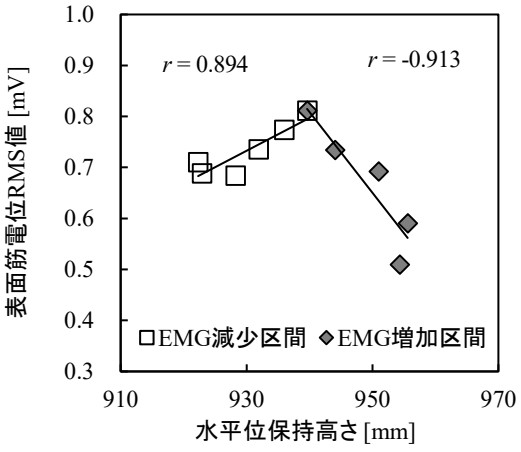


図7　水平位保持高さと表面筋電位の関係

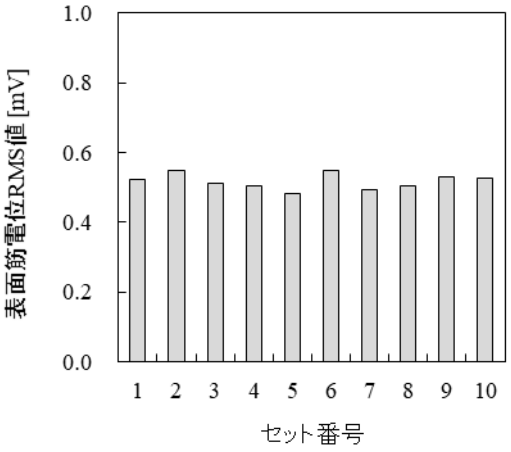


図8　長サイクル疲労による表面筋電位の変化

は減少しているため，1回目が横軸右側で10回目が横軸左側のプロットに対応している．増加区間では，水平位保持高さと表面筋電位に負の相関を確認し，減少区間では正の相関を確認した．このことから，増加区間は疲労の影響で表面筋電位が増加し，減少区間は水平位保持高さ低下の影響で減少したと考えられる．以上の結果から，短サイクル疲労は，表面筋電位の増加区間に着目して評価する．

3.4.2 長サイクル疲労の評価

次にセット間の背筋動作時の表面筋電位の比較から，長サイクル疲労が脊柱起立筋表面筋電位に与える影響について評価する．図8に各セット1回目の背筋動作時の表面筋電位を示す．この結果，セット数の増加に伴う表面筋電位の変化には傾向がみられなかった．また，各セットの表面筋電位最大値についても，セット数の増加に伴う変化は確認されなかった．よって，長サイクル疲労に大きな変化がみられないことから，本実験で設定した3分のインターバルは，被験者にとって適切な休憩時間であり，短サイクル疲労で増加した表面筋電位は，休憩を取ることで疲労前の値まで減少することが明らかとなった．

4. 筋疲労の定量化

4.1 疲労による表面筋電位の増加量の推定

本節では，疲労の影響による表面筋電位の増加量を推定する．図6に示す実験から計測された水平位保持高さを，図4の水平保持高さと表面筋電位の関係に内挿すると，計測された高さに対応する表面筋電位を求めることができる．この表面筋電位を高さ補正値とし，疲労の影響が含まれる実験から計測された表面筋電位と高さ補正値の差が疲労による表面筋電位の増加量に相当するといえる．この方法で求めた高さ補正値と第3セット目の表面筋電位の計測値を合わせて図9に示す．この結果，すべての回数で計測値が高さ補正値より大きな値を示し，最大で約67 %の増加が認められた．このことから，動作の繰り返しによる疲労が筋活動に与える影響を定量化できたといえる．また，表面筋電位は5回目を境に増加傾向が確認されないことから，表

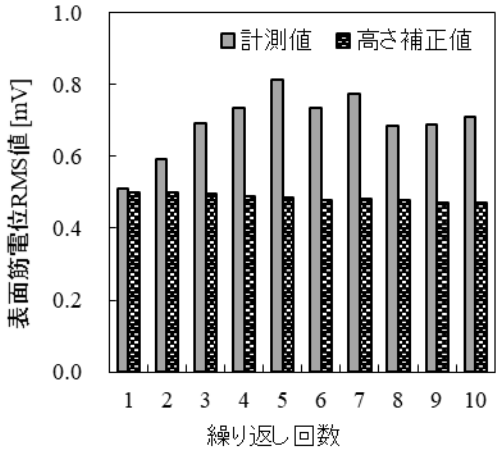


図 9　表面筋電位の計測値と高さ補正値の比較

面筋電位の最大値以降では過度な疲労によって筋活動に動員される筋線維数が減少している可能性があると予想される．

4.2 正確な動作の繰り返しによる疲労の推定

上記の結果から，減少区間では過度の疲労で目標の動作が行えなくなったため，表面筋電位は減少しているが，実際の腰部負担は増加していると考えられる．移乗動作は，ベッドや車イスなどの高さが決められているため，疲労状態に達した場合でも正確な動作が求められる．そこで，水平位保持高さの低下の影響が小さい増加区間の結果から，正確な動作を繰り返し行った場合の疲労の影響を推定する．第 3.4.2 節の結果から，各セット 1 回目と最大値は，それぞれセット数の増加に伴う変化が認められなかった．また，最大値を示す繰り返し回数は 5~7 回であり，増加区間の繰り返し回数と表面筋電位の近似直線の傾きも，セット間で大きな差が認められなかった．そのため，増加区間では，十分な休憩を設けた場合，繰り返し回数の増加に伴う表面筋電位の増加量は一定だと考えることができる．そこで，1 回目の表面筋電位を基準値とし，2 回目以降の表面筋電位を増加区間の近似直線の勾配から推定する．この方法で求めた表面筋電位の推定値を図 10 に示す．この結果，推定値は，回数の増加に伴い増加し，正確な高さで動作を繰り返し行った場合の表面筋電位は，推定値が示すように 1 回目と 10 回目を比較すると約 2 倍の差があり，筋活動が増加すると予想できる．

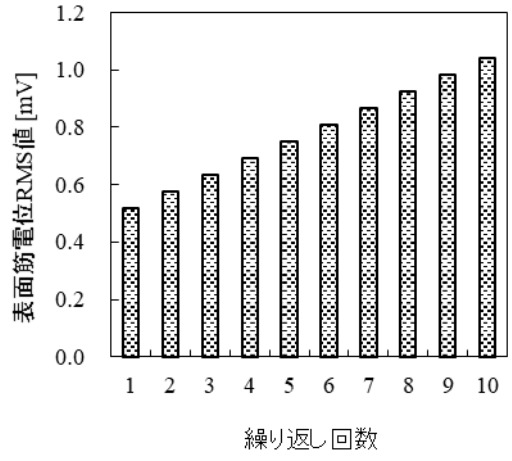


図 10　表面筋電位推定値の変化

4.3 筋疲労による腰部負担の定量化

動作の繰り返しによる筋疲労が腰部負担に与える影響を定量化する．図 6 より，1 回目と最大値を示した 5 回目の表面筋電位の差は 0.301 mV，約 60 %増加している．この値を図 5 の被験者 B による持ち上げ動作の負荷と表面筋電位の関係から負荷に換算すると 7.8 kg に相当する．さらに図 10 の結果から，正確な動作を 10 回繰り返すと 24.1 kg に相当する負担が増加するといえる．このことから，動作の繰り返しによって腰部負担が増加する影響は大きいといえる．また，本実験条件での腰痛発生の危険性を示す指標である椎間板圧縮力 3400 N に相当する表面筋電位の値は 0.696 mV である．繰り返し回数の増加に伴い表面筋電位がこの危険値付近の値を示し，4 回目で危険値を上回る値が計測されている．また，10 セット中 9 セットで表面筋電位が繰り返し回数の増加に伴い腰痛発生の危険値を上回ることが確認され，それぞれのセットについて繰り返し回数 4~6 回目で危険値を上回っていたことから，疲労の蓄積によって腰痛発生の可能性があり，連続した移乗動作には十分に注意する必要があるといえる．また，セット間に充分な休憩を設けることで疲労は回復するため，介護動作時に腰痛発生の危険値付近の値を示した場合には，休憩を設けることで腰部負担の増加を抑えることができると考えられる．

5. 結　　言

本報では，動作の繰り返しによる筋疲労に着目し，脊柱起立筋の表面筋電位による腰部負担の評価手法を用いて，筋疲労の定量化を行い，筋疲労が腰部負担に与える影響について検討した．その結果，短サイクル疲労で表面筋電位が増加することを明らかにした．これにより，低負荷の動作においても疲労の蓄積で腰部負担は増加することから，腰痛発生の危険性を上回る可能性があることを示した．また，適切な休憩により腰痛発生の危険性を抑えることができると考えられる．

参考文献

[1] 山崎信寿，山本真路，井上剛信，移乗介助動作の計測と腰部負担の評価，SOBIM，第 16 巻 (2002)，pp.195-205.

[2] 鈴木聡一郎，武藤敬大，星野洋平，移乗動作における腰部負担軽減のための表面筋電計を用いた動的評価法に関する実験的検討，日本機械学会 2015 年度年次大会講演論文集，No.J2410101，2015.

[3] 柳瀬和哉，鈴木聡一郎，星野洋平，武藤敬大，介護士の腰部負担軽減を目的とした移乗動作に関する実験的検討，日本機械学会北海道学生会第 45 回学生員卒業研究発表講演会論文集，7P2-3，2016.

靴型デバイスを用いた生活動作特性の研究(1)

住宅内での生活動作中の足裏圧力データ計測

A research of characterstic of life activities with shoe type device
The measure of plantar pressure of life activity in the house

王　美娜*，長澤　夏子**，太田　裕治***，安在　絵美****，
Meina WANG ， Natsuko NAGASAWA ， Yuji OHTA and Emi ANZAI

In this research, plantar pressure had been measured by shoe type device during people's daily life in house.
The continuous walking data of healthy people and elderly people, measured by the same kind of device before our experiments, is different in CoP(Center of Pressure) trajectory and pressure of heel and tiptoe.
However, there is hardly any same pattern between plantar pressure data that measured during people's daily life in house and measured in laboratories. These results suggest that a lot of falls which occurred to people in house were not only related to walking ability or acting ability of people but also related to living environment and daily living activity.

Keywords *:House, Falls, Daily living activity, Shoe type device, plantar pressure,* CoP trajectory
住宅，転倒，日常生活行動，靴型デバイス，足裏圧力，CoP 軌跡，

1. はじめに

近年、高齢者の家庭内事故が増加している。これまで家庭の問題とされていたが、高齢期の転倒は健康寿命に関わり、超高齢社会の我が国では重要な課題である。特に、転倒事故は住宅や高齢者施設など私的な生活空間で起こるため、原因や実態が把握しにくい。医療福祉分野とバイオメカニクス分野では、高齢者の歩行中の足裏の圧力分布は運動機能の特徴を表しており、歩行中の指標を実験室で計測し分析するなどして、転倒リスクを推定する研究が世界中で報告されている。

筆者らが開発した靴型デバイスを用いて、実験室以外でも同等の計測ができることから、これまで難しかった、実際の住空間での日常生活動作中の足圧も計測できると考えた。そこで、まず自宅空間で健常若年者に、日常生活動作を、普段どおりに行ってもらい、その際の足裏圧の計測が可能かを確かめる。さらに、その日常生活動作中の足裏圧のデータを、連続歩行中のデータと比較することで、転倒の危険箇所を知ることができるかを確かめることを目的とし、１歩１歩のデータを詳しく分析した。

. . 靴型デバイスおよび計測システム

図１に靴型デバイスと圧力センサー位置の写真を示す。靴型デバイスは、靴のインソール部分に片足７つの感圧導電ゴムを用いた圧力センサを配置し、靴に装着された無線機により各センサの出力値が制御用 PC に無線で通信し解析記録される。行動中の CoP (Center of Pressure) 測のサンプリング周波数は 20Hz とする。圧力センサの大きさは 16×11×0.8［mm］である。７つのセンサの位置は拇指、拇指球、前足部中心、小指付け根、土踏まず（外）、土踏まず（内）および踵である。通信は 2.45Hz の ZigBee 方式を使用した。PC 側では、得られた出力値から圧力値に変換後、座標に当てはめて歩行中の CoP 軌跡を算出する。履き心地が柔らかい靴のような感じであるため、室内で履いてもそれほど違和感はない。

Fig.1　. 靴型デバイスと圧力センサー位置

3. 研究方法

(1)　計測対象者

対象者は歩行機能に異常がない 20 代女性１名とした。

＊ お茶の水女子大学大学院 生活工学共同専攻・修士課程
＊＊ お茶の水女子大学 准教授・博士（工学）
＊＊＊ お茶の水女子大学 教授・博士（工学）
＊＊＊＊お茶の水女子大学 基幹研究院 研究員・博士（理学）

＊ Graduate Student, Cooperative Major in Human Centered Eng., Ochanomizu University
＊＊ Associate Professor, Ochanomizu University, Dr. Eng.
＊＊＊ Professor, Ochanomizu University, Dr. Eng.
＊＊＊ Researcher, Ochanomizu University, Ph.D

(2)　事前の歩行動作データの計測

事前に対象者には歩行機能の確認のため、靴型デバイスを装着した状態で屋内の平地で10mの連続歩行を行ってもらった。同時に、対象者の歩行中の動作の様子を記録するため全身が映るようにビデオ撮影を行なった。

(3)　実験場所

被験者本人の自宅を実験場所とし、普段どおりの動作をお聞きし、計測動作を設定した。

(4)　計測した動作

今回計測した動作は、

・ベッドで起床後身体を起こし立ち上がり、
・洗面所へ移動、トイレに座り立ち上がる。顔を洗う。
・その後、キッチンへ移動して配膳し（キッチンからお皿をダイニングテーブルへ運ぶ）、
・ダイニングの椅子に座る。
・その後、立ち上がり、皿をキッチンへ下げる。
・次に、掃除機を手にとって掃除機をかける。

という一連の動作を行ってもらい、計測した。トイレ動作などは、トイレの使用を模擬した動作（便器に腰掛けて立つなど）をお願いした。1回の計測は、約10分間程度であった。

(5)　計測

被験者に靴型デバイスを装着してもらい計測を行い、同時に実験補助者が、動作と身体周囲の住環境が映るようビデオ撮影をおこなった。データが計測できたところで終了した。

(6)　環境寸法の計測

計測した動作周囲の空間寸法を中心に、歩行できる家具と家具の間の通路幅、テーブルや椅子の高さなどの計測をおこなった。

4.　分析方法の検討（連続歩行中のデータとの比較）

生活中の動作の足圧の転倒危険性や特徴の評価に際し、データの蓄積がある連続歩行中のデータの、高齢者の特徴を参考にするため、ここで健常高齢者と虚弱高齢者の特徴をまとめる。

人間が立っているとき体の重心が両足の間にあり、歩くと体の重心はそれぞれの足に移し、足の踵から爪先に移る。安在[1]らにより、①歩行の踵接地時のCoP(Center of Pressure)の位置と圧力値，②中足部のCoP 軌跡のふらつき，③爪先離床時の位置と圧力値この三つの観点から転倒リスク指標を用いることで，定量的な指標を構築できる可能性を示唆した。

Fig.2 と Fig.3 は健常高齢者および高齢者の連続歩行中の1歩の片足にかかる圧力値7点の変化を示す[文献]。左図より、健常高齢者では踵の接地、爪先の蹴り出しの値が大きい。一方、右図の要介護高齢者ではそれに比べて踵の接地、爪先の蹴り出しの値が小さい。これは筋力の低下などが原因とされる。

また、Fig.4 は健常高齢者と要介護高齢者の連続歩行中の1歩のCoP 軌跡である。要介護高齢者は健常高齢者に比べ，踵接地位置が中足部にあり，すり足傾向であること、また，つま先離床時の蹴り出し時のCOP 位置も後方であり，十分な蹴り出しが得られない。以上の傾向をふまえて、住宅内での計測データを考察する。

Fig.4 は,住まいでの計測データについて、タイムコードを元にビデオデータの動作と場所を対応づけたものである。

5.　分析結果

5.1 被験者の歩行能力

Fig.6 に被験者の平地で連続歩行の一歩の足圧力値とCoP 軌跡を示す。圧力値とCOP 軌跡は健常高齢者と類似しており、歩行機能は健常といえる。

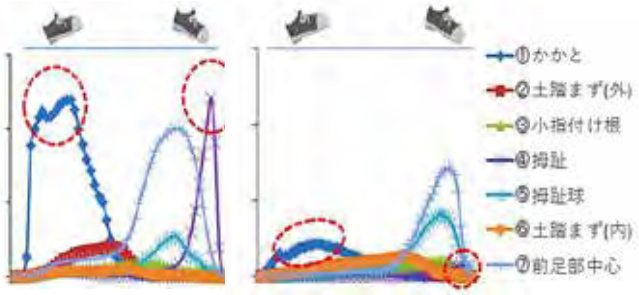
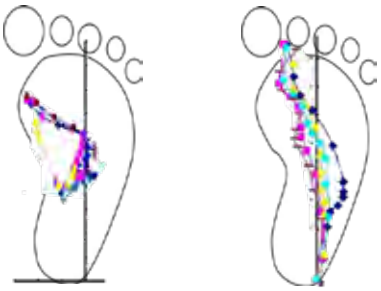


Fig.2　健常者の一歩毎の7つセンサーの圧力値

Fig.3　高齢者の一歩毎の7つセンサーの圧力



要介護高齢者　　健常高齢者

Fig.4　健常高齢者（左）と要介護高齢者（右）の連続歩行中のCOP 軌跡

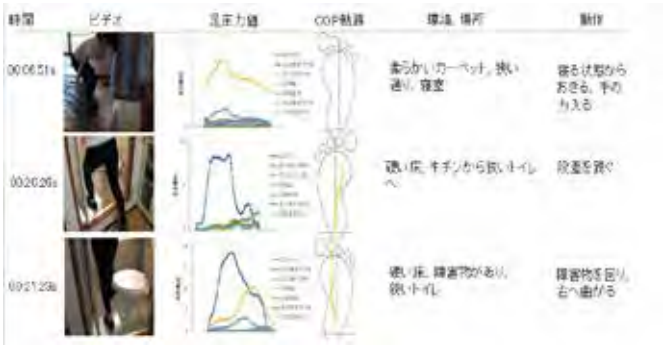


Fig.5　ビデオデータの動作と場所

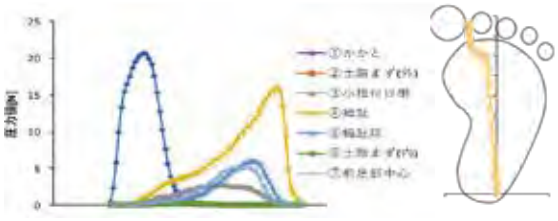


Fig.6　被験者の平地で連続歩行の一歩の足圧力値とCoP 軌跡

5.2 生活動作中のデータ

次に、生活動作中の計測したで 165 歩のデータが得られた。この 165 歩のデータを概観したところ、事前に行った平地での連続歩行のデータのパターンとは、明らかに異なっていた。被験者の平地の連続歩行データは、これまでに報告されていた実験室での歩行データ（Fig.2 と Fig.4 の健常者高齢者）と類似し、踵の接地、爪先の蹴り出し時の圧力値が大きくなり、また COP 軌跡は踵から、爪先まで移動している。一方、実際の住まいでの生活動作計測データには、このような理想的な形状を持つデータは、ほぼなかった。今回の被験者の自宅は一人暮らし向けの狭い集合住宅であり、もともとの住環境の寸法が小さいことや、生活の物が多くあり、いわゆる“歩行”を行う空間がなかったことが考えられる。

そこで、165 歩から特徴的なデータを抽出し、ビデオ画像から動作と対応させた。その結果を Fig.7～Fig.12　に示す。この特徴的なデータの特徴を観察し、動作や環境との関連を考察する。

Fig.7 は、「体の向きを変える時の軸足」で、CoP 軌跡が短くなり、要介護高齢者の歩行 CoP 軌跡に類似している。また軸足の踵の圧力最大値は両峰性を示し、持続時間も延長した。踵部で重心を支えバランスを取っていることが示唆される。

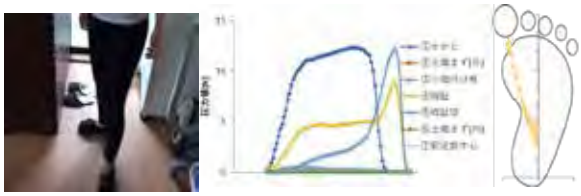


Fig.7　「体の向きを変える時の軸足」

Fig.8 は「腰を曲げた時」で、CoP 軌跡をみると拇指球やつま先の近くに集まった。このデータに類似した動作は、『ベッドから立ち上がる時』、「段差を跨ぎ降りる時の後ろ足」であった。拇指球やつま先の圧力値は両峰性を示し、持続時間も延長している。体を前傾させる動作が含まれており、全身のバランスをとるため、足の拇指球やつま先部分で重心を支えバランスを取っていることが示唆される。

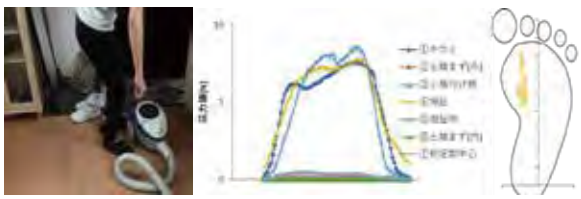


Fig.8　「腰を曲げた時」

Fig.9 は、「左足の前に障害物があり、右足を踏み出したときの左足」の CoP 軌跡で、踵に集まっている。圧力値も踵だけ極めて大きく、両峰性を示して持続時間も延長している。つまり踵に重心を残しながらバランスを取っていることが示唆される。

Fig.10 は「段差を跨ぐ (上る) 時の前足」で、CoP 軌跡に大きくふらつきが見られた。前足の踵の足圧も大きく両峰性を示している。同様に、Fig.11 は「段差を跨ぐ (降りる) 時の後ろ足」で、CoP 軌跡に大きくふらつきが見られた。こちらは小指の付け根の圧力値が極めて大きくなった。この COP 軌跡の傾向が見られる動作はほかに、「障害物を跨ぐ時の後ろ足」と「角を曲がる時の内側の足」であった。

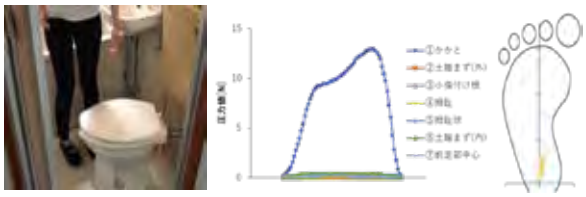


Fig.9　「左足の前に障害物があり、右足を踏み出したときの左足」

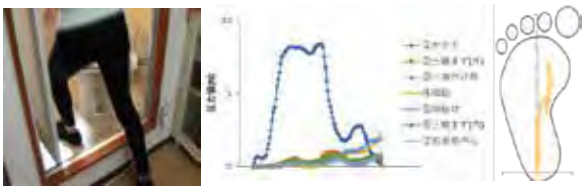


Fig.10　「段差を跨ぐ(上る)時の前足」

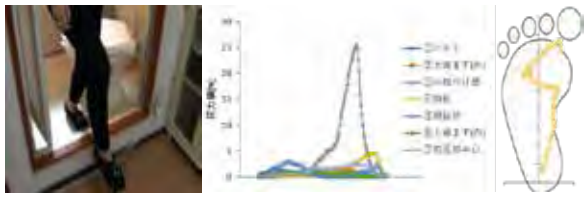


Fig.11　「段差を跨ぐ(降りる)時の後ろ足」

また、カーペットなどに床材が変わる時には足圧が変わるか調べたが、今回の調査では特徴的な差はみられなかった。

6.　考察

今回の被験者は若年健常者であり、計測した動作は、いずれも日常で頻繁に行う動作であり、バランスを維持している。しかしながら、CoP の軌跡をみると足裏の前方や後方などに集中たり、高齢者独特のすり足歩きのデータにも似た動作がみられた。こういった動作について筋力が低下した場合には、容易に重心の逸脱して、転倒につながる可能性が考えられる。

また、足裏の前足部の一点など、局所にかかる圧力が大きくなる動作も多くあり、筋力低下などで、これに耐えきれず、バランスを維持することが難しくなることも予想される。

7.　まとめ

本実験は実際の住まいで生活動作の歩行計測を行って、165 歩のデータを得られた。被験者は若年者で平地での連続歩行中のデータから歩行能力は健常で、理想的なデータがえられていたが、今回の 165 歩のデータには、平地における連続歩行中のデータに類似した、理想的なデータはほぼなかった。狭い住まいでは、“歩行”はなく、住まいでは重心の移動やバランスをとる動作が多くあることが示唆された。

また、連続歩行中のデータと異なる特徴的なデータには次のよう

な物があった。

① 体の向きを変える時、軸とする後ろの足の CoP 軌跡が短くなった。

② 腰を曲げる時と、段差を降りる時の後ろ足では、足圧が拇指球やつま先部分に集まった。

③ 「障害物がありよけながら右足を踏み出したときの左足」の CoP 軌跡は踵に集まっている。圧力値も踵だけ極めて大きく持続時間も長い。障害物を避けて歩く時の後ろ足、角を曲る時の内側の足の CoP もが短くなった。

④ 「段差を跨ぐ (上る) 時の前足」で、CoP 軌跡に大きくふらつきが見られた。前足の踵の足圧が大きい。同様に、Fig.11 は「段差を跨ぐ (降りる) 時の後ろ足」は、同様に CoP 軌跡に大きくふらつきが見られた。こちらは小指の付け根の圧力値が極めて大きくなった。

⑤ 本実験で、異なる床材に足圧と CoP 軌跡差があまり見えません。

足圧測定によって住まいのなかでの生活行動には、筋力低下した場合に、転倒の危険性があるものも多くあった。高齢期の住まいとして、バリアフリーだけでなく、そういった動作が行われる箇所がわかれば、体を支えるしつらえがあり、そこへ意識が向くようにするなどの対策が考えられる。

今後、高齢者に対しての実際の住まいで同様の生活動作に関する計測を行うことが必要である。またここで、発見された不安定な動作のいくつかについて、実験室において空間再現するなど、環境条件を変えた実験を設定し（空間の寸法を変える、動作の補助を付けるなど)、被験者に同じ目的の動作を行ってもらいデータの計測を行い検証することが必要と考えられる。

参考文献

1) 中嶋香奈子，岩上優美，今泉一哉，齋藤倫子，太田裕治，井野秀，伊福部達，山下和彦．(n.d.)．高齢者転倒予防のための靴型重心動揺計の開発と転倒リスク指標の構築，3-4.

2) 池田 誠,中村 健一．(1997)．不整床面歩行における床反力の分析．昭 医 会 誌，57(5)，440-449.

3) 内藤 裕太郎 ，木村 美子，橘元 隆，森 政男 ，竹本 良美．(2014)．インソール式足圧力モニター装置を用いた歩行の定量的評価 － 慢性期脳卒中片麻痺患者に対する臨床応用 －．J UOEH（産業医科大学雑誌），36(1)，41-48.

4) Toe-clearance，R.，& Falls，S.（2009）．地域高齢者の障害物を跨ぐ際における 足尖 ・ 障害物間距離と転倒経験の有無と 主観的つまずき易さの関係について，703-707.

5) 米川賢治，米澤拓郎，由良淳一，中澤仁，高汐一紀，& 徳田英幸．(2009)．Fash：圧力センサを用いた歩行時の疲労検知．全国大会講演論文集 / 情報処理学会［編］，71(3)，301-302.

走行シミュレーションによる受動走行ロボットの安定化条件の検討

Examination of stabilization condition of a Passive Runner by running simulation

学　○松本 健吾（北見工大）　　正　鈴木 聡一郎（北見工大）　　正　星野 洋平（北見工大）
正　　曹 贏（北見工大）　　楊 亮亮（北見工大）

Kengo MATSUMOTO, Graduate school of Engineering Kitami Institute of Technology
Soichiro SUZUKI, Kitami Institute of Technology
Yohei HOSHINO, Kitami Institute of Technology
Ying CAO, Kitami Institute of Technology
Liang-Liang YANG, Kitami Institute of Technology

Keywords: Rimless Wheel, Passive Runner, Passive Walker

1. 緒　論

これまでにヒューマノイドロボットの環境適応性の向上のため，受動歩行の研究が盛んに行われている．本研究では，これまでに3次元2足受動歩行機において，前額面内の立脚切り替え周期と矢状面内の遊脚の周期を一致させる安定化手法の有効性を明らかにしてきた[1]．しかし，ヒューマノイドロボットや福祉機器等に応用することを想定すると，安定化がより困難であると予想される3次元受動走行に関する検討も必要である．
そこで本報では，既報(1)の安定化制御手法が受動走行においても有効であるかを検討するため，受動歩行の原理の理解に有用とされているリムレスホイール[2, 3]を基礎としてパッシブランナーの基本設計を行う．

2. 走行の条件

走行とは両脚の二重支持期が存在せず，脚が完全に地面から離れた状態が存在する移動であり，パッシブランナーを設計する際の前提条件となる．安定な連続走行という観点から，脚部の離地から接地までの1歩の運動に着目し，設計要件を導出する．そのために3次元走行運動を前額面内ならびに矢状面内の独立した運動を考える．ここで前額面内の回転は微小であるとし，運動中の各軸まわりの慣性モーメントは一定であると仮定する．

2.1 回転運動の方程式

図1は，静止したリムレスホイールが前額面となるXZ平面対してθ傾いたときの接地した脚と次に接地する脚の簡易モデルを表しており，接地した脚と地面との接触点にX軸，Y軸およびZ軸方向にそれぞれF_x, F_y, F_zという力が作用している．点Gは重心を表す．この時，Z軸は鉛直方向を示し，Y軸の正方向を進行方向とする．スポークの本数はN本とする．このモデルで連続的な走行運動を可能とするために必要な条件は，一歩の走行の間に，前額面内の回転では重心を中心に2θだけ回転し，矢状面内では重心を中心に股関節角度δだけ時計周りに回転すればよいことになる．

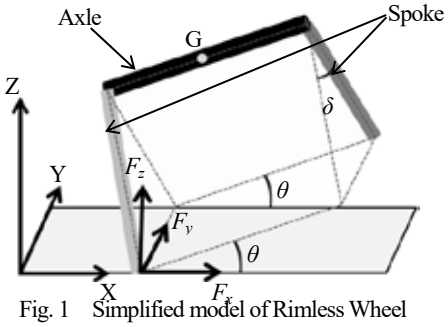


Fig. 1　Simplified model of Rimless Wheel

図2(a)で示す前額面の運動に着目すると，Y軸と平行な重心を通る軸の慣性モーメントをI_1，角速度をω_1，角速度が零からω_1になるまでの床面との接触時間をΔtとし，その後脚が地面から離れてパッシブランナーが空中を運動する離地時間をTとすると式(1)が成り立つ．

$$I_1\omega_1 = \{F_z r\cos(\varepsilon+\theta) - F_x r\sin(\varepsilon+\theta)\}\Delta t \tag{1}$$

ここで，脚部が地面から離れている離地時間Tの間に時計回りに2θだけ回転すればよいため，ω_1は

$$\omega_1 = \frac{2\theta}{T} \tag{2}$$

と表される．パッシブランナーの質量をm，重力加速度をgとすると，初速度V_zで空中に飛び上がり，離地時間Tの間に放物線を描いて速度$(-V_z)$で次の脚が地面と接地するため

$$V_z - gT = -V_z \tag{3}$$

であり，運動量と力積の関係から

$$mV_z = F_z\Delta t \tag{4}$$

である．したがって離地時間Tは

$$T = \frac{2F_z\Delta t}{mg} \tag{5}$$

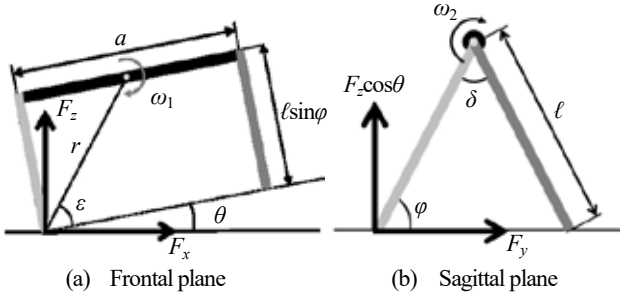
と表すことができる．式(1)，(2)，(5)式をまとめると

$$I_1 = \frac{rF_z\Delta t^2\{F_z\cos(\varepsilon+\theta) - F_x\sin(\varepsilon+\theta)\}}{mg\theta} \tag{6}$$

となる．次に図2(b)で示す矢状面内の回転運動では，重心まわりの慣性モーメントをI_2，角速度をω_2とすると式(7)が成り立つ．

$$I_2\omega_2 = (F_z\ell\cos\theta\cos\varphi - F_y\ell\sin\varphi)\Delta t \tag{7}$$

ここで，離地時間Tの間に重心を中心に時計周りにδだけ回転すればよいので，ω_2は



(a) Frontal plane　(b) Sagittal plane
Fig. 2　Initial condition of movement

$$\omega_2 = \frac{\delta}{T} \tag{8}$$

と表すことができる．式(5)，(7)，(8)式をまとめると

$$I_2 = \frac{2\ell F_z \cdot \Delta t^2 (F_z \cdot \cos\theta \cdot \cos\varphi - F_y \cdot \sin\varphi)}{mg\delta} \tag{9}$$

となる．さらにリムレスホイールの運動にヨーイングが発生すると進行方向から曲がって走行してしまい，連続的な走行が困難になるため，以下のモーメントのつり合い条件を満たす必要がある．

$$F_x \ell \cos\theta \cos\varphi = F_y \frac{a}{2} \tag{10}$$

式(10)から，以下のように，F_yはF_xで表すことができる．

$$F_y = F_x \frac{2\ell \cos\theta \cos\varphi}{a} \tag{11}$$

この式(11)の条件を式(9)に代入すると

$$I_2 = \frac{2\ell F_z \cdot \Delta t^2 (aF_z \cdot \cos\theta \cdot \cos\varphi - 2\ell F_x \cdot \sin\varphi \cdot \cos\theta \cdot \cos\varphi)}{amg\delta} \tag{12}$$

となり，式(12)がヨーイングを抑制する条件を含んだI_2の式となる．

2.2　並進運動の運動方程式

X 軸，Y 軸，Z 軸方向の重心の移動距離をそれぞれ，L_x，L_y，L_zとすると

$$L_x = \frac{F_x \Delta t T}{m} \left(= V_x T,\ mV_x = F_x \Delta t\right) \tag{13}$$

$$L_y = \frac{F_y \Delta t T}{m} \left(= V_y T,\ mV_y = F_y \Delta t\right) \tag{14}$$

$$L_z = \frac{1}{8}\left(\frac{4F_z \Delta t T}{m} - gT^2\right)\left(= V_z\left(\frac{T}{2}\right) - \frac{1}{2}g\left(\frac{T}{2}\right)^2\right) \tag{15}$$

となる．ただしZ軸方向の運動は上昇し，再び落下する運動であるため，L_zに関してのみ上昇し速度が零となった地点までの距離とする．

3.　パッシブランナーの設計

2 章で導出した条件に基づき，高い成功率で安定した連続走行が可能なリムレスホイールを設計する．設計を行う際には使用する材料も考慮し，慣性モーメントや質量の調整を行う．

表 1 に決定したリムレスホイールの基本設計のパラメータを示す．慣性モーメントの調整のため，スポークの先を重くする必要がある．そのため，軸はプラスチック系材料(比重 1.0 g/cm^3)，スポークは中空で厚さ 2 mm のアルミ系材料 (比重 2.7 g/cm^3)を想定して軽量化を図り，スポーク端部に鉄系材料 (比重 7.9 g/cm^3)の重りを取り付け，地面と接地する部分は床面との衝突を考慮しゴム系材料と想定した．

4.　シミュレーション

走行シミュレーションの条件を表 2 に示す．シミュレーション

Table 1　Parameters of the rimless wheel

N	m [kg]	a [m]	ℓ [m]	I_1 [kg·m^2]	I_2 [kg·m^2]
8	1.04	0.12	0.15	1.21×10^{-3}	1.33×10^{-3}

Table 2　Initial condition of numerical simulation

θ [deg]	Δt [s]	F_x [N]	F_y [N]	F_z [N]
8.50	0.01	37.0	22.0	15.0

Table 3　Reaction force and Posture

	F_x [N]	F_y [N]	F_z [N]	θ [deg]	φ [deg]
1step	18.9	15.0	125	9.25	81.8
2step	20.1	35.6	115	6.93	83.3
3step	29.9	15.3	113	6.69	80.5
4step	18.6	22.4	68.3	7.54	69.9

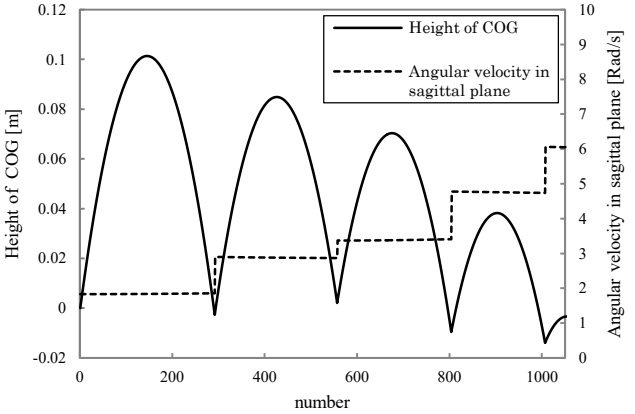


Fig. 3　Results of passive running

ではエネルギー投入が無いため，連続走行を行うため床反発係数を 1，摩擦係数を無限大として解析を行った．解析の結果，4 歩までの走行に成功した．図 3(b)は走行時の重心の高さと矢状面内の角速度を示す．この結果，脚が切り替わる度に徐々に鉛直方向の並進運動が減少し，角速度が上昇していることが分かる．つまり鉛直方向の並進運動エネルギーが矢状面内の回転運動エネルギーに変換されていると予測される．表 3 に着地の瞬間の 1 歩毎の脚が受ける床反力とリムレスホイールの姿勢を示す．床反力と姿勢は 4 歩目に大きく変化し，それ以降の走行は行えなかった．

6.　結　　論

リムレスホイールの運動を前額面，矢状面の 2 つの平面に分け，簡略化したリムレスホイールの設計条件を導いた．導出した方程式を用いて設計を行い，数値シミュレーションにより，受動走行の運動を解析することができた．しかしシミュレーション結果から安定した受動走行とは言えない，設計の検討を進め，安定な連続走行を目指す．

参考文献

(1)　鈴木聡一郎，蜂谷正泰，“三次元歩行が可能な二足受動歩行ロボットの安定化に関する実験的検討”，バイオメカニズム学会誌，Vol.32, No.4 (2008) , pp.239-246.

(2)　池田達彦，松本祐介，成川輝真，高橋正樹，山田深，大島博，里宇明元，“微小重力環境下における歩行特性解析に向けた追従式免荷装置の開発（リムレスホイールを用いた有効性の検証）”，日本機械学会論文集，Vol.78，No.790（2012-6），pp.184-195.

(3)　池俣吉人，佐野明人，宮本裕貴，大竹朋生，藤本英雄，バネ付きリムレスホイールによる受動走行の基礎的研究，日本機械学會論文集 C 編，日本機械学會論文集. C 編 76(766), 1532-1538, 2010-06-25

IoT 型足底圧計測デバイスによる電車乗車時の姿勢制御評価

Posture control evaluation in a train with the IoT type foot pressure measurement device

○中山祐里 [1], 任点 [1], 安在絵美 [2], 太田裕治 [1]
1. お茶の水女子大学, 2. 日本学術振興会特別研究員
○Yuri Nakayama[1], Dian Ren[1], Emi Anzai[2], Yuji Ohta[1]
1. Ochanomizu University,
2. Research Fellowship for Young Scientists of Japan Society for the Promotion of Science

1. 背景・目的

人間は日常生活の中で立位姿勢の維持や歩行を頻繁に行うが, これらの活動にはバランス機能が深く関わっている. バランス機能の低下は, 下肢筋力や歩行機能の低下と合わせて高齢者の転倒要因に関与すると報告されている[1]. このことから重心動揺計やフォースプレート等を用いた計測により, バランス機能評価が行われており, 身体反応, 転倒経験の有無, 加齢等との関係が明らかにされている [2]. しかし, 従来の計測手法では, 実生活中の自然な状態でのバランス機能を計測することはできなかった. そこで本研究では, 人間の実生活中の歩行・バランス機能を簡便に計測・評価するため, 足底圧計測システムの開発を目的とし, IoT 型足底圧計測デバイスの開発を行った.

本稿では, 開発した IoT 型足底圧計測デバイスを用い, 一日の活動中の足底圧データを計測した. その中で日常生活中の姿勢維持動作の一つである電車乗車中の姿勢制御能に着目し, 電車の揺れに対する足底圧変化を分析した.

2. 実験方法

電車乗車時の足底圧変化を計測し, 電車の揺れと COP 変化の関係を定量的に分析することを目的として実験を行った. 被験者は 20 代女性 1 名で, 一日の活動中の足底圧データを 2 日間計測した. 1 日の電車利用時間は 10 分であった. 計測時の被験者は, 電車の進行方向に対して垂直方向を正面とし, 手摺や吊革には捕まらず立位姿勢を維持した.

実験には開発した IoT 型足底圧計測デバイス(Fig.1)と加速度センサとして小型無線多機能センサ TSND121(Fig.3)を使用した. IoT 型足底圧計測デバイスにより, 被験者の足底圧を計測し, 加速度センサにより電車の揺れを計測した.

IoT 型足底圧計測デバイスは, 実生活の中で定量的なバランス機能評価を簡便に行うため本研究で開発したインソール型のバランス機能計測器である [3)4)]. バランス機能を検知するため, 圧力センサは両足とも Fig.1 に示すようにインソールの ch1：踵骨隆起部, ch2：立方骨, ch3：第五中骨頭, ch4：拇指接地面, ch5：第一中骨頭, ch6：中間楔状骨, ch7：内側弓中心の 7 点に組み込んだ. 本デバイスは無線機器が搭載され, Bluetooth 通信にてサンプリング周波数 100Hz でデータ取得され, Android 端末にて計測を行った. 取得したデータは計測前にあらかじめ行った荷重試験から得られた較正式を用いて圧力換算を行い, サンプリング周波数 50Hz の加速度との関係を見るためダウンサンプリングした. また, 重心移動に関する足底圧中心位置(Center of pressure, 以下 COP とする)を導出することによりバランス機能評価を行った. COP の算出は両足の踵とつま先の幅を Fig.1 のようにそれぞれ 33.9cm, 22.9cm とし, その位置でのセンサの相対位置座標を用いて, 下記の式にて算出した.

$$COP\ (X,Y) = \left[\frac{\sum_{i=1}^{n} PiXi}{\sum_{i=1}^{n} Pi}, \frac{\sum_{i=1}^{n} PiYi}{\sum_{i=1}^{n} Pi}\right]$$

加速度センサは電車の床に配置して電車の揺れを計測した. センサの X 軸は電車の進行方向, Y 軸は垂直方向, Z 軸は被験者の身体に対して前後方向の加速度を計測した. サンプリング周波数は 50Hz で, 取得したデータを加速度に換算し, COP との関係を分析した. 計測機器は計測時にトリガ信号を入力することで同期した.

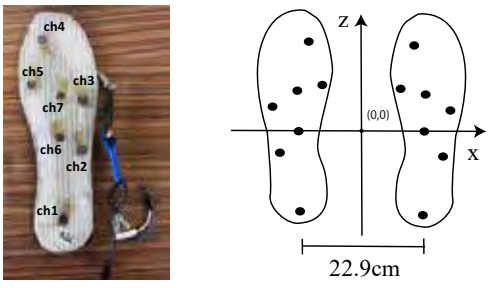


Fig.1 The IoT type foot pressure measurement device and the disposition of foot

Fig.2 Accelerometer

3. 実験結果

実験結果はいずれも被験者の左足を進行方向側とし, 加速度は, x が電車の進行方向に正, y が上方向に正, z が被験者の前方向に正の加速度をとる. COP は x が被験者の右方向に正, y が被験者の前方向に正の変位をとる.

3. 1 加速時の加速度, COP, 足底圧の計測結果

走行中の電車が加速した時の加速度と COP, 足底圧の変化をグラフにまとめたものを Fig.3 に示す. 電車が加速を開始したときの加速度と COP のグラフを比較すると, 加速度 x の値が正方向に転じた点からわずかに遅れて COPx の値も正方向に変化している. しかし, COPx が 0cm 付近から 8cm のピークまで到達する時刻は, 加速度 x が約 0.5m/s^2 に到達する時刻より早い. このときの足底圧変化を見ると, 左足底圧 ch0 の値が 13N から 4N まで減少し, 入れ違いに右足底圧 ch0 の値が 5N から 15N へと急激に増加している. そして, 0.4 秒後には右足の足底圧 ch0 の値は再び 5N まで減少し, 左足の足底圧 ch0 が 15N まで増加している. また, 左右の足底圧変化のグラフを見ると, ch0 の値は 5N から 35N まで変化しているが, その他の値は 5N 以下の小さな変化のみである.

3. 2 減速時の加速度, COP, 足底圧の計測結果

走行中の電車が減速した時の加速度と COP, 足底圧の変化をグラフにまとめたものを Fig.4 に示す. 電車が減速を開始したときの加速度と COP のグラフを比較すると, Fig.3 の電車が加速したときと同様に加速度 x の値が負方向に転じた点からわずかに遅れて, COPx の値も負方向に変化している. COPx の変化は加速度

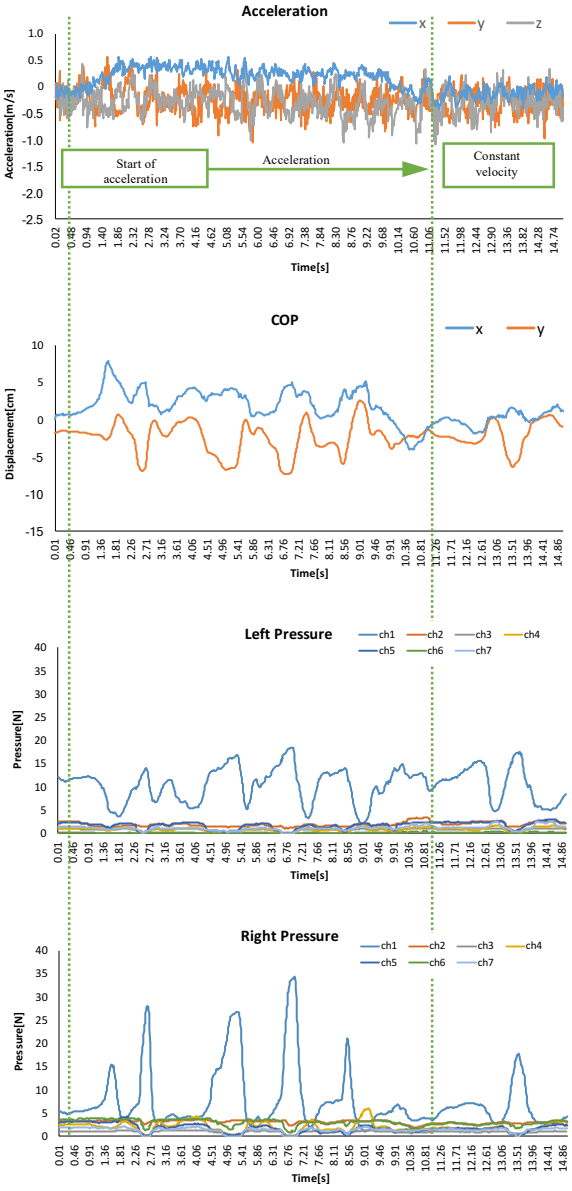


Fig.3 Acceleration, COP and Foot Pressure during train acceleration

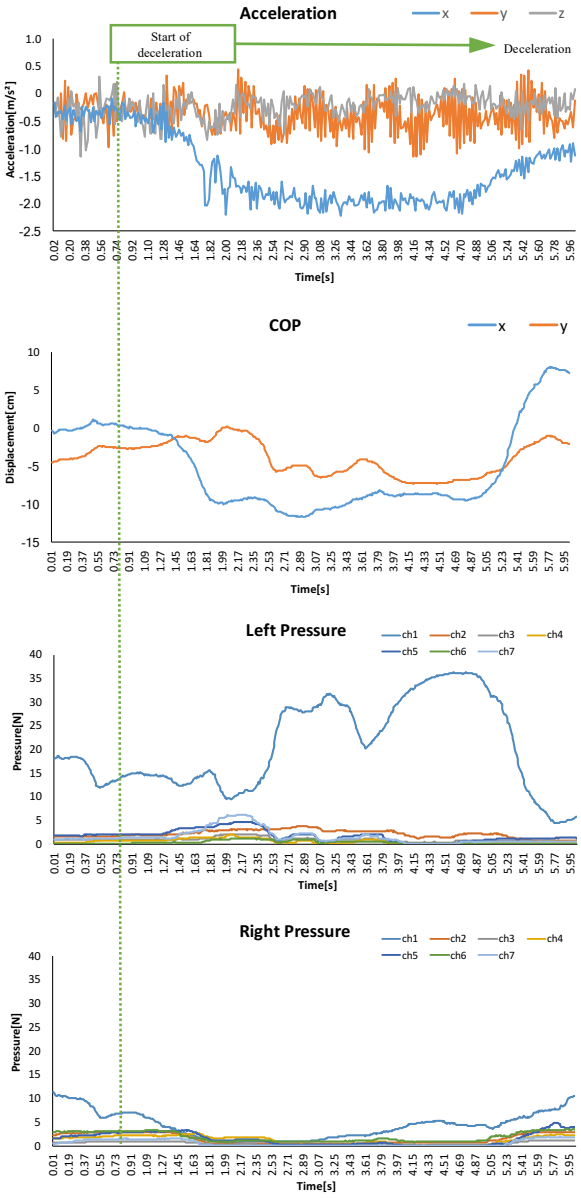


Fig.4 Acceleration, COP and Foot Pressure during train deceleration

が正方向に変化を始める 4.9 秒まで-8cm から-12cm と 0cm から離れた範囲で変化している．対応する Fig.4 の左右足底圧変化を見ると，左足の足底圧の ch0 は最大 35N まで大きく変化し，1.3 秒から 2.6 秒の間には ch1 から ch6 まで圧力値が増加しているが，右足の足底圧は ch0 も含め全ての値が 5N 以下の変化に収まっている．

Fig.3 と Fig.4 の加速度変化を比較すると，Fig.3 の加速度変化の大きさは 0.5m/s^2 程度であるのに対し，Fig.4 の加速度変化の大きさは 2m/s^2 と大きい．同様に COP 変化を比較すると，Fig.3 の COPx が-5cm から 8cm の 0cm 前後で絶えず変化しているのに対し，Fig.4 では-10N の前後を緩やかに変化している．

3．3 発車時と停車時の加速度，COP，足底圧の計測結果

次に電車が発車した時と停車した時のグラフをそれぞれ Fig.5 と Fig.6 に示す．発車時も停車時も加速度 x の変化に合わせ COPx が変化していることがわかる．また，発車時の左右足底圧変化を見ると，発車前は左右ともに 20N だが，電車発車時刻から左足底圧の ch0 の値は減少し，右足底圧の ch0 の値は増加しながら大きく変動している．逆に，電車が停車した時の左右足底圧変化を見ると，右足底圧はほぼ変化していないが，左足底圧の ch0 が大きく変動している．

4．考察

電車の加減速開始点で，加速度 x が変化した後に COPx も変化しているが，これは電車の速度が上がることで COPx が電車の進行方向とは逆方向に移動し，立位姿勢が不安定な状態になったと考えられる．また，電車が加速した時の COPx は，加速度 x よりピークである 8cm に達する時刻が早いが，これは足底圧の変化から，予測できない電車の加速度変化の影響により COPx が急に変化し，安定性を失った後，バランス機能により COPx が可能な限り素早く姿勢を安定させる方向に移動したためだと考えられる．また，加速直後の COP，左右足底圧の変化から姿勢制御が行われていると考えられるが，COP は変化を続けており安定しない．これは加速度 x，y，z の変化から読み取れるように電車が常に細かな振動を続けているため，その振動の影響による COP

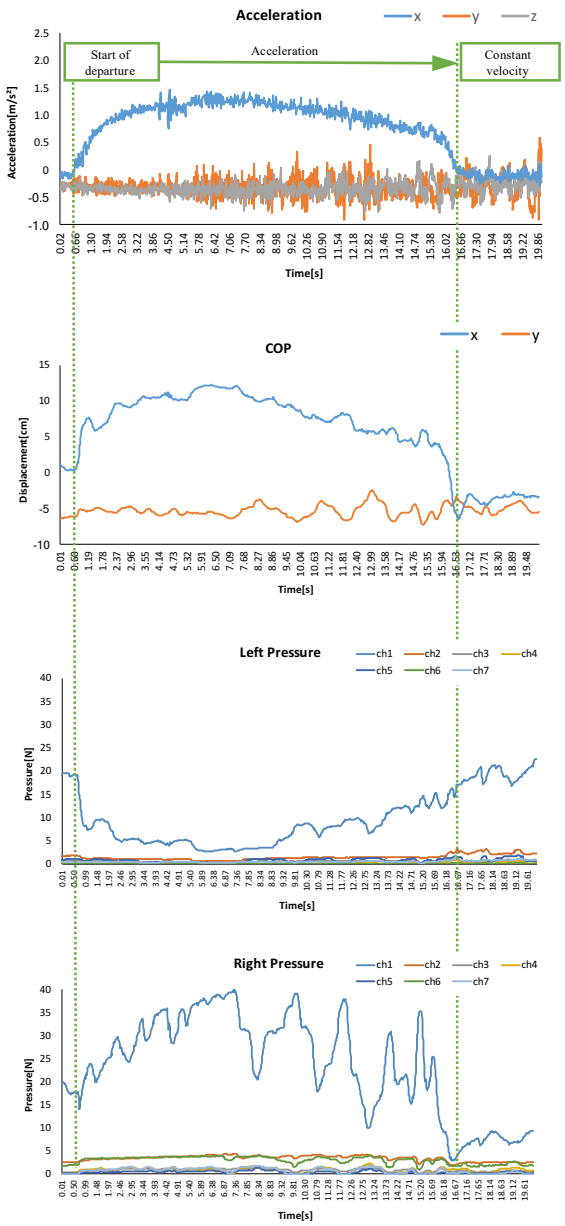


Fig.5 Acceleration, COP and Foot Pressure in departure

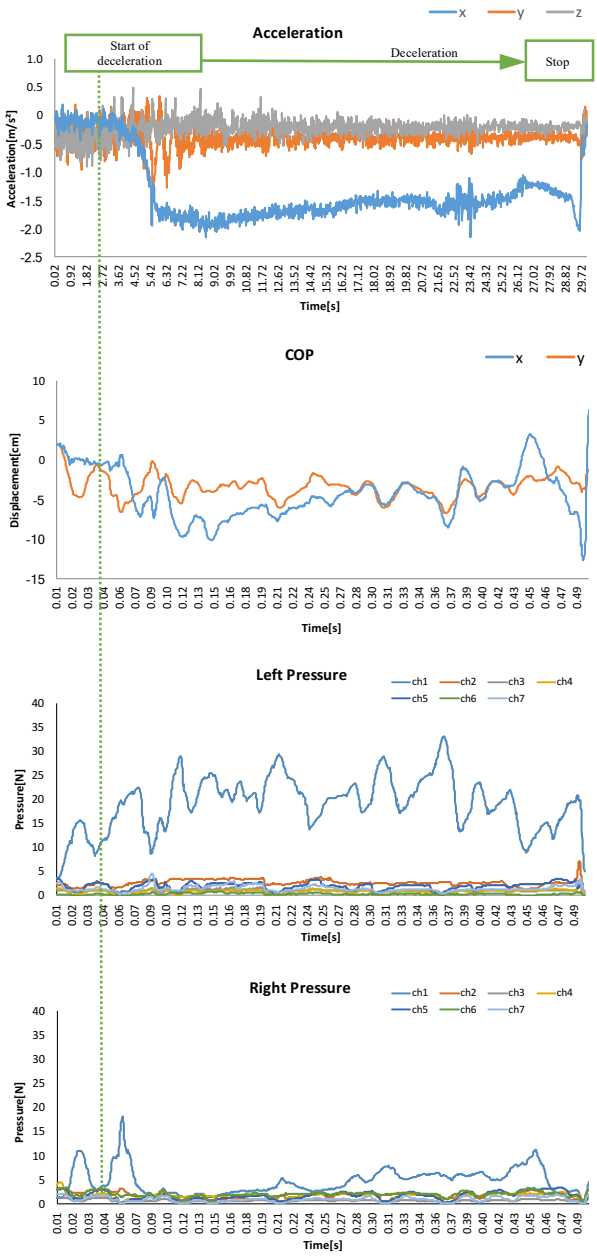


Fig.6 Acceleration, COP and Foot Pressure in stop

変化とバランス機能による COP の修正が繰り返されているためと考えられる．足底圧 ch0 の値が他センサの値より大きい点について，ch0 のセンサは踵に位置しており，この被験者は電車乗車時の姿勢制御を主に踵で行なっていると考えられる．

Fig.3 と Fig.4 の加速度変化と COP 変化の違いは，被験者にかかった加速度の違いにより，姿勢が安定する COP の位置が変化したためと考えられる．Fig.3 の加速度変化の大きさは 0.5m/s^2 と小さく，安定な COP 位置は通常の静止立位時とほぼ変わらなかった．これに対し，Fig.4 の加速度変化の大きさは 2.0m/s^2 と大きかったため，安定な COP 位置が進行方向である左足側，つまり COPx が負の方向である-10N に変化したと考えられる．

従来のバランス機能評価手法では，実生活中の自然な状態でのバランス機能を計測することはできなかった．しかし，本実験で一日の活動中の足底圧変化を計測することで，日常生活における電車乗車時の COP 変化を取得し，電車の加速度変化と COP 変化を比較することでバランス機能を評価することができた．以上のことから，開発した IoT 型足底圧計測デバイスを用いることで，従来の手法では計測できなかったヒトの実生活中のバランス機能評価が可能であると考えられる．

５．まとめ

日常生活中の姿勢維持動作の一つである電車乗車中のバランス機能に着目し，電車の揺れに対する足底圧変化を分析した．

その結果から，電車の加減速と，異なる加速度変化に対する各部位の足底圧の応答と COP の関係を捉えられた．また進行方向に対して垂直方向を向いた場合，走行中の足底圧変化が左右で異なることが明らかになった．さらに，加速度の変化により姿勢が安定する COP 位置が変化することがわかった．

今後，バスや新幹線など他の乗り物においても，開発した IoT 型足底圧計測デバイスを用いて立位姿勢での足底圧変化を捉えることができ，実験室環境内ではとらえられなかったヒトの日常的姿勢制御能についての新たな発展が見込める．

参考文献

1) Guideline for the Prevention of Falls in Older Persons. American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, and American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention.JAGS　2001；Vol. 49, No. 5：664-672.
2) 猪飼 哲夫, 上久保 毅, 武原 格, 西 将則, 宮野 佐年, 中高年者の動的バランス機能評価. リハビリテーション医学 2002；Vol. 39：311-316.
3) M. Saito, K. Nakajima, C. Takano, *et al.*, An in-shoe device to measure plantar pressure during daily human activity, Med. Eng. Phys.　2011；Vol. 33:638-645.
4) E. Anzai, K. Nakajima, Y. Iwakami, M. Sato, *et al.,* Relationship between Foot Arch Structure and Postural Stability – Measurements in over 100 Older People for Health Monitoring, IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI)　2014;388-391.

Mirror Neuron Systemを用いたμ律動減衰による力情報の抽出に関する研究

田　野* 梁　宏博* 岩田　悠*
前殿　翔太*　　朱　赤*a)

Extraction of Motion Information based on the Mirror Neuron System with Mu Suppression

Ye Tian*, , Hongbo Liang*, , Yu Iwata*, , Shota Maedono*, , Chi Zhu*a),

This study is to develop a non-invasive BMI control system with EEG (electroencephalogram) signals to control external devices such as prostheses and exoskeletons for rehabilitation or power support. Currently, we focus on to clarify the relationship between EEG and motor intensity and further to realize the robot control according to motor intensity. In this paper, we design and conduct two different types of visual stimuli experiments to investigate the relationship between EEGs and motor intensities based on the concept of Mirror Neuron System (MNS). The results show the relationship between mu suppression and motor intensity based on MNS, and imply that extracting the motion and motor intensity information from EEG signals is possible. This demonstrates a great potential for using EEG signals for robotic power assistance to support human's life.

キーワード：ブレイン・マシン・インタフェース，μリズム減衰，運動想起，ミラーニューロンシステム
Keywords: Brain Machine Interface, Mu Suppression, Motor Intensity, Mirror Neuron System

1. はじめに

現在，日本は高齢社会が進んでいる．日本にいる65歳以上の高齢者人口は，平成28（2016）年10月1日時点の人口調査によると，過去最高の3，459万人（前年3，300万人）となり，総人口に占める割合（高齢化率）も27.3％（前年26．0％）と過去最高となった．高齢社会が深刻化する中で，自立生活ができない高齢者や障がい者の人口数が増加するに対して，介護職員の人材が2025年度に全国で約38万人不足する推計が発表された．さらに，厚生労働省が実施した国民生活基礎調査では，高齢者が高齢者を介護する「老老介護」（同居する介護者の年齢がともに75歳以上）の割合は30.2％になり，初めて3割を超えて過去最高を更新した結果がわかった[(1)]．そのため，要介護者人口の自立支援，介護者の負担軽減が重要となっており，要介護者または介護者を支援する介護・福祉機器の需要が高まっている．

その中でも，脳情報を用いて外部機器を制御するBMIが近年注目された．これまでの研究では，脳情報と運動の関係性について解析を行い，特徴量を用いることでロボット制御に成功していたが[(2)]，実際に脳情報と運動の強弱に着目している検討が少なく，さらに被験者に対し非侵襲の手法を用いて力情報の強度に関連する研究は行われていないため，脳波で運動の強弱を反映させた情報を用いた制御は未だ実現されていない．

そこで，本研究では運動認識や模倣などに関与するMirror Neuron System（MNS）を用いることで，運動映像の中に力情報を付加する内容により，MNSを更に活動する可能性について検証実験タスクを設計し，実験結果の検討を行った．

2. Mirror Neuron System

本研究では，運動の強弱と脳波との関連性を解明するために，MNSに着目する．MNSでは，行為を認識，共感などの社会的認知機能を持つと推測されている．人間の認知活動が他者の行動を自身の視覚，聴覚など通じて共感をすることで，認知を行う．また，認知したことを脳内でイメージ，あるいは実際にカラダを動かしながら動作を模倣することで，自分自身の身体と他者の身体とを理解することに重要な働きをしているという指摘している．その認知活動を行う時，実際にMNSが働いていると考えている．

MNSでは他者の行動を認識・模倣することによって生じ

a) Correspondence to: zhu@maebashi-it.ac.jp
* 前橋工科大学
〒371-0816　群馬県前橋市上佐鳥町460番地1
Maebashi Institute of Technology
460-1, Kamisadorimachi, Maebashi-shi, Gumma, 371-0816, Japan

る脳波の変化のことであり，自身が同じ行動を行った時の脳波変化と一致，もしくは，部分的に一致する特性がある．ヒトおよびサルにおいては，目的がある行動を行うと前運動野，運動野および後頭頂領域を含む皮質領域に活性化される[3][4]．さらに，MNS は，運動を観察だけでなく，動作に関連する音を聴取することで前庭および頭頂皮質を活性化するを示す報告がある[5]．

ヒトの場合では，動作を観察する時と運動する時，左下前頭回 (left inferior frontal cortex) と右上頭頂小葉 (right superior parietal lobule) の吻側にほとんど部分が活動していることが発見される[6]，脳波を用いた MNS に関する研究では，被験者が他者の運動を注視した時にμ律動（7-12Hz）が抑制することが報告されている[7]．運動に関わる脳波では，被験者自身で運動を行う時，または運動をイメージする時，μ律動が抑制されることはよく知られている．すなわち，運動に関わる脳波と MNS との関係はμ律動が関与していることがわかった．また，Hobson らの実験でも無意味な図形を被験者に観察させ，後頭部にはμ律動の抑制が確認できたが，中央部には反応が少ないことがわかった[8]．無意味な幾何変化を観察しても MNS には関係なく，脳波の変化がなし，または少ないとも推測される．

また，実際の情報を認知，理解するためには視覚や聴覚だけでなく，触覚にも働いているではないかと推測する．ヒトが視覚刺激から体性感覚皮質の部分を活性化し，自身の触感の経験を通して他の人に触れていることを理解することから，Keysers らは人またはものに触れることでその行動を理解できると仮説した．被験者の足を触れる実験と他の人や物体を触れる映像を観察する実験を行なった結果，二次体性感覚皮質が活性化されることをわかった[9]．さらに，その活性化は視点に依存しないことが確認できた．したがって，触覚でも他人の行動を理解する仕組みに働いていることに示唆し，そのメカニズムでは MN について記述したものと同じである．

以上の内容をまとめると，MNS は特定な条件で活性化するには有意味な動作を観察することが必要になり，その内容を観察することで下前頭回が活性化する．MNS にとって有意味な動作とは，日常的な動作かつ実行できる動作である．その内容を実行と観察で活性化する．そこで，言い換えれば、無意味の動作を観察するのは Broca 野などを活性化させない．MNS にとって有意味な動作という条件を満たさないなら，MNS には反応ない，また反応が少ないと考えられる．触覚を用いて行動を理解することができ，MN を活性化することも可能である．

3.　MNS の特性を用いた検証実験

本研究は介護者の負担軽減および非介護者の自立支援ために，脳波から力情報に関係する特徴量を抽出するによりロボットアームを操作する目的とする．そこで，本研究は MNS 誘発するため，視覚情報による MNS 誘発実験と負荷情報を被験者に与える２種類検証実験を行なった．

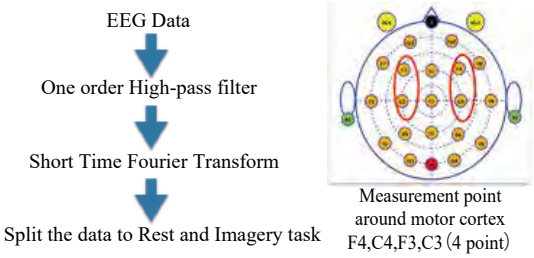


Fig. 1.　処理の概要

〈3･1〉　検証実験設計

〈3･1･1〉　計測環境　　被験者はリラックスした状態で椅子に座り，実験ビデオを注視した．さらに眼電位の混入を防ぐため，まばたき，または眼球運動をしないように，注意を促した．複数チャンネルの電極から増幅アンプ (g. BSamp，g. tec 社) を通して脳波を増幅させた．データをコンピューター上で処理を行うため，増幅された脳波は A-D 変換ボードを介してデジタル信号に変換した．また，リアルタイムで脳波を計測するため，Linux OS の RTAI アプリケーション (Real Time Application Interface) を用いた．

被験者がインフォームドコンセントを承知してもらった上で，実験を行った．また，脳波を取得するには，アクティブ電極を使用した．計測点を国際 10-20 法に基づき，運動に関係する運動野周辺の F4，C4，F3，C3 の 4 点，基準電位を右耳朶 A2 として計測を行った．サンプリング周波数は 1kHz に設定した．

〈3･1･2〉　データ処理手順　　各チャンネルオーバーラップを 90%，窓幅を 512 点で設定した短時間フーリエ変換を行い，μ波帯域（7-12Hz）のパワースペクトルの平均値を算出した．白い画面を見た時の脳波を安静状態として．安静状態時と運動想起時を分割した．また，各運動想起部分と安静状態とを比較し，その結果の平均を求めて，下の式で Log 比を算出．

$$Log\ ratio = Log\frac{power\ spectra\ of\ imagery}{power\ spectra\ of\ rest} \cdots\cdots (1)$$

この Log 比によって安静時の脳波を基準として映像観察を行ったときのμ律動帯域の変化を観察する（図 1）．

〈3･2〉　MNS を用いて視覚情報を追加した運動映像から力情報を誘発する実験

これらのことを配慮することで，MNS が力情報の有無を脳波から抽出の手法として利用出来るかを検討を行った．具体的では，ダンベルを持ち映像とダンベルを持ていない映像を観察した後，運動想起を行い場合を比較して，MNS によるμ律動の違いが存在するのかを脳波計で計測を行った．実験の結果，力情報の有無を想起することにより，μ律動の減衰が異なることがわかった．さらに，力情報を含まれている場合ではμ律動減衰が大きくなった．このことから，μ律動の測定によって力情報の判別が出来る可能性が示唆された．しかし，被験者を増やすことで，抽出した脳波はばらつきが存在し，抽出した情報が重りの差による変化は見られなかったが多い．この研

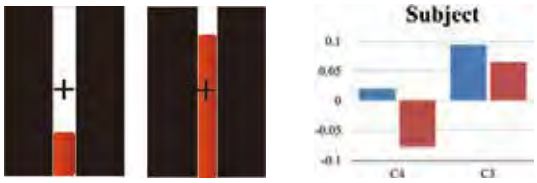


Fig. 2.　２種類の幾何図形観察による実験タスクおよび結果

究で設計した２種類の観察用ビデオの差異が少なく，力情報を被験者にうまく伝えられなかったことが考えられる．

そのため，本研究では被験者に映像での力情報を与えるだけでなく，映像の中に力情報を視覚化した動画を付加することで被験者に提示を行うことにより，MNS に基づいた負荷情報に関連する特徴脳波の誘発が可能であることを確かめた．そこで，以下の２つの実験

- 幾何図形観察による実験
- 視覚情報を追加した映像観察による実験

を行なった．

ここで，図形観察実験では，図 3）示すように，無意味な棒グラフが伸び縮む変化する映像を 10 秒間被験者に注視させること，視覚情報を追加した映像観察実験では，観察対象は 3kg の重りを持っており，負荷情報の情報を付加された映像となっている．運動映像を表示する間，動作と一緒に出ている力を画面上にエネルギーバーで被験者に提示する実験．

２種類の実験結果をまとめると，無意味の映像を観察する時の μ 律動の上昇または抑制変化が少ないと予想通り結果が得られた．無意味の映像を観察時の脳波変化が少ないことが，幾何図形の変化がどの意味を持っているのかを脳が認識できていないと考えられる．脳波変化がランダムことから MNS が反応しないと推測される．そして，力の大きさを表示するバーという視覚情報を追加した映像を用いて実験を行うことで（図 3），計測点はすべて負の方向に大きく抑制することが確認できた．このことから，映像内容と力情報を視覚化した内容が同時に被験者に提示を行うことで，MNS に基づいた負荷情報に関連する特徴脳波が大きく反応する（図 4）．

〈3･3〉　視覚情報を用いて大きい力情報誘発する実験

力の大きさを表示するバーを運動映像の中に入れることで，特徴脳波を大きく誘発できる結論に基づき，視覚情報を用いて大きい力情報を誘発する検証実験を行なった．この実験の映像構成は観察対象がダンベルとタンク２パターンで設計を行い，それぞれ重りを持ちながら右腕を 90 度の角度まで１回屈曲させ，数秒後元に戻す運動を行う．さらに映像内に力の大きさを表示するバーを追加した．この２種類の映像を観察することで力情報の誘発の確認と映像（図 5）の区別について検討を行なった．その結果，被験者の脳波から μ 律動が２種類の映像から同じレベルの減衰を確認できた．このことから，映像が表示した内容が被験者にとって同じ意味で理解され，２種類の映像は区別がないこと確認できた（図 6）．

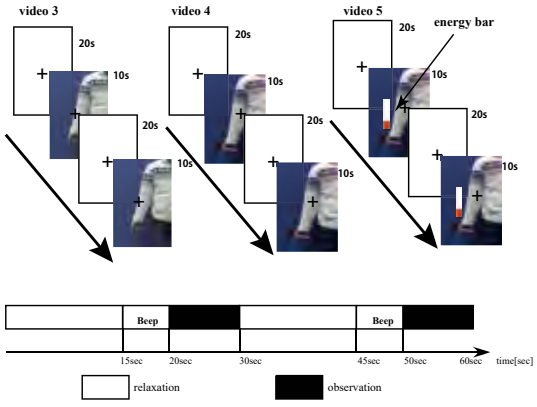


Fig. 3.　視覚情報を追加した時と追加していない時の比較実験タスク

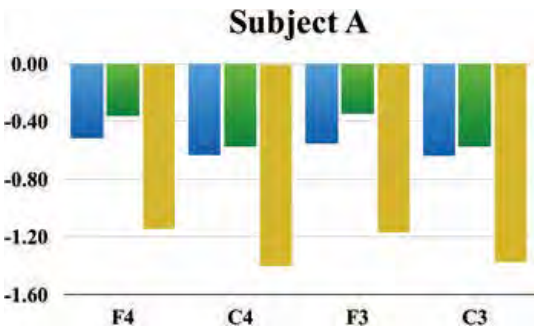


Fig. 4.　視覚情報を追加した時と追加していない時の比較実験結果

Fig. 5.　２種類の大きい力情報誘発映像観察による実験タスク

しかし，今回の実験結果では，大きい力情報誘発実験と力情報含まれる実験の μ 律動減衰は差が大きくないことが確認できた．被験者の脳波減衰程度から力情報が含まれていることが言えるが，力情報がどれまで含まれているのは確認できないと考えられる．このことから，被験者に伝えた情報が限られていることにより力のレベルに検出できないと考えられる．そのため，さらなる情報を被験者に伝える方法を検討を行う．

〈3･4〉　負荷情報提示による MNS 誘発する実験　　触覚を用いて MNS を活性化する観点から，我々は被験者に映像観察と同時に負荷情報の提示を与えることでより確実なイメージができると考え，この手法を用いて具体的な力情報を脳波から抽出する手法として利用出来るかについてを

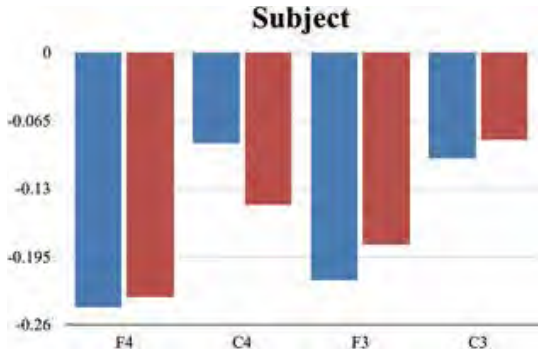


Fig. 6.　２種類の大きい力情報誘発映像観察による実験結果

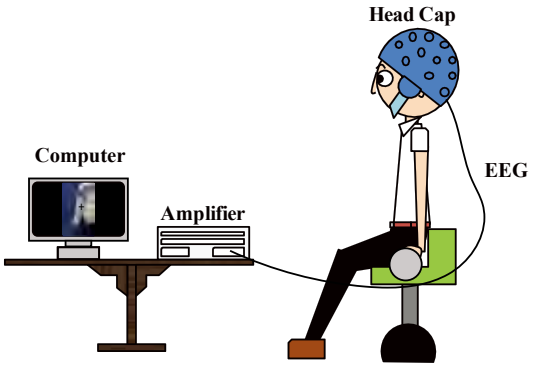


Fig. 7.　視覚情報を追加した時と追加していない時の比較実験結果

検討を行った．実験の内容は，重りを持ちながら右腕を 90 度の角度まで 1 回屈曲させ，数秒後元に戻す運動であり，実験中では，被験者が左手に重りを持って垂れ下がり，重りの重量を感じながら実験ビデオを観察する（図 7）．

映像観察のみの実験結果と負荷情報を提示ながら映像観察した実験結果は，２種類の棒が変化する映像を見る時の脳波の Log 比の平均値は図 8 で示す．各計測点から，μ律動が抑制されたことが確認できた．視覚刺激のみ行なった結果ではμ律動が抑制されたが，視覚刺激と負荷情報の提示と同時加えた実験結果よりμ律動変化が少ない．

一方，映像を観察しながら負荷情報の提示を与えたことによって，μ律動を大幅に抑制された．そして，中心部の計測点では前頭部より減衰が大きい事が確認できた．

このことから，映像の中に情報を付加することで被験者に提示を行うことで，MNS に基づいた負荷情報に関連する特徴脳波が反応することが確認できたが，大きい力情報誘発実験では，被験者の脳波減衰程度から力のレベルまでに検出できなかった．映像の中に視覚情報を被験者に提示するだけでなく，負荷情報の提示を与えると，MNS に基づいた負荷情報に関連する特徴脳波が活性化され，大きく反応することが確認できた．

本提案手法を用いることで，MNS に基づいた負荷情報の重さの有無運動映像が運動想起を誘発させることを可能であり，力の大きさを表示するバーが追加することで，負荷なしと負荷ありの脳波情報が分けられる．さらに負荷情報

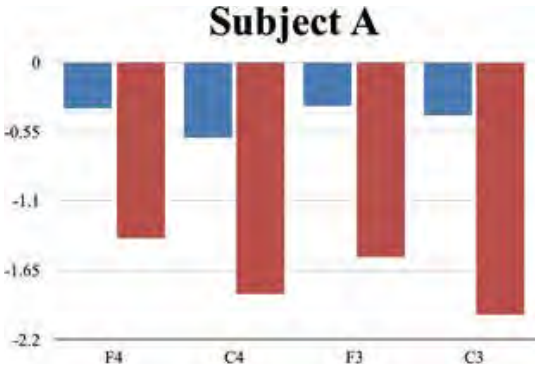


Fig. 8.　負荷情報を提示した時と提示していない時の比較実験結果

の提示を被験者に与えることで，より多く情報が被験者に伝えられ，力情報を三段階に抽出する可能性が示唆された．

4.　まとめ及び今後の展望

本研究では，今回運動情報の抽出に関する検証実験を設計した．その結果，関連性が近いけど無意味の映像を見る時，MNS が反応しない．力を表示するバーを映像に入れることで特徴脳波の差が大きくなった．

また，重りの重量を被験者に知らせることでより確実なイメージができると考え，負荷情報の提示を用いて力情報の特徴抽出に使えると仮説し，負荷情報の提示を加えた実験を行なった．その結果，負荷情報の提示によりμ律動減衰誘発が可能であると確認できた．

今後の展望として，被験者を増やす，負荷情報の提示を用いた実験手法の有効性について検討を行う，さらに，結論に踏まえて，MNS を用いてロボットアームの操作実験設計及び実験を行う．

文　献

（1）　内閣府（2016）「平成 29 年版高齢社会白書（全体版）」
（2）　J. Contreras-Vidal, A. Presacco, H.Agashe and A.Paek: “Restoration of Whole Body Movement: Toward a Nonin-vasive Brain-Machine Interface System”, IEEE Pulse, 3(1), pp.34-37, 2012.
（3）　V. Gallese, L.Fadiga, L.Fogassi, and G.Rizzolatti:” Action recognition in the premotor cortex”, Brain, 1996.
（4）　G. Rizzolatti1 and L. Craighero: ”THE MIRROR-NEURON SYSTEM”, Annual Review of Neuroscience, 2004.
（5）　E. Koehler, C. Keysers, M.A. Umilt, L. Fogassi, V. Gallese and G. Rizzolatti: ”Hearing sounds, understanding actions: action representation in mirror neurons”, Science, 2002.
（6）　M. Iacoboni, RP. Woods, M. Brass, H. Bekkering, JC. Mazziotta and G. Rizzolatti: ”Cortical Mechanisms of Human Imitation”, Science, Vol. 286, Issue 5449, pp. 2526-2528, 1999.
（7）　JA. Pineda, BZ. Allison, and A. Vankov : ”The effects of self-movement, observation, and imagination on μ rhythms and readiness potentials (RP’S): Toward a brain-computer interface (BCI)”, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, vol. 8,　No. 2,　June 2000.
（8）　HM. Hobson, D.VM. Bishop:”Mu suppression　a good measure of the human mirror neuron system?”, Cortex, 2016.
（9）　C. Keysers, B. Wicker, V. Gazzola, J.-L. Anton, L. Fogassi and V. Gallese :” A Touching Sight: SII/PV Activation during the Observation and Experience of Touch”, Neuron, 2004.

IoT 型足底圧計測デバイスによる日常生活の移動活動中の足底圧分析
Analysis of Foot Pressure During Moving Activities in Daily Life using IoT Foot Pressure Measurement System

○任　点[1]，中山　祐里[1]，安在　絵美[2]，太田　裕治[1]
1.お茶の水女子大学，　2. 日本学術振興会
○Dian Ren[1], Yuri Nakayama[1], Emi Anzai[2] and Yuji Ohta[1]
1. Ochanomizu University
2. Research Fellowship for Young Scientists of Japan Society for the Promotion of Science

Abstract

Researches of human body function extremely lower limbs function was mainly performed on analyzing of index of walking, but in human daily life, not only walking but other moving activities also happen frequently. This research was aimed at exploring a measurement system and found figures between foot pressure and moving activities of daily living. In this research, foot pressure of activities in one day was measured using the IoT foot pressure measuring system that has been explored, and foot pressures of four moving actions (walking, climbing upstairs, going downstairs, cycling) in particular was analyzed. The IoT foot pressure measuring system make it possible to capture the foot pressure of the day's activities without restricting. And it is considered realizable to classify human activities by analyzing the foot pressure data. In future, daily living activity recognition method by making foot pressure pattern will be discussed.

Key Words

Foot Pressure Analyzing; Activity Recognition; Wearable Sensor; Human Body Measurement

1．はじめに

IoT（Internet of Things）技術の進歩により，インターネット上での情報処理とインタラクティブな制御技術を用いた日常生活中の生体情報モニタリングが急速に進んでいる．IoT デバイスの発展により，時間や空間に制限されない連続的な生体情報取得が実現可能となる．

日常活動中の評価デバイスとして，数々のウェアラブルセンサが開発され，歩行中の kinetics および kinematics 評価研究に用いられてきた[1-4]．圧力センサを搭載する無線靴型足底圧デバイス[2]は無拘束的で足底圧を測定できるため，臨床現場や高齢者施設での歩行機能評価研究に広く用いられてきた．足底圧計測デバイスによる計測は，実験室環境に限定しないことから，日常環境下での歩行バランス評価などに有効な研究方法である[1-3]．一方で，日常生活活動では，歩行以外の移動行動も高い割合を占めている．たとえば走行，坂道歩行，右折や左折，階段昇降，ターンや自転車走行なども日常動作の一種であると言える．私たちの日常を考えてみても，平坦な道を歩行している時間は基本的歩行の状態と考えられているが，日常活動に占めるその割合は一部に過ぎない．社会的側面から見ても，転倒事故などは歩行以外の行動で起こることも多いことから[7]，日常の行動形態別の生体情報はあらゆる情報を含んでいる可能性がある．

日常行動検知については，前述したようなウェアラブルデバイスを発展させることで検知可能であると考える．最近ではスマートフォンアプリやスマートデバイスを用いて日常的な歩行，走行，自転車走行，加えて睡眠状態などを捉えられる製品も散見されるが，日常的足底圧データを用いることで，さらなる行動形態検知が実現できると考える．

そこで本研究では，生活中の移動行動における足底圧評価を行うため，無線靴型足底圧デバイスを IoT デバイスとして発展させる．そして一日の生活活動の足底圧を計測し日常行動中の足圧データの特徴分析を目的とした．

2. IoT 型足底圧計測デバイスの開発

2.1 IoT 型足底圧計測デバイス

本研究の基本技術として先行研究で開発された足底圧計測デバイスを用いる(Fig.2)[1]. 本デバイスは片足 7 点の圧力センサと無線通信機器で構成される. 感圧導電ゴムを配置した圧力センサがインソール上に配置され, その位置はセンサ1:踵骨隆起部, センサ2:立方骨, センサ3:第五中足骨頭, センサ4:拇指, センサ5:第一中足骨頭前足部, センサ6:中間楔状骨, センサ7:横足弓中心である(Fig.1). 各センサから取得した圧力値は Bluetooth 通信(サンプリングレート:100Hz)で PC 或いはスマートデバイスに送られる. 日常環境下での歩行バランス評価デバイスとして, 臨床症状分析の研究領域で利用されている[3].

本研究では, このデバイスを発展させ, Android アプリの開発を行った. 開発環境は Android Studio を用い, Android 4.2 以降のデバイスに対応するよう構成した. センサから取得した値は Bluetooth 通信により Android 端末へ送られたのち, 本アプリを介して Amazon web server のインターネット上に自動収集できる (Fig.2).

2.2 解析・データ視覚化システム

IoT 型足底圧計測システムを用いて連続的な移動行動を捉える中で, 膨大なデータが発生する. その中で得られるデータから, 歩行やその他の行動情報を捉えるため, MATLAB でデータ可視化のプログラミングとデータ処理のアルゴリズムを開発した.

3. 日常活動中の足底圧計測実験

被測者 5 人(20 代女性4名, 男性1名)を対象に, IoT 型足底圧デバイスを用いて一日の足底圧を測定した.

被測者の主な活動範囲は自宅から大学までの通学道や大学内であった. 本研究では, 全員の日常行動の中から, 平坦な道の歩行, 階段昇り, 階段降り, 自転車走行に着目し, その特徴を分析した. 歩行, 階段昇り, 階段降りのデータについては 5 名全員捉え, 自転車走行中については 2 名の被測者から促えた.

3.1 データ処理

移動中の足底圧は立脚時の圧力変化により遊脚期との分別ができる. 本研究では各移動動作の足底圧パラメータを検知するため, MATLAB を用いて, 各行動の接地から離床までの立脚期状態を検知し, 行動中の全ステップを検出した. 体重などの個人差を考慮し, 圧力値を正規化した. ヒトの個人差を考慮し, 各動作中各被測者における足底圧の類似点, 相違点を分別するため, グラフによる観察を行った. 次に, 各動作周期の立脚時間, 各センサのピーク値, 各ピーク値が得られる時点, 接地と離床の圧力差の差(立脚後期の接地圧力最大値－立脚前期の離床圧力最大値)を算出し, 行動別の平均の比較を行った. Fig. 3 にこれらのパラメータの例を示した.

4. 移動動作別の足圧分析結果

Fig.4 に各被測者の行動別の平均的な経時的立脚期足底圧, Fig.5 に立脚期について荷重応答期と立脚中期と立脚周期に分けた圧力分布図を示した.

Fig.4 および Fig.5 に基づき, 下記に行動別の特徴をまとめた.

歩行中の足底圧

Fig.4 より平坦な道での普通歩行における足底圧として立脚前期と立脚後期時で二峰性の足底圧ピークが見られる. Fig.5 からも荷重応答期～立脚終期にかけ足底圧の荷重部位が踵から足指まで移動することがわかる. 前半の圧力最大値は踵(センサ 1)

Fig.1　センサの配置位置

Fig.2　IoT 型足底圧計測デバイス

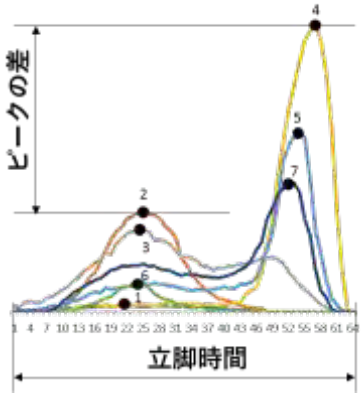


Fig.3　一歩分の立脚期におけるパラメータの説明

に，後半のピーク値は足指（センサ 4）を含め，前足部に現われる．そして，立脚期前半と後半のピーク値の差は，被測者 D 以外では，ほとんど見られない．

階段上りの足底圧分布

Fig.4 より，階段を上る時の足底圧は，歩行時のように立脚期前期と後期で足底圧ピークが見られるが，前期でのピークは後期のピークよりも低い傾向がある．また，Fig.5 より，荷重応答期は中・前足部（センサ 3，5，6，7）で接地し，立脚期終期でも中・前足部（センサ 3，4，5，6，7）で離床している場合が多く，通常歩行時と異なることがわかる．すなわち，踵部の圧力はほとんど見られない．

階段下りの足底圧

Fig.5 より，階段を上る時の足底圧では，通常歩行時と同様に立脚期前期と後期での二峰性波形が見られるが，そのピーク圧力が見られる部位は歩行前期と後期で同一センサである傾向がある．Fig.7 からも，階段下る時の立脚期前半で足趾あるいは前足部接地を行い、立脚期後期で足指あるいは前足部で離床することがわかる．このように，荷重応答期の接地部位と立脚終期の離床部位が同一である点は階段を上る際と似ているが，階段下りの場合は荷重応答期も立脚期終期と同程度の圧力上昇が見られる点において上り時の傾向（接地時圧力が離床時の圧力に比べて低い傾向）とは異なっている．

自転車走行中の足底圧分布

本実験は 2 名のみで実施された．Fig.4 より，自転車走行中の足底圧は足部が地面に接地している他の行動とは大きく異なり，他の移動行動のような二峰性がみられなかった．被験者 A では足底圧ピーク値は立脚期中の 64.8[%]の時点に見られた．被験者 E では足底圧ピーク値は立脚期中の 54.5[%]の時点に見られた．

次に，Fig.6 に行動別の各センサ（部位別の）のピーク値，立脚時間，立脚後半と前半ピーク値の差（立脚前期と後期のピーク差）の平均値及び標準誤差をまとめた．Fig.6 より，歩行時では踵部のピーク値は 16.4±1.26N と他のセンサと比べて大きい．他のセンサでは行動別の圧力値に大きな違いは見られない．Fig.6 より，立脚前期と後期のピーク差は階段上り時に増大していた．

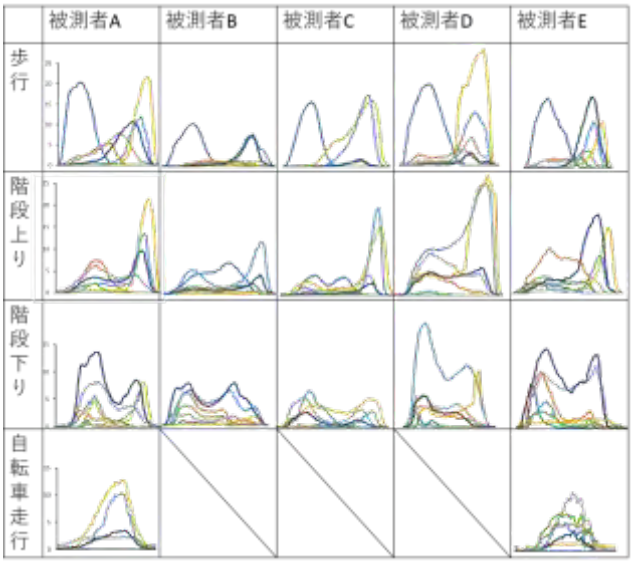


Fig.4 に各被測者の行動別の平均的な経時的立脚期足底圧

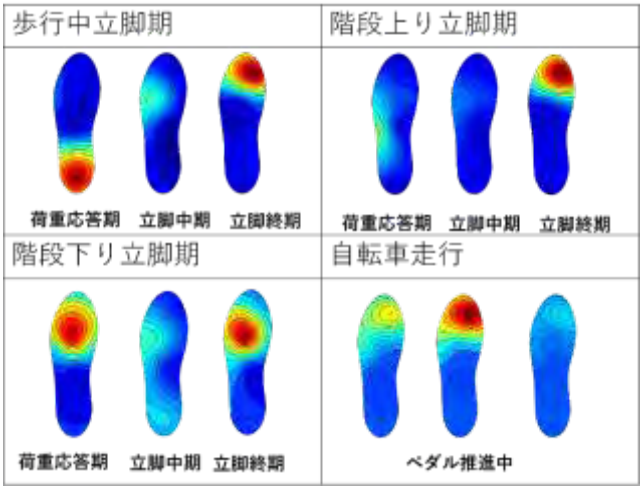


Fig.5 荷重応答期と立脚中期と立脚周期に分けた圧力分布図

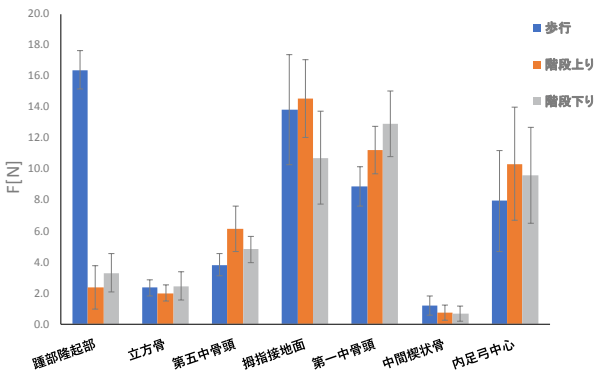


Fig.6 行動別の各センサ（部位別の）のピーク値

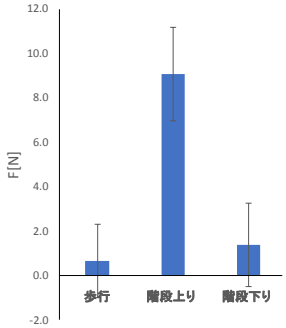


Fig.6 立脚前期と後期のピーク差

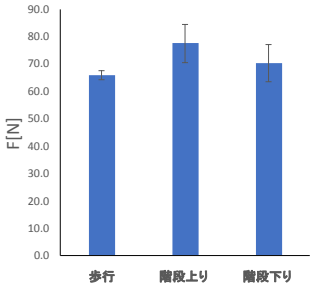


Fig.7 立脚時間

4. 考察

IoT 型足底圧計測デバイスによる日常生活における歩行，階段昇降，自転車走行，この四つ主な移動行動が捉えられた．

結果より，通常歩行では荷重応答期の踵部の接地圧力ピーク値に特徴が見られた．階段昇降の場合，立脚前期と後期ともに中・前足部で接地と離床が見られる．これは平坦歩行時と異なり，両足の接地位置の高さが異なることが影響していると考えられる．そして，とくに，立脚前半と後半ピーク値の差は，階段上りで増大している．これは，該当足が接地している際，反対足での蹴り出しが行われており，反対側の蹴り出しが終わるまでは主に反対側に荷重しているためである．自転車走行中の動作周期は他の移動行動と違い，足底は常にペダルに踏まれ，立脚相と遊脚相はない．足底圧はペダルの回転運動により一峰性の周期的な荷重が見られる．ペダルの踏み方は個人習慣と地形により違うため，足のどの部分が使われるかは一定ではないが，各センサの最大値が現れる時点はほぼ同時であり，自転車走行時の足底圧の特徴であることがわかった．

したがって，立脚期中の，各センサのピーク値と立脚前期と後期でピークを示す部位，接地と離床のピーク圧力値の差などから，通常歩行，階段の上りならびに下りといった行動の分別が可能であることが推察される．しかし，これらのパタンは行動速度や関節疾患や怪我や痛みなどの個人特性に影響する可能性がある．そのため，より多くの被験者を対象とした実験が必要となる．また，本研究で検討した行動は日常生活行動の一部に過ぎないため，走行時やターンなど他の行動との分別が必要である．将来的に，機械学習などの技術を用いた解析などが望まれる．

これらの研究の限界が挙げられるが，足底圧からいくつかの行動が分別できることが示唆され，日常生活中の自然な行動から歩行以外での移動能力が可能となる．これにより，これまで先行研究で行われていたような実験室環境内での歩行研究を超え，ヒトの行動時生体情報の研究の発展に寄与すると考える．

5. まとめ

本研究は日常生活の足底圧を計測し日常行動中の足圧データの特徴分析を目的とし，実験を行った．取得したデータにより，歩行，階段昇降，自転車走行四つの移動動作中の動作別の特徴をまとめた．

参考文献

1) 齋藤倫子．(2012)．日常生活中での足圧計測を目的とした靴型デバイス（Doctoral dissertation，お茶の水女子大学）．

2) Saito, M., K. Nakajima, C. Takano, Y. Ohta, C. Sugimoto, R. Ezoe, K. Sasaki et al. "An in-shoe device to measure plantar pressure during daily human activity." Medical engineering & physics 33, no. 5 (2011): 638-645.

3) 安在絵美，山下和彦，& 太田裕治．(2015)．靴型足圧測定システムによる変形性膝関節症の歩行機能評価．生体医工学，53(Supplement)，S259_02-S259_02.

4) 杉本千佳，長井宏和，江副亮介，保坂寛，佐々木健，板生清，& 龍田成示．(2007)．ウェアラブルセンサによる行動認識システムの開発（研究）．マイクロメカトロニクス，51(197)，1-12.

5) 寺田努．(2011)．ウェアラブルセンサを用いた行動認識技術の現状と課題．コンピュータ ソフトウェア，28(2)，2_43-2_54.

6) Mitoma, H. Yoneyama, M. & Orimo, S. (2010). 24-hour recording of parkinsonian gait using a portable gait rhythmogram. Internal Medicine, 49(22), 2401-2408.

7) 鈴川芽久美，島田裕之，牧迫飛雄馬，渡辺修一郎，& 鈴木隆雄．(2009)．要介護高齢者における転倒と骨折の発生状況．日本老年医学会雑誌，46(4)，334-340.

異なるDLC窒素比の成膜繊維性スキャフォルドを用いた細胞運動形態評価システム

Cell Movement Morphology Evaluation System Using Fibrous Scaffold Coated with Various Nitrogen Percentage of DLC Coating

○ アブドゥルラヒンヌルシュハダー (電機大), 志村まり(国際医療研究センター), 矢口俊之(電機大)

荒船龍彦(電機大), 本間章彦(電機大)

Abdul Rahin NUR SHUHADAH, Denki University
Shimura MARI, National Medical Research Center
Yaguchi TOSHIYUKI, Denki University
Arafune TATSUHIKO, Denki University
Homma AKIHIKO, Denki University

Abstract: Current approach of cancer theraphy, such as chemotheraphy, radiotheraphy and surgery, has been treated for many years, but it is still hard to cure completely. Immune system which is one of the important system for cancer patient is designed to produce antibody and protect the body from external threats like viruses and foreign bacteria. However, some cancer cells escape from the attack of the immune system. In presents, there are conventional anticancer drug to fight against the cancer cells that's can work to help the immune system in the fight against cancer and it is a completely new idea that acts on immunity of humans. The mechanism of the antibody producing cells and cancer cells reaction is still unclear. Using the scaffold coated with a-C:H:N, we produce an evaluation system to evaluate the movement properties of individual cells and to understand the morphology of the cells.

Keywords: DLC coating, movement, scaffold

1. はじめに

組織工学や生物学において､培養細胞の挙動や様々なメカニズムを調べる際、培養した細胞数をカウントする増殖曲線や，細胞の増殖に伴う pH の変化から間接的に調べる方法などが一般的である．その一方、同一種の細胞であっても、個々の細胞で働いている遺伝子が少しずつ違っていることが分かってきた。つまり、細胞の個性を知るには、従来のような集団ではなく､一個ずつ調べるニーズがある。多数の細胞の培養をしながら、同時に一個一個の細胞に着目し、その挙動について詳細な解析を行ったり、異なる種類の細胞同士やウイルス等との相互作用を個別に観察したいニーズも存在する。

タイムラプス画像は実際の様子を 2 次元画像として経時的に観察できるが、デメリットとして細胞はランダムに動いて増殖するため、そのままでは定性的な観察は可能だが，定量的な値を求める解析は難しい。

そのため、新しい計測・解析システムが必要である。このような課題に対し、本研究室で取り組んでる 2 つのアプローチがある。一つのはセグメントポリウレタンを用いた配向性の繊維性スキャフォルドを足場材とすることで、細胞は三次元的に増殖ため、生体内環境に近い、細胞に毒性影響がない。配向性スキャフォルドによると、 培養細胞の動きを一方向に制御することが可能で、ファイバ上を選択的に移動する。また、DLC を用いたコーティングの組成を様々に変えることで、細胞接着性を高めたり、下げたりすることが可能であることが分かった。

細胞の挙動を単純化させる方法は確立されてきましたがそれらを定量的に、また機械的に解析する手法が必要である。そこで本研究は、細胞の動きを制御するツールと画像処理を組み合わせて、細胞の動きを計測できるシステムの開発を目的とする。

2. 方法

2.1 基材作成

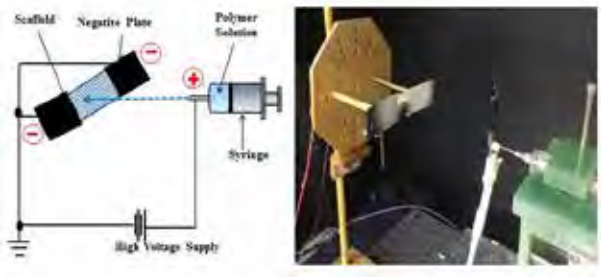


Fig.1 Electrospining Method

高分子溶液を注入したシリンジのニードル先端にプラスの電圧を印加させるエレクトロスピニング法により、ニードル先端から電荷を帯びた噴流が発生させ繊維を形成し、形成過程で有機溶媒が揮発することによって二つの陰極版(横:5.0cm、縦:2.5cm)を 2cm 間隔設置し、陰極版の間にの繊維を集積し、配向性を持つ三次元構造の薄膜をスキャフォルドとして形成した。

2.2 r.f.plasma CVD 法による Scaffold 繊維表面への a-C:H 被膜

作製した繊維性スキャフォルドに、高周波プラズマ CVD(Chemical Vapor Deposition)法を用いて a-C:H:N 膜を成膜した。成膜は原料ガスに CH4 と N2 を使用し、ガス流量 30[cc/min]、電力 100[W]、ガス圧力 100[Pa]、成膜時間 5[min]の条件で成膜した。なお、原料ガスの N2 ドープ量は総流量の 0%と 60[%]とした。物性評価は、走査型電子顕微鏡(SEM)による表面形状の観察を行った。

RF Energy [W]	100
Nitrogen GasPercentage	0%,20%,40%60%,80%
Gas Flow Rate[sccm]	30
Gas Pressure[Pa]	100
Coating Time [min]	5

Table 1. DLC Coating Conditions

2.3 細胞培養と挙動観察

本研究では、評価対象とした細胞にはマウス由来の繊維芽細胞株である NIH-3T3 を用いた。比較するためのコントロールとして、成膜なしの同一のディッシュを用いた。細胞培養環境を下記表に示す。ディッシュはインキュベーター内に専用のカメラ付き顕微鏡を設置する、３日間のタイムラプス画像を撮影した。

Cell	NIH-3T3
Cell Medium	D-MEM (High glucose) +10%FBS
Air	5% CO_2in air
Culture Concentration	$X_0 = 0.5\times10^4$ cells/cm^2
Culture Time	3 days

Table 2 Cell culture conditions

2.4 画像処理

細胞挙動の時間変化に関するパラメータを定量化にするため細胞増殖、ファイバ上の存在細胞の接触率、細胞の移動速度の計算を画像処理で行う。テンプレートマッチングで移動後の細胞のおよその位置を求め、その後二値化と重心位置導出により、改めて正しい細胞中心位置を求める。これをタイムラプス画像の任意のフレームすべてにおいて行い、求めた細胞の座標位置から速度を導出する。

3. 結果
細胞培養と挙動観察

Coating Condition	Moving Speed in 200 min (10^{-3}μm/s)
Non-Coating	1.09±0.29
	1.08±0.29
	1.81±0.28
0%	0.70±0.11
	2.01±0.03
	1.80±0.04
20%	1.98±0.34
	2.07±0.31
	1.85±0.18
40%	1.28±0.21
	1.87±0.28
	1.84±0.15
60%	1.32±0.21
	1.63±0.27
	1.31±0.23
80%	1.56±0.12
	1.93±0.23
	1.78±0.15

Table 3.Moving speed in 200m for non-coating, 0%, 20%, 40%, 60%, 80% coating

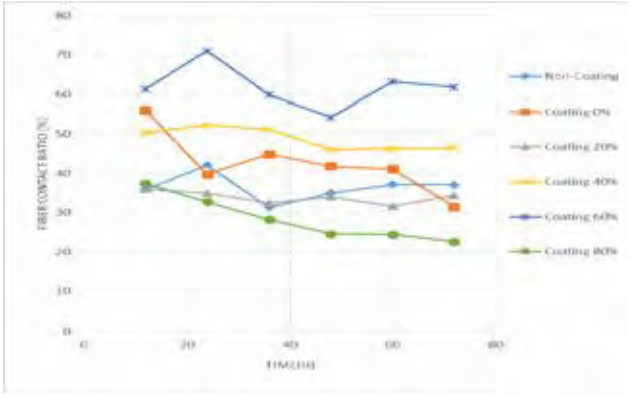


Fig. 2. Fiber contact ratio against time

4. 考察と結論

成膜なしの条件でのファイバ上の細胞の平均速度は $1.33\text{x}10^{-3}\pm0.06(10^{-3}$μm/s)、最も細胞の動きが遅いとコーティング窒素比 20%の平均速度、$1.97\text{x}10^{-3}\pm0.02(10^{-3}$μm/s) 最も細胞の動きが早いと分かった。成膜なしは表面粗さが細かく、細胞接着性が落ちて細胞がひっかかりにくい可能性が考えられた。コーティング窒素比 60%コーティングされた繊維性スキャフォルドにおいて、最も細胞がファイバ上に選択的に移動した。

DLC コーティングの表面の粗さが細胞伸展長に近く、伸びた先でファイバに接着することで、高速に移動するのではないかと考えられた。DLC コーティングスキャフォルドと本ソフトウエアを用いることで様々な細胞の挙動が精緻に解析が可能であることが示唆された。従って、培養細胞群における個別の細胞の移動速度を定量的に導出するソフトウエアを開発した。

5. 参考文献

(1) 大島宣雄:[入門 医工学], サイエンス社, p-172, 2008
(2) 上岡なぎさ 他：ヒト三次元培養皮膚への遺伝子導入法の確立と表皮分化へのCキナーゼの関与, 昭和医学会雑誌, 2011
(3) Chen Liu：The effect of the fibre orientation of electrospun scaffolds on the matrix production of rabbit annulus fibrous-derived stem cells, Bone Research 3, article number: 15012(2015)
(4) 平栗健二, 尾関和秀, 大越康晴, 中村挙子, 小松直 樹, 長谷部光泉, 鈴木哲也, 炭素系材料の将来予測 -2050 年に向けて, NEW DIAMOND vol. 100, pp. 70-73, 2011.
(5) 大竹尚登監修, DLC の応用技術, シーエムシー出版 2007

腹膜透析排液由来細胞を用いた腹膜線維化診断法の開発

Development of diagnostic method of peritoneal fibrosis using peritoneal dialysis effluent derived peritoneal mesothelial cells

○ 安部将史（三重大）　溝口誠也（三重大）　中村文哉（三重大）　宮本啓一（三重大）
村田智博（三重大病院）　石川英二（三重大病院）　吉田利通（三重大）　堀内孝（三重大）

Hitoshi ABE, Mie University; Seiya MIZOGUCHI, Mie University; Fumiya NAKAMURA, Mie University; Keiichi MIYAMOTO, Mie University; Tomohiro MURATA, Mie University; Eiji ISHIKAWA, Mie University; Toshimichi YOSHIDA, Mie University; Takashi HORIUCHI, Mie University;

Abstract: Fibrotic degeneration still remains as a clinical problem in peritoneal dialysis although biocompatibility of peritoneal dialysis fluid (PDF) has been advanced. The purpose of this study was to explore fibrosis related factors expressed on the PD effluent (PDE) derived human peritoneal mesothelial cells (PDE-HPMC) which would be expected as predictable markers for further deterioration of the peritoneal membrane. 64.3% of PDE-HPMC showed a cobblestone-like morphology while the rest was classified as a fibroblast-like or a mixed morphology. Compared with cobblestone-like cells, mRNA expressions of CK-18 and E-cadherin were significantly decreased in the mixed and fibroblast-like HPMCs, mRNA expressions of Snail1, fibronectin and Tenascin-C were significantly increased. Remarkable difference in response to 10ng/mL TGF-β1 stimulation was observed between cobblestone-like HPMCs and fibroblast-like HPMCs. Fibronectin1 and collagen1 were strongly expressed on fibroblast-like HPMCs. In conclusion, cellular response of PDE-HPMCs to TGF-β1 stimulation could be used to predict the integrity of the peritoneal membrane.
Key Words: HPMC, EMT, TGF-β1

1. 緒言

腎臓には体内の水分量、電解質バランスや pH の調整や老廃物の除去といった機能を持つ。これらの腎機能が低下し、本来の 10%以下まで低下すると末期腎不全となる。この対症治療法の 1 つとして腹膜透析がある。腹膜透析液の生体適合性は向上しているが、腹膜線維症の発症を完全に抑制するには至っていない。本研究では、腹膜透析排液から単離した腹膜透析排液由来中皮細胞（PDE-HPMC, Peritoneal Dialysis Effluent derived Human Peritoneal Mesothelial Cell）を用いた。PDE-HPMC が上皮間葉系形質変換（Epithelial-mesenchymal transition, EMT）を引き起こし、腹膜の線維化が進行すると考えられている。本研究では、PDE-HPMC の形態の違いによるタンパクレベルと遺伝子レベルでの発現量の比較を行い、腹膜組織の EMT 及び線維化関連因子を探索することを目的とした。

2. 方法

2.1 PDE-HPMC の単離方法と培養

腹膜透析排液をボトルに 400mL ずつ分注し、800rpm で遠心分離を行う。単離した細胞は位相差顕微鏡で細胞数をカウントし、25cm^2 フラスコに播種した後、M199, 10%FBS で培養しコンフルエントまで培養した。継代を行う前に細胞形態を、玉石状、混合、線維芽様のどのグループに属するかを判断した。実験に用いた細胞は、単離後の細胞を Passage 0 とし、Passage 2 までを用いた。

2.2 免疫蛍光染色

腹膜透析排液より単離した細胞が中皮細胞であることを判断するために、上皮細胞において発現される Cytokeratin18（CK-18）の免疫蛍光染色を行った。

2.3 遺伝子発現解析

形態の分類を行った PDE-HPMC を用いて、遺伝子発現の解析を行った。目的遺伝子として、EMT（Epithelial to Mesenchymal transition）マーカーとして CK-18、E-cad（E-cadherin）、SN1（Snail1）、α-SMA（Smooth Muscle Actin）、細胞成長因子として TGF-β1（Transforming Growth Factor）、bFGF（basic Fibroblast Growth Factor）、PDGF（Platelet-Derived Growth Factor）、CTGF（Connective Tissue Growth Factor）、線維化マーカーとして FN1（Fibronectin1）、Coll-I（Collagen1）、TNC（Tenascin-C）を用いた。

また培地 M199, 10ng/mL TGF-β1 を PDE-HPMC に曝露し、細胞形態別での応答性の違いを解析した。曝露時間は 3, 6, 24, 72 時間行った。目的遺伝子は SN1・TGF-β1・FN1・Coll-1 を用いた。

3. 結果

顕微鏡による形態観察により、PDE-HPMC を 3 群に分類した。また CK-18 の染色を行い中皮細胞の確認を行った。3 群全てにおいて、CK-18 が陽性であり、陽性率に有意な差は得られなかった。しかし免疫蛍光染色の発現強度は、玉石状群に比べて線維芽様群の方が低発現であった（患者数　10 名/玉石状、5 名/混合群と線維芽様）。(Fig.1)

玉石状の細胞と比較して混合群及び線維芽様の細胞では、上皮系因子である E-cad の mRNA は有意な発現低下、EMT マーカである SN1 の mRNA の発現は有意な増加（*P<0.05）がみられた。また線維化因子である CTGF、Coll-I、FN1、TNC の mRNA の発現増加傾向、特に FN1 と TNC で有意な増加（**P<0,01）が認められた（患者数　7 名/玉石状、7 名/混合群、7 名/線維芽様）。(Fig.2)

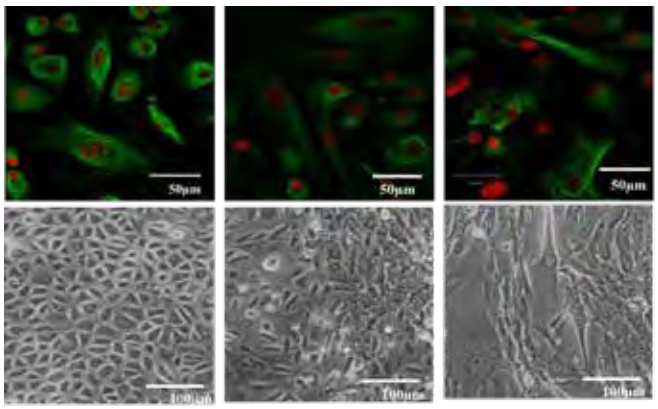


Fig.1　Immunofluorescent staining of CK-18 and morphological evaluation of PDE-HPMC.

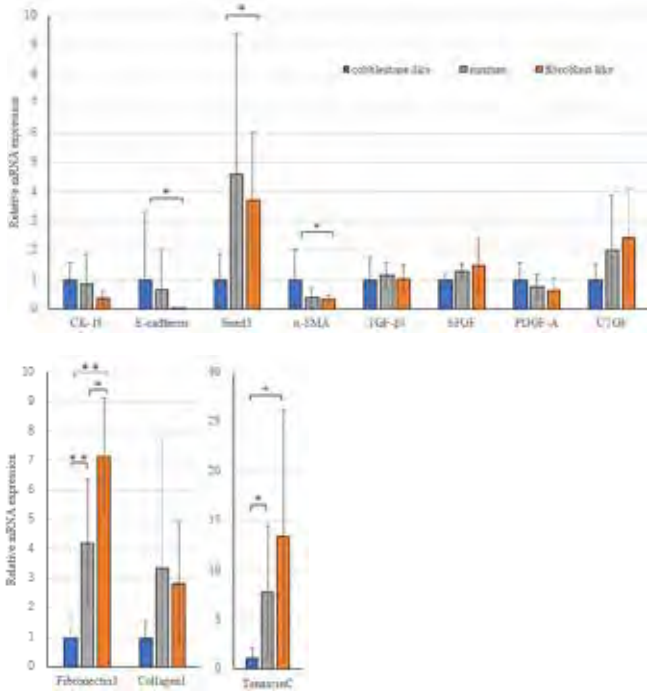


Fig.2 mRNA expression by PDE-HPMC morphology

10ng/mL TGF-β1 を含む M199 培地にて、3、6、24、72 時間インキュベートすると、玉石状 HPMC に比べて混合群、線維芽様 HPMC の遺伝子の発現量は増加しており、72 時間後では FN1 では玉石状 HPMC の 2 倍、Coll-I では 5 倍の発現量が見られた。一方、TGF-β1 の mRNA の発現量は、玉石状と線維芽様 HPMC において同程度だった。玉石状 HPMC と比較して、線維芽様 HPMC において TGF-β1 に対する応答性が高く、線維芽様に形質変換した HPMC が組織の線維化の主な因子であることが示唆された（患者数　3 名/玉石状、3 名/混合群、3 名/線維芽様）。(Fig.3)

4. 考察

一般的に細胞の EMT 及び組織の線維化には TGF-β1 が関与しており、EMT を引き起こした細胞において TGF-β1 が高発現することが報告されている(1)。しかし、本研究の結果より、EMT を起こした線維芽様 PDE-HPMC の TGF-β1

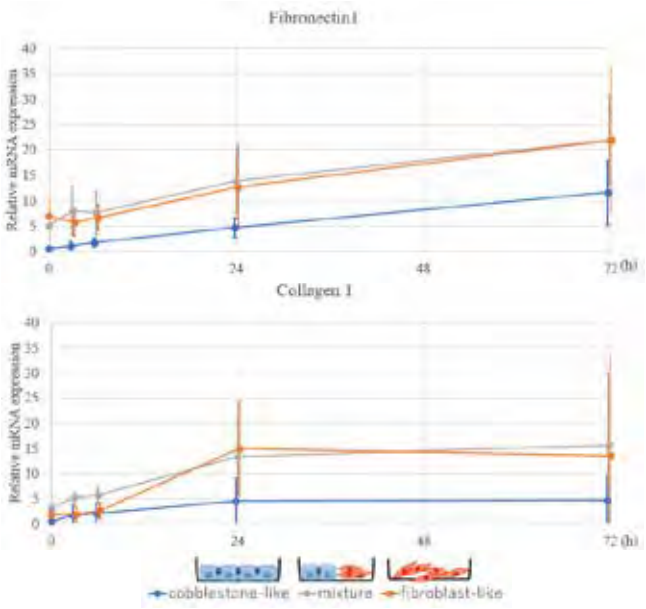


Fig.3 Response of PDE-HPMCs to TGF-β1

の発現量は、本来の形態である玉石状 PDE-HPMC と変わらない。そのため TGF-β1 以外の因子による EMT 及び線維化の存在が示唆された。

CTGF は TGF-β1 の下流に存在すると報告があり、TGF-β1 と相互作用し、Collagen や Fibronectin の発現を促進する働きがある(1)。また高濃度グルコースが原因とされる終末糖化産物による CTGF の産生(2)、TGF-β1 を介さずに Collagen や Fibronectin を産生する経路(3)が報告されている。また CTGF は MAPK である ERK・JNK・p-38 を介し、Snail1 の発現する。転写因子である Snail1 は E-cadherin の発現を抑制し、細胞の EMT に重要な役割を果たす(4)。

5. 結論

腹膜透析排液由来細胞の CK-18、E-cad、SN1 の mRNA が腹膜中皮細胞の形質変換を、また Coll-I、FN1、TNC が線維化を表すことが示唆された。さらに腹膜線維化の重要な因子の 1 つとして CTGF の重要性が明らかとなった。

6. 参考文献

(1) W. Qi, S. Twigg, Integrated actions of transforming growth factor-β1 and connective tissue growth factor in renal fibrosis, J Am Physiol Renal Physiol 288 (2005), pp. 800-809

(2) Josephine M. Forbes, Mark E. Cooper, Role of advanced glycation end products in diabetic nephropathy, J Am Soc Nephrol 14 (2003), pp. 254-258

(3) Suzanne Lam, Nicole A.M, Glucose-induced fibronectin and collagen type III expression in renal fibroblasts can occur independent of TGF-β1, Kidney International, Vol. 63 (2003), pp. 878-888.

(4) Alexandria M Haslehurst, Madhuri Koti, EMT transcription factors snail and slug directly contribute to cisplatin resistance in ovarian cancer, Haslehurst et al. BMC Cancer (2012).

培養骨格筋を用いた温熱ストレス評価法の開発

高木　空，中村友浩，藤里俊哉
大阪工業大学大学院　工学研究科　生体医工学専攻
Shunya TAKAGI, Tomohiro NAKAMURA and Toshia FUJISATO

1. 緒論

骨格筋は体温調節に大きな役割を果たしており、人体に必要な熱量の約半分を発生しているとされる。そのため、骨格筋に対する外部からの温度変化（温熱ストレス）の影響は、古くから検討されてきた。これまでに収縮力の低下[3]あるいは増加[4]など、筋収縮力への直接的な影響の他、筋細胞の増殖[1]や分化[2]など、筋構築への影響などが報告されており、これらは加えられる熱の強度と期間によって影響されることも知られている。しかしながら、筋肉の収縮機能に対する温熱ストレスの影響については、未だ不明瞭な点も多い。その要因としては、生体を用いた検討では、筋のみならず血流量やホルモンなどへも影響を与えることから、筋肉への純粋な影響を評価することが困難であることが挙げられる。また、培養細胞を用いた検討では、収縮力を直接測定することすら容易でない。

我々は、三次元的に構築した培養骨格筋を用い、筋収縮特性を測定できるモデルを作製している[5]。本研究では、筋組織への直接的な温熱ストレスの影響を評価すべく、培養筋の収縮力に対する温熱ストレスの影響を、以下の3条件に分けて検討した。1.分化初期段階に温熱ストレスを与える事で起こる収縮力の変化、2.温熱ストレスが収縮力に与える直接的な影響、そして、3.2の後に通常体温に戻して培養を継続する事で起こる影響、である。これらから温熱ストレスが培養筋の収縮特性に及ぼす効能を評価することで、温熱ストレス評価法としての有用性を検討した。

2. 方法

2.1 細胞培養

マウス横紋筋由来株化細胞(C2C12細胞，European Collection of cell culture)を使用した。100mmコラーゲンコートデッシュに5,000cells/cm^{2}の密度でC2C12細胞を播種し、増殖培地(Growth Medium (GM): 10%ウシ胎児血清及び1%抗生物質を含むHigh-glucose Dulbecco's modified Eagle's medium (HG-DMEM))で培養した。その後、37℃，5%CO2, 95%大気，湿度100%の環境下でサブコンフルエント状態になるまで培養した。

2.2 培養骨格筋の作製

細胞を除去し、脱エラスチン線維化したブタ大動脈壁を円状に切り抜いて人工腱組織を作製した。また、Cellmatrix Type I-A(新田ゼラチン)からなるコラーゲンゲル溶液に、C2C12を1.0×10^{7}cells/mlの濃度になるように懸濁した。間隔を空けて配置した2つの人工腱の間に均一になるようにコラーゲンゲル溶液を100µl播種し、30分間37℃、5%CO_2、95%大気、湿度100%の環境下でゲル化させ、培養筋を作製した。

2.3 培養骨格筋の培養

培養筋作製後、2日間GMにて静置培養し、分化培地(Differentiation Medium (DM): 7%ウシ胎児血清及び1%抗生物質を含むHigh-glucose Dulbecco's modified Eagle's medium (HG-DMEM))に交換後、37℃、5%CO_2、95%大気、湿度100%の環境下で1～3週間培養した。なお、培地は2日毎に交換した。

2.4 分化初期段階における温熱ストレス

作製した培養筋を分化誘導開始直後から12～24時間39℃の環境下に移し温熱ストレスを与えた。その後37℃に戻して分化誘導開始から7日目になるように培養し、等尺性収縮力を測定した。

2.5 直接収縮力に影響を及ぼす温熱ストレス

培養終了直前の12～48時間に39℃の温熱ストレスを与え、等尺性収縮力を測定した。なお、培養期間は分化誘導開始からそれぞれ7、14日目になるように培養した。

2.6 温熱ストレスの後の影響

2.5の培養骨格筋を37℃環境下に戻して7日間培養を継続し、等尺性収縮力を測定した。

2.7 等尺性収縮力測定

所定期間の培養終了直後、定格容量50mNの荷重センサ(LVS-5G, 共和電業)と微動ステージを用いた自作の収縮力測定装置に、白金平板電極間に培養骨格筋の長軸方向を挟み込むように取り付けた。長さを調節して荷重の変化が安定するまで静置した後、培養液に1.1V/mm、パルス幅20msecの単発電気パルス刺激を印加し、培養骨格筋に惹起された等尺性収縮力を測定した。電気刺激の信号源としてはFunction generator (WF1974, NF回路ブロック設計)を使用し、高速電力増幅器(HAS-4101, NF回路ブロック設計)により増幅した。荷重センサによって得られた信号は、動歪みアンプ(DPM-711B, 共和電業)及びデータロガー(PCD-320A, 共和電業)を介し、500Hzのサンプリング周波数でデジタル化した。

3. 結果

3.1 分化初期段階における温熱ストレス

培養骨格筋を分化誘導開始直から12～24時間39℃の環境下に移し温熱ストレスを与えた後、37℃に戻して分化誘導開始から7日目になるように培養し、等尺性収縮力を測定したところ、温熱ストレスを与える時間が長い程収縮力が低下した(Fig.1)。

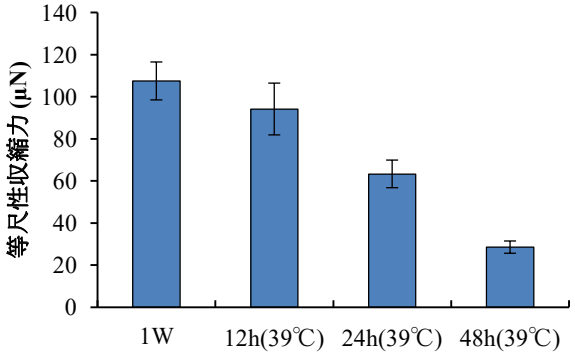


Fig.1 分化初期段階における温熱ストレスの影響

3.2 直接収縮力に影響を及ぼす温熱ストレス

培養終了直前の24～48時間に39℃の温熱ストレスを与え、等尺性収縮力を測定したところ、培養1W・2W共に温熱ストレスを与えることで収縮力が低下した(Fig.2)。

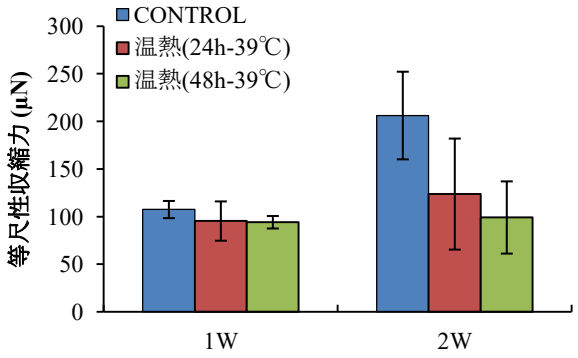


Fig.2 直接収縮力に対する温熱ストレスの影響

3.3 温熱ストレスの後の影響

培養1Wから2Wの培養筋において、温熱ストレスを与えた直後の等尺性収縮力と、温熱ストレスを与えた後に培養して等尺性収縮力を測定したものを比較した。その結果、温熱ストレス24・48時間共に収縮力が増加した。

また、培養3Wから4Wの培養筋で、温熱ストレスを与えた直後の等尺性収縮力と、温熱ストレスを与えた後に培養して等尺性収縮力を測定したものを比較した。その結果、温熱ストレス24・48時間共に収縮力が増加した。

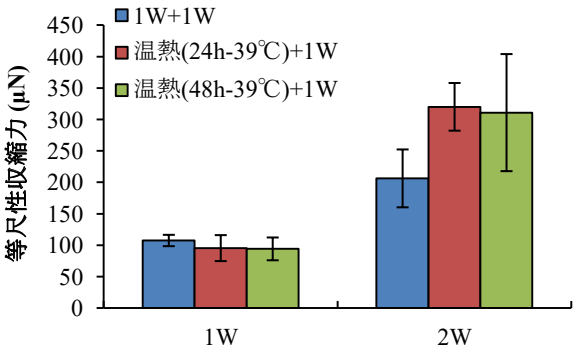


Fig.3 温熱ストレスの後の影響(1W, 2W)

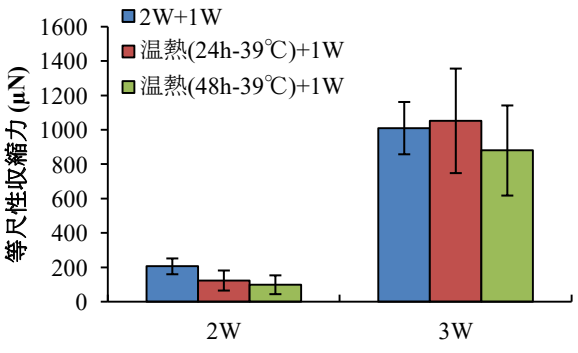


Fig.4 温熱ストレスの後の影響(2W, 3W)

4. 考察

分化誘導後すぐに温熱ストレスを与えて培養した結果、温熱ストレスを与える時間が長い程収縮力が低下した(Fig.1)。これは、分化誘導開始直後に与えた温熱ストレスが増殖[1]・分化[2]両方に影響を与えたが、増殖期から分化期への移行が抑制されたため、分化・融合が未熟になり、収縮機構の構築が遅れることで収縮力が弱くなったと考えられる。

一方、直接収縮力に影響を及ぼす温熱ストレスの結果では、培養1W・2W共に温熱ストレスを与えたものは収縮力が低下した(Fig.2)。こちらも温熱ストレスにより分化に影響を与えたが、温熱ストレスを与えた後の1、2日間の短い期間に行われる分化促進効果では収縮機構に対する影響は少なく、収縮機能によるものだと考えられる。

温熱ストレスの後の影響の結果から、温熱ストレスを与えた直後は収縮力の低下がみられるが、その後培養する事によってコントロールの培養筋と同等もしくはそれ以上に収縮力が増加した(Fig.3, Fig.4)。この現象は以下の2つの理由が考えられる。すなわち、1.収縮力が低下したが培養により収縮力が回復した、2.収縮力が低下した後に収縮力が増加した、である。1は筋疲労のような動態であり、収縮力の低下は一過的なもので回復するが、2は温度上昇により培養筋が損傷を起こす事で収縮力の低下が起きた後に、温熱ストレスによる分化・成熟が増進する事で収縮力の増加が起きたと説明できる。この収縮力の低下と収縮力の回復については、さらに検討を進める必要がある。

以上、本研究から、培養骨格筋を用いることで、温熱ストレスが筋肉の収縮機能に与える純粋な影響が評価し得ることが示唆された。

5. 参考文献

1) Uehara K1, Goto K, Kobayashi T, Kojima A, Akema T, Sugiura T, Yamada S, Ohira Y, Yoshioka T, Aoki H.: Heat-stress enhances proliferative potential in rat soleus muscle. Jpn J Physiol. 2004 Jun;54(3):263-71.

2) Yamaguchi T1, Suzuki T, Arai H, Tanabe S, Atomi Y.: Continuous mild heat stress induces differentiation of mammalian myoblasts, shifting fiber type from fast to slow. Am J Physiol Cell Physiol. 2010 Jan;298(1):C140-8. doi: 10.1152/ajpcell.00050.2009. Epub 2009 Jul 15.

3) Naito H1, Powers SK, Demirel HA, Sugiura T, Dodd SL, Aoki J.: Heat stress attenuates skeletal muscle atrophy in hindlimb-unweighted rats. J Appl Physiol (1985). 2000 Jan;88(1):359-63.

4) Goto K1, Oda H, Kondo H, Igaki M, Suzuki A, Tsuchiya S, Murase T, Hase T, Fujiya H, Matsumoto I, Naito H, Sugiura T, Ohira Y, Yoshioka T.: Responses of muscle mass, strength and gene transcripts to long-term heat stress in healthy human subjects. Eur J Appl Physiol. 2011 Jan;111(1):17-27. doi: 10.1007/s00421-010-1617-1. Epub 2010 Aug 28.

5) Nakamura T1, Takagi S2, Kamon T3, Yamasaki KI4, Fujisato T5.: Development and evaluation of a removable tissue-engineered muscle with artificial tendons. J Biosci Bioeng. 2017 Feb;123(2):265-271. doi: 10.1016/j.jbiosc.2016.08.003. Epub 2016 Sep 9.

脱細胞化スライス脳への神経細胞播種法の検討

○木村剛（医科歯科大），中村奈緒子（芝浦工大），橋本良秀（医科歯科大），

小田原あおい（東北工大），鈴木郁郎（東北工大）,岸田晶夫（医科歯科大）

Tsuyoshi KIMURA, Naoko NAKAMURA, Yoshihide HASHIMOTO, Aoi ODAWARA, Ikuro SUZUKI, Akio KISHIDA,
Tokyo Medical and Dental Univ., Tohoku Inst. Tech.

1. 緒言

神経機能解明や神経疾患機序の解明などの神経科学では、神経細胞の in vitro 培養技術が進展し、多くの知見が得られている。近年、生体に近い環境である 3 次元的培養方法に関する研究が活発に行われており、従来の 2 次元培養と異なる形態や分化等の細胞機能を示すなどの新たな知見が得られ始めている。3 次元的培養方法としては、発生学に基づいた幹細胞からのオルガノイド形成と組織工学に基づく細胞足場培養がある。いずれも一長一短であり、発展途上の段階であるが、3 次元培養における特徴は、細胞を支持する細胞外基質(ECM)が細胞挙動に大きく寄与している点にある。

細胞足場培養においては、ECM 成分からなるゲルやスポンジなどの人工合成マトリクス基材を用いた研究主流であるが、最近、新しい ECM マトリクス足場として、生体組織から細胞成分を除去した脱細胞化組織が注目されている。生体組織構造や多種類の ECM 成分を有している等の特徴がある。脱細胞化組織の調製方法は、界面活性剤を用いた方法が多いが、脳は領域ごとに細胞種や細胞機能が異なるため、単一成分の ECM だけでなく構造や組成に着目する必要がある。そこで、我々は、構造維持に優れた脱細胞化法である高静水圧(HHP)印加法の脳への応用を検討した。本研究では、薄切化した脱細胞化脳にラット胎児由来脳細胞を導入し、in vitro 脳組織再構築を目的として、神経細胞によるネットワーク形成の好適条件を検討した。

Fig. 1　Figure caption

2. 実験

2-1. 脳の採取

Wistar rat (male, 0.2-0.22 kg weight, 9-weeks-old)を三協ラボサービス株式会社より購入し、ソムノペンチル麻酔後に頸動脈切開により安楽死させた。脳を摘出し、4 ℃にて 80% エタノール含有生理食塩水中に保存した。

2-2. 脱細胞化脳の調製

大脳を 1~2mm 厚の冠状断にスライスし薄切脳を調製した。その後高静水圧印加装置 Dr. CHEF ((株)神戸製鋼所)を用い、10℃にて 1,000MPa の高静水圧印加処理を 10 分間行った。DNase I・$MgCl_2$ 含有生理食塩水で 4℃にて 7 日間浸漬後、80 % エタノール含有生理食塩水に 4℃に 3 日間、クエン酸ナトリウムバッファーに 4℃に 3 日間浸漬させた。

2-3. 組織学的評価

未処理および脱細胞化薄切脳を 10 %中性緩衝ホルマリン液で固定し、ヘマトキシリン-エオジン(H-E)染色し、光学顕微鏡により観察した。

2-4. 残存 DNA 定量

凍結乾燥した未処理および脱細胞化薄切脳に組織溶解液を添加し、55℃にて 24 時間組織分解させた。フェノール/クロロホルム法によりゲノム DNA を抽出し、エタノール沈殿後、紫外-可視分光光度計を用いて 260 nm の吸光度を測定、DNA 量を算出した。

2-5. ラット胎児由来脳細胞の採集

Wistar rat (female, 18-days-old)を購入し、腹腔内から胎児を摘出した。胎児から脳を摘出後、細胞を採集した。

2-6. ラット胎児由来脳細胞の播種

HHP 処理脳断面上でラット初代神経細胞の培養実験を行った。培地として 2% B-27 Supplement、0.5mM L-glutamine、100 U/ml penicillin、100 μg/ml streptomycin 含有 MACS®Neurobasal Medium(Miltenyi Biotec)を調製後、4 つの条件を設定した(Tab.1)。HHP 処理薄切脳を PBS 中に静置し、ラミニン(L2020、Wako)を添加して37℃にて2時間浸漬させた。上述の 4 種類の培地中にそれぞれ薄切脳を静置し、ラミニン(同上)を添加して 37℃にて 2 時間浸漬させた。$1.0x10^5$-$4.0x10^6$ cells/sample のラット胎児由来脳細胞を播種し、7-21 日間培養した。

Tab. 1 Medium condition and its constituents.

	A	B	C	D
10% FBS	○	○	—	—
10% Condition medium	○	—	○	—*

* Medium exchange : ○

2-7. 免疫組織化学染色

所定時間培養した各 HHP 処理薄切脳を、Rat Anti--tubulin 、Rat Anti-GFAP、Alexa488 goat anti mouse IgG および Alexa546 goat anti rabbit IgG、にて染色し、蛍光顕微鏡観察を行った。

3. 結果と考察

HHP 処理脳は形態を維持していた。H-E 染色より、HHP 処理脳では、脱細胞化後の組織構造の崩壊は認められなかった(Fig. 1)。全ての脱細胞化脳で DNA 量は減少し、約 15%の残存量を示した。

ラット胎児由来脳細胞は、神経幹細胞、神経細胞、アストロサイト等が混合した細胞であり、培養条件にて細胞の基材への接着、増殖、神経ネットワーク形成が異なる。ラット胎児から採取した神経細胞を、TCPS および HHP 処理薄切脳に播種し、種々の条件にて細胞培養を行った。培養条件として、(1)培養期間、(2)培地への FBS およびコンディションメディウムの添加の有無、(3)細胞播種密度、(4)細胞の会合(クラスター)および分散(シングル)状態を様々に設定し、脱細胞化脳上での神経細胞の接着、増殖、ネットワーク構築を検討した。

(1)培養期間については、7、21 日での TCPS および脱細胞化脳上の比較を行った。TCPS では、7 日で神経細胞は接着、増殖し、神経ネットワークが形成されており、21 日にはネットワークの拡張および神経軸索径の増大に示される神経細胞の成熟が観察された。一方の脱細胞化脳では、7 日では細胞はほぼ接着せず、21 日にて接着、増殖、ネットワーク形成が観察された。また、脱細胞化脳上では海馬や髄質に比べ新皮質領域にて細胞接着性が有意に高かった。これらの結果から、培養 21 日間かつ新皮質上での細胞接着、増殖、ネットワーク形成を詳細に検討した。

(2)FBS およびコンディションメディウムの有無について、10%FBS と 10%コンディションメディウムの組み合わせで培養を行い、蛍光免疫染色後に共焦点顕微鏡にて観察した。FBS 不含有条件では、細胞はほぼ観察されなかった。一方、FBS 含有条件では、神経細胞とアストロサイトの接着、および神経細胞の軸索伸展が観察され、FBS が脱細胞化脳上での神経細胞の培養における必要因子であることがわかった。

(3)細胞播種密度について、$0.1x10^6$、$1.0x10^6$、$4.0x10^6$ cells/sample の低、中、高密度の条件を比較した。低密度の細胞播種では、細胞の接着は観察されず、密度の増加に伴い細胞接着が示された。中密度では、アストロサイトが接着、伸展し、アストロサイト間の接合も観察された。また、神経細胞の軸索伸展も観察された。高密度では、中密度に比して、接着、伸展したアストロサイトの数は増加し、神経細胞の密度および軸索の増加も示された。特に、多数の細胞が会合したクラスター状態が観察され、クラスターから展開したと思われる細胞同士の接合も示された(Fig. 2)。

(4)神経細胞の採集時において、細胞がある程度会合したクラスター状態と、細胞ごとに独立したシングル状態で調製し、脱細胞化脳上での細胞挙動の違いを検討した。前述のクラスター状態播種に比して、シングル状態播種では、比較的均一に接着、伸展したアストロサイトが観察された。また、局所的ではない、拡がりのある神経細胞のネットワーク形成が観察された（Fig. 3）。

以上より、FBS 存在下、高密度、シングル状態で脳細胞を播種することで、高密度かつ均質な神経ネットワークを脱細胞化脳上で形成させることができた。しかしながら、脳組織を類似した神経ネットワークを形成するには至らなかった。すなわち、当初では、in vivo での脱細胞化組織の移植において、異所性においても移植した脱細胞化組織に応じた組織再構築(例えば、骨髄の皮下移植時に皮下での骨髄再構築などがなされるため、脱細胞化脳が有する脳特有の構造を反映した神経ネットワークを形成し、また脱細胞化脳の内部へ細胞が浸潤すると期待していたが、結果は大きく異なった。この in vivo と in vitro 反応の相違については、今後も検討すべき課題と言える。

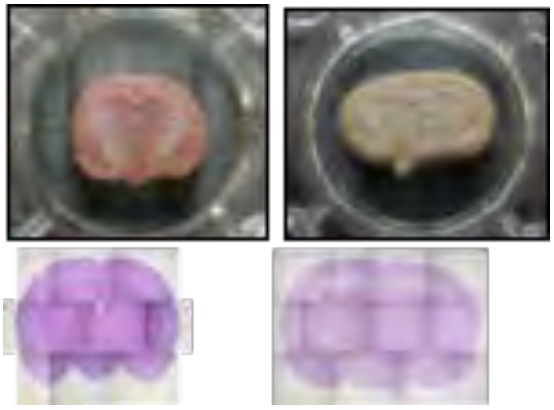


Fig. 1. (Left) untreated sliced brain and (right) HHP decellularized sliced brain.

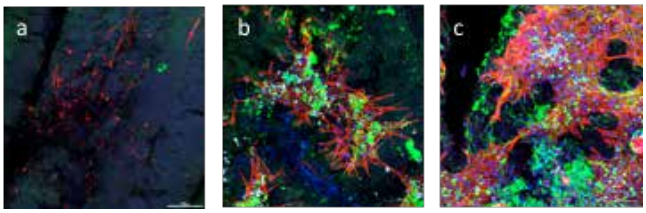


Fig. 2. Photographs of immune stained neural primary cells on the HHP decellularized sliced brains. The neural primary cells were seeded with “cluster state” at (a)$1.0x10^5$, (b) $1.0x10^6$ and (c) $4.0x10^6$ cells and cultured for 21 days. Scale bar: 100 µm. Blue: nucleus, Green: Neuron, Red: Astrocyte.

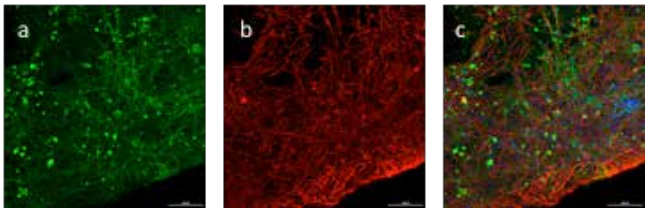


Fig. 3. Photographs of immune stained neural primary cells on the HHP decellularized sliced brains. The neural primary cells were seeded with “dispersion state” at $4.0x10^6$ cells and cultured for 21 days. Scale bar: 100 µm. Blue: nucleus, Green: Neuron, Red: Astrocyte.

謝辞

本研究の一部は、医歯工連携による医療イノベーション創出事業、生体医歯工学共同研究拠点、ライフイノベーションマテリアル創製共同研究プロジェクト、基盤研究（B）の助成を受けて行われた。

ヒトiPSC由来神経ネットワークの電気活動で動く知的ロボットの開発

横井　れみ*（東北工業大学工学部電気電子工学科）
小田原　あおい（東北工業大学大学院工学研究科　電子工学専攻，
東北大学　材料科学高等研究所，日本学術振興会）
鈴木　郁郎（東北工業大学工学部電気電子工学科，
東北工業大学大学院工学研究科　電子工学専攻）

Development of an intelligent robot driven by electric activity of human iPSC-derived neural network

Remi Yokoi*,(Tohoku Institute of Technology Department of Electrical and Electronic Engineering)
Aoi Odawara, (Tohoku Institute of Technology Graduate Department of Electronics,
Tohoku University AIMR,JSPS)
Ikuro Suzuki, (Tohoku Institute of Technology Department of Electrical and Electronic Engineering,
Tohoku Institute of Technology Graduate Department of Electronics)

Based on the plasticity phenomenon of human iPSC-derived neurons, we aimed to create a robot to learn. The robot moves based on the activity information of the neural network and constructed a system for feedback electric stimulation to the neural network based on the visual information of the robot (distance information to the wall). By repeatedly feeding back electrical stimulation dependent on the distance to the wall, the activity characteristics for the stimulation of the neural network changed, and the robot successfully avoided the wall based on neural network activity. It is the first report that creates an intelligent robot that operates in a cultured human nerve network.

キーワード：ヒトiPS細胞由来ニューロン，自律型ロボット，ニューロロボティクス，学習，フィードバック，電気刺激
(Keywords: Human iPSC derived neurons, Autonomous robot, Neuro-robotics Learning, Feedback, Electrical stimulation)

1.　初めに

我々は，記憶・学習などの高次脳機能に関与する神経ネットワークの可塑性現象（LTP/LTD現象）がヒトiPSC由来ニューロンにおいても見られることを電気刺激実験により報告している(1)．また，ラットの培養神経細胞とロボットを接続し，電気刺激の前後で神経ネットワーク活動が変化することによって，ロボットの動作が変化するという研究報告がある(2-5)．これらのことから，電気刺激によるヒトiPSC由来神経ネットワークの可塑現象を利用したロボット制御が可能で，さらに，ロボットの動作変化の過程で見られる神経ネットワークの特性を解析することでヒト脳回路における記憶・学習の原理の理解につながる可能性があると考えた．本研究は，ロボットからの外部情報を電気刺激として入力し，ヒトiPSC由来神経ネットワークの自発活動を変化させ，その変化に基づいてロボットを動作させるフィードバックループにより，神経動に基づいて学習する知能ロボットの創生を目的とした．

2.　方法

〈2･1〉　ヒトiPSC由来神経ネットワークの培養

MEA基板上にヒトiPSC由来大脳皮質ニューロン(Xcell)を3.0×105 cells/cm2程度の密度で培養し，

培養 17 週に電気刺激計測を行った.

〈2･2〉　活動電位計測及び刺激計測

神経ネットワークに入力する電気刺激は，30 μA のパルスを 10ms 間隔で 5 発を 1train とし，刺激の train 数が 2train を 1 セットとする場合から 20train を 1 セットする場合を設定し，それぞれの刺激セットを 20 秒間隔で 10 セット与えた(Fig.1A)．その後の自発活動の変化を評価した．波形データは MEA システム(MED64-basic；Alpha Med Scientific)で記録した. 解析は, 電気刺激中の発火頻度の変化と，刺激後の自発活動の変化を解析した．解析は，刺激 1 sec 後から次の刺激入力までの間及び，刺激後 10 min を対象とした.

〈2･3〉　ロボットの作製

壁までの距離を検知するために赤外線センサーを組み込み，内部には神経活動データを処理するためのマイコンを搭載したロボットを作製した(Fig 1B).

〈2･4〉 フィードバック刺激

神経ネットワークの 1 sec ごとの発火数に対応した速度でロボットが走行し，ロボットと壁までの距離に応じた三段階の強度の電気刺激を神経ネットワークにフィードバックするシステムを構築した(Fig.1C).このシステムにより，ヒト神経ネットワークに壁を学習させ，ロボットに壁を回避させることを試みた.

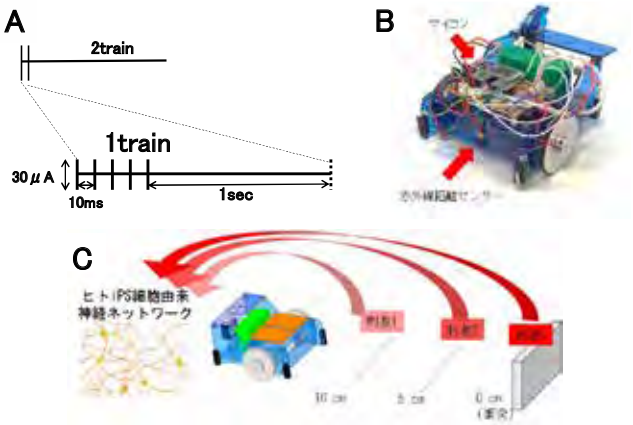


Fig.1 (A)電気刺激パターン．(B)作製したロボット．(C)フィードバックシステム.

3.　結果と考察

〈3･1〉　ヒト iPSC 由来神経ネットワークの培養

MEA 上にヒト iPSC 由来ニューロンを培養し結果，凝集することなく神経ネットワークが長期間培養されている様子が確認された(Fig.2).

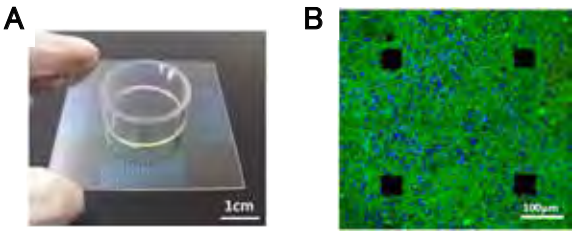


Fig.2　ヒト iPSC 由来神経ネットワークの培養
(A)MEA 基盤．(B)免疫化学染色画像.

〈3･2〉　活動電位計測及び刺激計測

刺激の train 数を 2~20train の間で検討した結果，刺激中の自発活動は train 数の増加と共に弱まっていった．しかし，10train 以降は顕著な変化は見られなかった(Fig.3A)．また，2train の電気刺激直後の自発活動のばらつきは 2,4,6…16,18,20train の刺激を 10 セットずつ入力することによって顕著に減少した(Fig.3B). さらに, 刺激後の自発活動には刺激間隔と相似した発火リズムの刷り込みが観察された(Fig.3C).

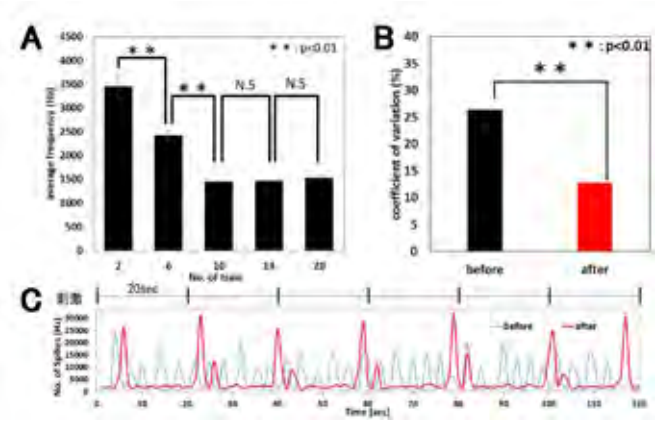


Fig.3　活動電位計測及び刺激計測
(A)刺激 train 数に依存した発火頻度の変化.
(B)2train 刺激後の発火頻度のばらつき.
(C)電気刺激前後の自発活動.

〈3･4〉フィードバック刺激

神経ネットワークとロボットを接続し，構築したフィードバックシステムを用いてロボットを壁に向かって走行させた．フィードバック刺激強度は刺激 1 を 2train，刺激 2 を 6train，刺激 3 を 10train とした．また，ロボットは 5 sec 間の神経ネットワーク活動のばらつきが 50 以下になると旋回するように設定した．60 回のフィードバック実験を行い，最初の 10 回と最後の 10 回におけるロボットの挙動を比較した．その結果，最初の 10 回では刺激 3 を与えたときに 20 %の確率で壁を回避した．最後の 10 回では回避する確率が 70 %に上昇，刺激 1，刺激 2，刺激 3 を与えたときに壁を回避する確率は，70%の内，それぞれ 10 %，20 %，40 %であった(Fig.4)．

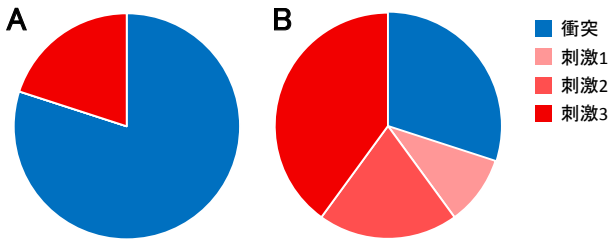


Fig.4　ロボットが壁を回避する確率
(A)1-10 回目．(B)51-60 回目．

4.　まとめ

壁までの位置を検出し，自発活動の発火頻度に応じて動くロボットを作製した．ロボットからヒト iPSC 由来ニューロンへのフィードバック刺激により，壁を 70%の確率で回避する知能ロボットが創生できた．今回は，電気刺激後の自発活動のばらつきを指標としたが，Fig.3C で示すように，電気刺激間隔と同様な自発活動リズムが刺激後に現れる興味深い結果も得られた．今後は，刺激条件と自発活動波形の詳細な解析を行うことで，自発活動の中に内在する記憶・学習特性の理解を進めて行きたい．

文　　献

(1) Odawara A., Katoh H., Matsuda N. and Suzuki I*.：“Induction of long-term potentiation and depression phenomena in human induced pluripotent stem cell-derived cortical neurons.” ***BBRC*** Vol.469, No. 4, pp.856-862 （**2016**）.
(2) Bakkum DJ, Gamblen PM, Ben-Ary G, Chao ZC, Potter SM.： “MEART: The semi-living artist.” ,***Frontiers in Neurorobotics.*** 1,5. pp.1-10. （**2007**）
(3) Kudoh S.N. “Design for Information Processing in Living Neuronal Networks" in Engineering Creative Design in Robotics and Mechatronics.” ***IGI grobal.*** pp. 25-40. （**2013**）
(4) Kudoh S.N., Hamada R., Minoshima W., Ito H. “2-D mapped neuronal-activity-patterns for generating behaviors of Neurorobot Vitroid" MEA Meeting 2016 conference abstract ***Frontiers .*** pp. 1-2. （**2016**）
(5) Takahashi H., Ysuda S., Yada Y., Kanzaki R. “Reservoir computing with dissociated neuronal culture" MEA Meeting 2016 conference abstract ***Frontiers .*** pp. 1-2. （**2016**）

培養ヒトiPS細胞由来中枢神経ネットワークに睡眠・覚醒リズムを惹起させる為の基礎検討

岡部　美穂*（東北工業大学工学部電気電子工学科）
松田　直毅（東北工業大学大学院工学研究科電子工学専攻）
小田原　あおい（東北工業大学大学院工学研究科電子工学専攻，
東北大学　高等材料科学研究所，日本学術振興会）
辛島　彰洋（東北工業大学大学院工学研究科電子工学専攻）
鈴木　郁郎（東北工業大学大学院工学研究科電子工学専攻）

1. はじめに

ヒト iPSC 由来ニューロンを用いた創薬開発への応用が期待されている。しかし、ヒト iPS 由来ニューロンは培養細胞であり、必ずしも生体脳現象を再現しているとは言えない。そこで、細胞へのアプローチが厳密にできる 2 次元培養下で生体現象を一部再現できれば、生体を模倣した精度の高い薬効評価が可能となると考えられる。本研究では、生体概日リズムに着目した。生体脳の睡眠において、脳幹のアミンニューロン（ノルアドレナリン・ヒスタミン・セロトニン）やコリンニューロンが睡眠-覚醒状態を制御していること、睡眠-覚醒状態依存的に大脳皮質内アミン・コリン濃度が変化することが明らかとされている[1-4]。アミンやコリンなどの脳内化学物質によりヒト iPSC 由来ニューロンに睡眠-覚醒のリズムを惹起することができれば、生体概日リズムに依存したヒト神経系の薬効を in vitro で見出せる初の評価系となる可能性がある。そこで、本研究では、脳内物質投与によって、睡眠・覚醒時における電気活動を模倣できるかを検討することとした。具体的には、アセチルコリンおよびセロトニン投与におけるヒト iPS 細胞由来ニューロンの活動変化を調べた。比較としてラット大脳皮質細胞を用いて同様の実験を行った。

2. 方法

〈2･1〉　培養

MEA 基板に Rat 大脳皮質神経細胞およびヒト iPS 細胞由来大脳皮質ニューロン(XCell)をそれぞれ 5.0×10^5 cells/cm^2、3.0×10^5 cells/cm^{2}程度で培養した。Rat 神経細胞は培養 2 週目以降、ヒト iPS 細胞由来神経細胞は培養 5 週目以降から計測を行った。

〈2･2〉　計測

睡眠-覚醒に関わる脳内神経伝達物質の濃度依存性を調べるため、Rat 神経細胞および、ヒト iPS 細胞由来神経細胞に濃度 0.1 nM，1 nM、10 nM、100 nM、1 μM[5] のセロトニン、アセチルコリンをそれぞれ投与し、直後 10 分間の自発活動の変化を調べた。

3. 結果

〈3･1〉　セロトニン濃度依存

ヒト iPS 細胞由来ニューロンにセロトニンを投与した結果、発火数は濃度依存的に減少し、1 μM投与時に投与前に比べて有意差が見られた。ラット神経細胞に投与した場合、サンプル間のバラつきが大きかったが、1 μM投与時に有意に発火数が上昇していた(Fig.1)。発火数の解析においては、ヒト iPS 細胞由来ニューロンと Rat 大脳皮質ニュートンで異なる結果となった。また、ラット大脳皮質では、サンプル間のバラつきが大きかったのに対し、ヒト iPS 細胞由来ニューロンではラットに比べバラつきは少なかった。

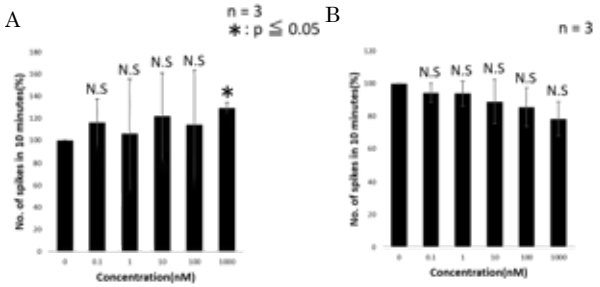


Fig.1 セロトニン濃度に依存した自発活動の変化
(A)Rat 神経細胞におけるセロトニン濃度に依存した発火数。投与前（0）を 100%とした。平均±S.E.。(B) ヒト iPS 細胞由来ニューロンにおけるセロトニン濃度に依存した発火数。

〈3･2〉　アセチルコリン濃度依存

アセチルコリン投与直後の自発活動は Rat 神経細胞では、投与前と比較すると発火頻度の上昇傾向が見られたが、サンプル間のバラつきが大きく、濃度依存性も認められなかった。(Fig.2 A)。一方、ヒト iPS 細胞ではアセチルコリン投与により、1 nM までは発火頻度の上昇が見られ最大で 118%となったが、それ以降の濃度では減少し 1 μM で 75%まで減少した(Fig.2 B)。

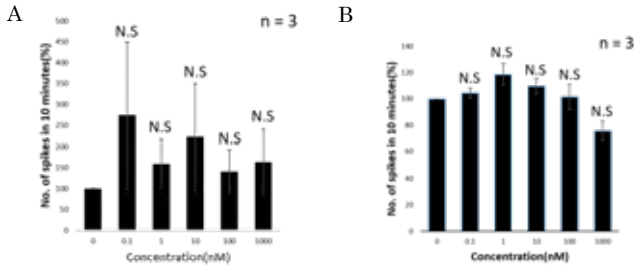


Fig.2 アセチルコリン濃度に依存した自発活動の変化
(A)Rat 神経細胞のアセチルコリン濃度依存。(B) ヒト iPS 細胞由来ニューロンのアセチルコリン濃度依。

〈3･3〉　セロトニンとアセチルコリンの比較

In vitro の神経ネットワーク活動の変化は同期バースト発火の変化として現れることから、次に、同期バースト発火の個数について解析を行った。ヒト iPS 細胞由来ニューロンにセロトニン、アセチルコリンを投与した際の同期バーストの個数は、両試薬ともに 0.1 nM で最大となった。その後、セロトニンでは緩やかな減少が見られ、アセチルコリンにおいては、1 μM 投与時において、顕著な減少が見られた(Fig.3 B)。ラット神経ネットワークは、サンプル間のバラつきが非常に大きかった為、解析の対象外とした。

次に、Fig4 に示す、64 電極で得られた発火のヒストグラム（Bin size:50ms）から同期バースト発火毎の最大値（ピーク値）、および最大値の時刻も基に計算した Inter peak interval(IPI, ピーク間隔)について解析した。セロトニンの場合、濃度に関わらず IPI とピーク値の変動係数に有意差は見られなかった。(Fig.4,5)

一方、アセチルコリンの場合、濃度が高くなるにつれてピーク値のばらつきと IPI の変動係数が大きくなり、1 μM 投与において有意差が見られた(Fig.6,7) 。100 nM、1 μM 投与において、投与後数分間、同期バースト発火が消失し、時間と共に、同期バースト発火が生成される特徴的な様子が観察された。セロトニン投与においては、同期バースト発火が消失する乱れは観察されず、また、低濃度のアセチルコリン投与においては、観察されなかったこと、同期バースト発火の消失時間が 100 nM に比べ、1 μM 投与時の方が長かったことから、アセチルコリンによるネットワーク活動の変化を捉えたものだと考えられる。より詳細な解析により、濃度依存性を見出すと共に、作用機序を明らかにする必要がある。

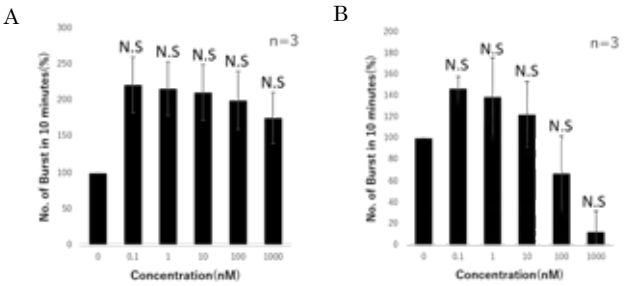


Fig.3 神経伝達物質投与による同期バースト個数の変化
(A)セロトニン投与時。(B)アセチルコリン投与時。

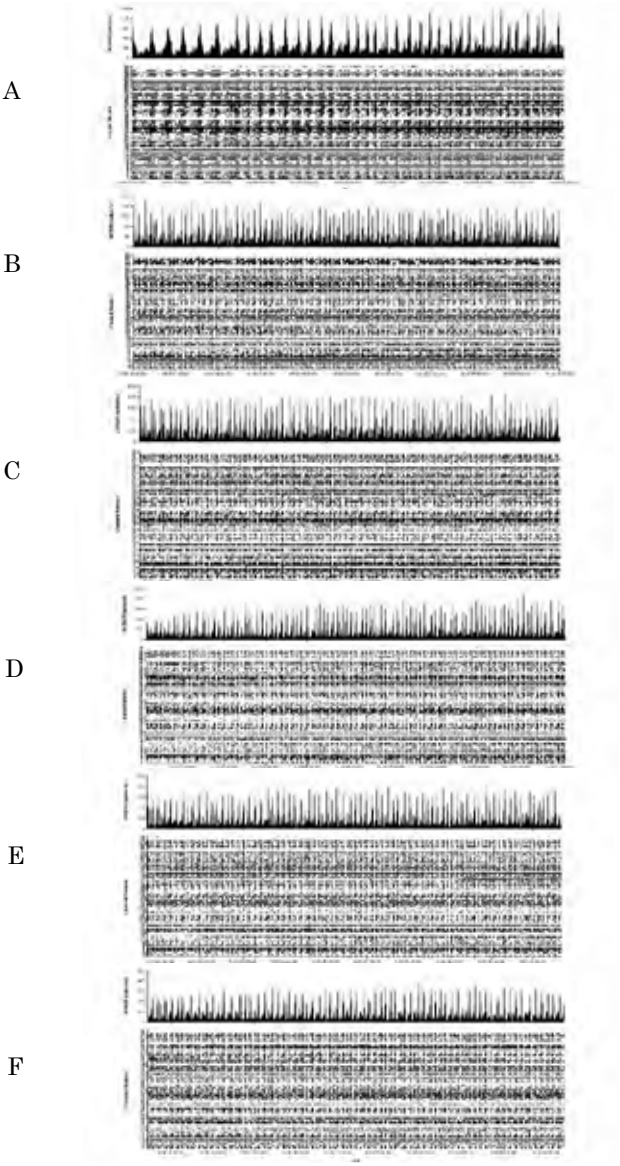


Fig.4 ヒト iPS 細胞由来ニューロンにおけるセロトニン濃度に依存したラスタープロットとヒストグラム
(A)Before。(B)0.1 nM。(C)1 nM。(D)10 nM。(E)100 nM。(F)1000 nM。

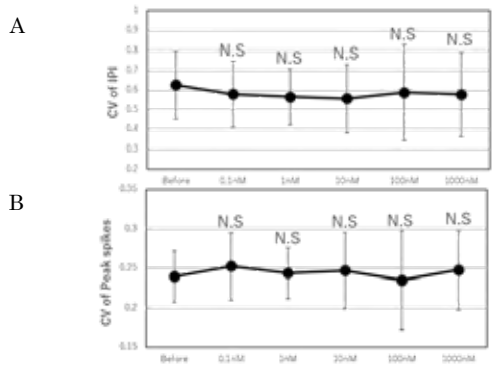


Fig.5 セロトニン濃度依存計測における IPI とピーク値の変動係数

(A)セロトニン濃度依存計測における発火から発火のピーク間の時間(IPI)の変動係数。 (B) セロトニン濃度依存計測における発火のピーク値の変動係数。

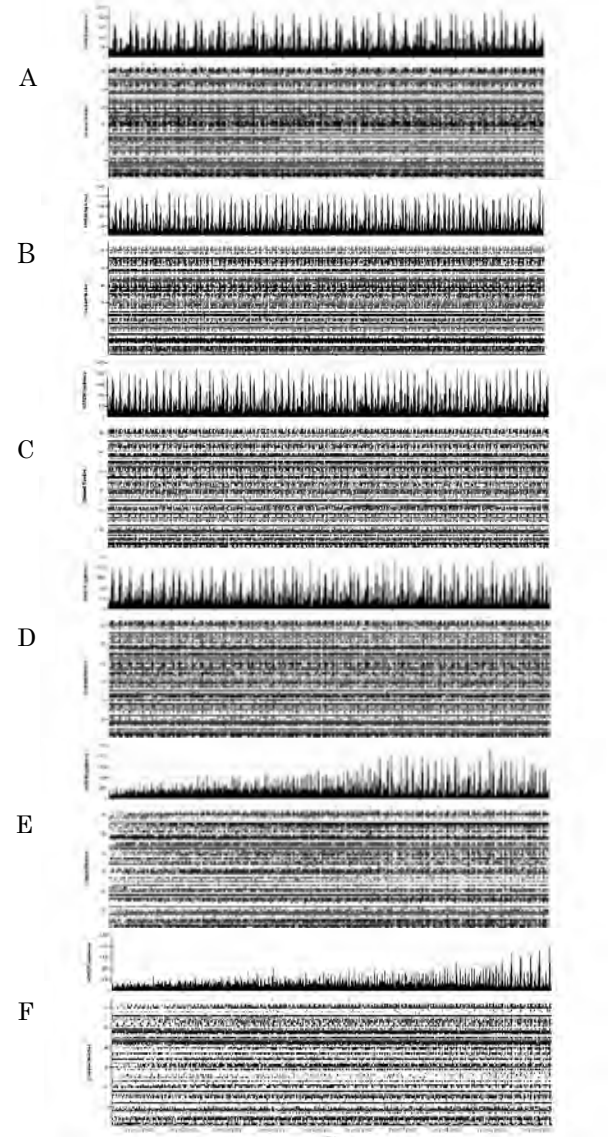


Fig.6 ヒト iPS 細胞由来ニューロンにおけるアセチルコリン濃度に依存したラスタープロットとヒストグラム

(A)Before。(B)0.1nM。(C)1nM。(D)10nM。(E)100nM。

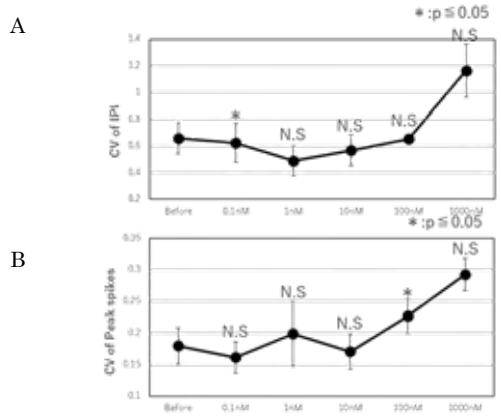


Fig.7 アセチルコリン濃度依存計測における IPI とピーク値の変動係数

(A) アセチルコリン濃度依存計測における発火から発火のピーク間の時間(IPI)の変動係数。(B) アセチルコリン濃度依存計測における発火のピーク値の変動係数。

4. まとめ

本研究では、睡眠・覚醒時における脳内の電気活動の模倣を目的に、覚醒時に作用する神経伝達物質であるセロトニン、レム睡眠時に特に作用する神経伝達物質であるアセチルコリンを用いて、ヒト iPS 細胞由来ニューロンおよびラット大脳皮質ニューロンに対する電気活動変化の検出を試みた。

ヒト iPS 細胞由来ニューロンおよび Rat 大脳皮質神経細胞共に、0.1 μM セロトニン、アセチルコリン投与において、同期バースト発火の増大が見られた。但し、試薬に対する反応なのか、溶液投与による影響なのかは定かではなく、今後の検証が必要である。また、ラット神経ネットワークは薬剤投与前の自発活動パターンのバラつきが大きく、セロトニン、アセチルコリン投与に対して、変化は示したものの、定量的なパラメータ検出には至らなかった。サンプルの調整法を検討する必要がある。ヒト iPS 細胞由来大脳皮質ニューロンにおいてはラットに比べ安定していたものの、顕著な濃度依存性を検出できたとは言えない。セロトニン、アセチルコリンに反応する受容体の発現とその量を確認する必要があると共に、投与濃度を再検討する必要がある。ただし、アセチルコリン投与で見られた同期バースト発火の消失と再リズム化の現象は興味深く、その作用メカニズムを明らかにする予定である。

今回の実験では、セロトニンとアセチルコリンに着目したが、より生体における覚醒時に近い状態を模倣するためにヒスタミンやノルアドレナリンなど複数の神経伝達物質を用いて同様の濃度依存実験を行うと共に、その組み合わせによる影響を調べて行く予定である。また、これらの神経伝達物質を概日リズムに合わせて投与することにより、概

日リズムの周期の発火パターンを模倣するための長期計測を行う予定である。

文　　献

（1） Steriade, Mircea. "Impact of network activities on neuronal properties in corticothalamic systems." Journal of neurophysiology 86.1 pp1-39. (2001)

（2） Lapierre, J. L., Kosenko, P. O., Lyamin, O. I., Kodama, T., Mukhametov, L. M., and Siegel, J. M. “Cortical acetylcholine release is lateralized during asymmetrical slow-wave sleep in northern fur seals.” Journal of Neuroscience, 27(44), 11999-12006. (2007)

（3） Maria V. Sanchez-Vives and David A. McCormick “Cellular and network mechanisms of rhythmic recurrent activity in neocortex”Nature Neuroscience 3, 1027 - 1034 (2000)

（4） Giulio Tononi and Chiara Cirelli “ Sleep function and synaptic homeostasis” Sleep Medicine Reviews,Volume 10, Issue 1,Pages 49–62 (2006)

（5） David A. McCormick and Wang Z.” Serotonin and noradrenaline excite GABAergic neurones of the guinea-pig and cat nucleus reticularis thalami.” Journal of Physiology, 442,pp235-255.(1991)

オルガノイドソーターを実現する3次元微小組織モデル「Cell ball」の開発

岡本　湧*　　小田原　あおい　　鈴木　郁郎（東北工業大学）

1. はじめに

細胞の特性を単一細胞レベルで高速解析するフローサイトメトリー解析法と特定の細胞を集団から分離・回収するセルソーターは，生命科学分野における基礎研究，および薬剤評価を始めとする創薬分野，再生医療の分野などで広く利用されている．しかしながら，現状のフローサイトメトリー技術には，限界がある．

一つ目は，対象となる細胞が浮遊細胞であり，シャーレから剥がすと表現型が失われダメージを受ける接着細胞への応用が困難な点である．現状，接着細胞に対する高速解析はマルチプレート解析[1]が主に用いられている．しかし，フローサイトメトリー解析と比較すると，解析後に細胞集団中の特定細胞を回収し再培養することは困難であり，解析により時間を要し，また試薬や培地等を大量に使用することによる実験コストの高さも解決すべき点である．以上から，接着細胞の特性を低コストでハイスループット解析し，特定の細胞も回収できる新しい計測法の開発が求められている．

二つ目は，対象が単一細胞に限られる点である．生体組織環境を模倣した細胞ネットワークの特性をフローサイトメトリー解析できれば，より高次の細胞機能のハイスループット解析が可能となり，生命科学分野の研究が加速することが期待される．

この様な背景の下，本研究では，接着細胞および細胞ネットワークの機能をフローサイトメトリー解析およびソーティングできる新しい方法論および技術開発を行うこととした．具体的には，(i) 接着細胞および細胞ネットワークを生体分子で作製した粒子表面に培養する Cell ball 技術(Cells on the ball)と，(ii)3 次元生体微小環境(3 次元細胞ネットワーク)をゲル粒子内に構築する Cell ball 技術(Cells in the ball)を開発し，細胞をシャーレから剥がすこと無く，Cell ball のままフローサイトメトリー解析およびソーティングできる，これまでに無い細胞ネットワークのハイスループット解析・分離・回収技術の開発を目的とした．

2. 方法

〈2･1〉エマルション法を用いたコラーゲン粒子作製法

表面に接着細胞を培養する為のコラーゲン粒子を作製した．具体的には，流動パラフィン(Wako)中に界面活性剤である Span 20(東京化成)と Tween 20(東京化成)を混合し，Collagen Type-1 溶液と水溶性カルボジイミド(EDC)を加え，エマルション法により，コラーゲン粒子を作製した．1 時間攪拌後，50%v/v エタノール(Wako)を加えて洗浄し，遠心分離によってコラーゲン粒子を回収した．

〈2･2〉粒子表面の細胞培養法(Cells on the ball)

ラット胎児(E18)から採取した海馬初代培養細胞，ヒトグリオーマ細胞，ヒト iPS 細胞由来神経前駆細胞(Axol Bioscience, Xcell Science)を CO2 5%，37℃下でコラーゲン粒子表面に培養した．

〈2･3〉ヘパリンを用いた細胞内包型コラーゲン粒子作製法

ゲル粒子内に 3D 細胞ネットワークを構築する手法としてヘパリン溶液中に細胞入りコラーゲン溶液を噴出する手法を開発した．

〈2･4〉ゲル粒子内の細胞培養法(Cells in the ball)

ラット胎児(E18)から採取した大脳皮質初代培養細胞，ヒトグリオーマ細胞を使用した．ゲル粒子作製後，CO_2 5%，37℃下で培養した．

〈2･5〉免疫化学染色

作製したコラーゲン粒子の識別を Collagen type-1 抗体(ROCKLAND)，神経細胞の識別を β-TublinⅢ抗体(SIGMA)，グリア細胞(アストロサイト)の識別を GFAP 抗体(CHEMICON International, Inc.)，シナプス形成を確認する為にプレシナプスマーカーである Synaptophysin 抗体(MILLIPORE)，神経前駆細胞の識別を Nestin 抗体(Immuno-Biological Laboratories Co.Ltd.)，グリオーマ細胞の識別を MsMab-1 抗体(Wako)，生細胞の識別を Calcein-AM(同仁化学研究所)および PKH(SIGMA)，細胞核の識別を Hoechest33258(同仁化学研究所)にて行った．3 次元蛍光画像の取得は，共焦点顕微鏡(SP-8, Leica)を用いた．

〈2･6〉Ca^{2+}imaging

コラーゲン粒子表面および粒子内に培養した神経ネットワークの機能を調べる為に，カルシウム蛍光指示薬 Oregon Green BAPTA - 1AM(lifetech.)を用いて Cell ball のカルシウムオシレーションの測定を行った．カルシウム蛍光指示薬は，NaCl 127 mM，$NaHCO_3$ 26 mM，KCl 1.5 mM，KH_2PO_4 1.24 mM，$MgSO_4$ 1.4 mM，$CaCl_2$ 2.4 mM，Glucose 10 mM からなる人工脳脊髄液(artificial　cerebrospinal fluid, aCSF)を用い，37℃, 5% CO_2 インキュベータ内で 60 分間ロードした．Cell ball の自発活動計測は Mg^{2+}free aCFS 溶液下で行った．観察は冷却 CCD カメラ(Luca, Andor)を備えた倒立蛍光顕微鏡(Olympus)で行った．

〈2･7〉オンチップソーティング

従来のセルソーターでは，直径 100μm 程度の Cell ball を解析することが難しい為，直径 150μm までソーティング可能なマイクロ流路型セルソーター(On-chip Sort,　On-chip biotech.)を用いてフローサイトメトリー解析およびソーティングの評価を行った．

〈2･8〉平面微小多電極アレイを用いた活動電位計測

作製した Neuron ball の機能を電気的に評価する為に，神経細胞から発せられる活動電位を細胞外記録できる平面微小電極アレイ計測システムを用いた(MED64-basic, Alpha Med Scientific.)．平面微小電極アレイ(MED-R515A; Alpha Med Scientific)上に Neuron ball をマウントし，0.1Hz のローカットフィルタを用いて自発活動計測した．また，Neuron ball のシナプス機能の確認の為に，GABA-A 受容体の阻害剤である Bicuculline 10μM，AMPA 型グルタミン酸受容体の阻害剤である CNQX 30μM を投与し，活動変化を記録した．

〈2･9〉ImageJ による画像解析

粒子の粒径および真円度を測定する為，位相差顕微鏡(T-2000, Nikon)で撮影した画像を ImageJ で解析した．

〈2･10〉統計解析

ゲル粒子内の培養条件に依存したヒトグリオーマ細胞の増殖能の違いは，ANOVA 検定によって統計的有意差を評価した．

3.　結果

〈3･1〉粒子表面で培養する Cell ball 作製技術（Cells on the ball）を用いたフローサイトメトリー解析法(方法論)の開発

〈3･1･1〉コラーゲン粒子の作製

エマルジョン法を用い作製したコラーゲン粒子をフィルターに通してサイズ制御を行った．フィルター前の粒径は 90.8±53.1μm であったのに対し，フィルター後は 92.6±15.5μm であった．このことから，フィルターにより特定の範囲内での ball のサイズ制御が可能であることがわかった．フィルター後の粒子を用いて，細胞培養を行った．

〈3･1･2〉細胞数および細胞種を制御した Neuron ball の作製

作製したコラーゲン粒子表面に接着細胞が培養できるかを調べる為に，ラット海馬初代培養細胞を粒子表面に播種した．粒子表面の細胞形態を評価する為に，神経細胞マーカーである β-TubulinⅢ抗体，グリア細胞マーカーである GFAP 抗体，プレシナプスマーカーである　Synaptophysin，細胞核マーカーである Hoechst 33258 を用いた．Fig.1A(a-c)はそれぞれ培養 3 日目，7 日目，10 日目に細胞を固定し，免疫化学染色した 1 細胞 ball，2 細胞 ball，グリア細胞 ball を示しており，Fig.1B,C は培養 10 日目に固定した神経細胞とグリア細胞との共培養 ball，および ball 上でのシナプス形成を示している．免疫化学染色の結果，粒子表面を覆うように構築された神経ネットワークが観察され，コラーゲン粒子表面に 1 細胞レベルで細胞種の異なる Neuron ball が作製できることがわかった．また，Neuron ball は約 1 か月程度長期培養できることも確認された．

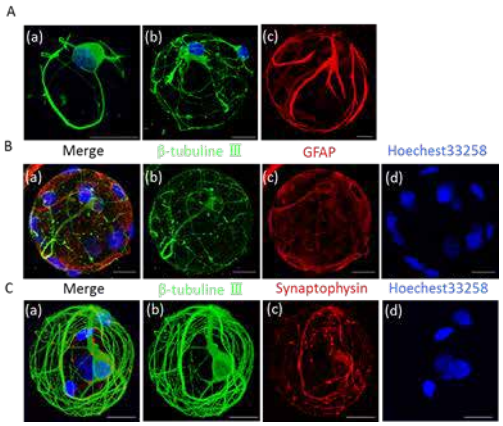


Fig.1 Neuron ball(Neurons on the ball)の作製
(A)(a)1 神経細胞，(b)2 神経細胞が粒子表面に接着した様子，(c)粒子表面にグリア細胞が接着した様子をそれぞれ示す共焦点顕微鏡 3D 画像．(B)粒子表面上に共培養された神経細胞とグリア細胞を示す共焦点顕微鏡 3D 画像．(a)Merge 画像，(b)ß-tubulineⅢ画像，(c)GFAP 画像，(d)Hoechest33258 画像．(C)粒子表面に伸展した神経突起上にシナプスの形成を示す顕微鏡画像．(a)Merge 画像，(b)ß-tubuline Ⅲ画像，(c)Synaptophysin 画像，(d)Hoechest33258 画像．Scale bars 20μm.

〈3･1･3〉Ca^{2+}imaging による機能評価

コラーゲン粒子表面に形成した神経ネットワークが機能を有しているかを調べる為に Ca^{2+}イメージング計測を行った．培養 12 日目の Cell ball を観察した結果，粒子表面上の 3 神経細胞から Ca^{2+}オシレーションが観察された(Fig.2A)．輝度変化から，粒子上に培養した 3 細胞が 0.2 sec 以内で同期活動していることがわかった(Fig.2B)．同期活動はシナプス伝達によるものであることから，粒子上に機能的な神経ネットワーク形成が確認された．

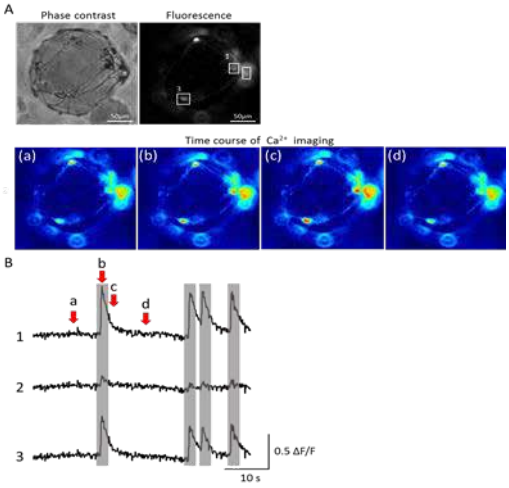


Fig.2 Neuron ball の Ca^{2+} imaging 計測
(A)Neuron ball の位相差像と Ca^{2+}オシレーション時の蛍光画像．
(B)神経細胞 1～3 の Ca^{2+}輝度の経時変化

〈3･1･4〉Cell ball のオンチップソーティング

Cell ball をフローサイトメーターで解析・分離回収する為に，オンチップバイオテクノロジーズ社の On-chip Sort を用いて Cell ball ソーティングを行った．Fig.3A はヒト iPS 細胞由来神経前駆細胞 Cell ball のオンチップソーティングの結果を示している．ソーティング前にコラーゲン粒子を Collagen Type I（赤)と生細胞を Calcein(緑)で染色した（Fig.3A(a)）．フローサイトメトリーの結果から，生細胞が接着した ball 群(赤丸)，細胞が非接着および死細胞の ball 群(黄丸)，ball に接着していない生細胞群(青丸)の 3 つの明確な分画が検出された．赤丸内の□で示した部分をソーティングしたところ，生細胞が接着した ball 群のみを回収することに成功した（Fig.3A(b,c)）．これらの結果から，Cell ball 技術は，細胞特性の評価や目的の Cell ball のみを回収できることがわかった．次に，細胞種の異なる Cell ball から任意の Cell ball のみを回収する為に，ラット海馬初代培養細胞とヒトグリオーマ細胞 ball をそれぞれ作製した．ラット海馬初代培養細胞 ball は生細胞のマーカーである PKH で蛍光染色を行い，ヒトグリオーマ細胞 ball は無染色のまま混ぜて解析を行った(Fig.3B(a))．フローサイトメトリーの結果から，Neuron ball 群(赤丸)，ball に接着していない神経細胞群(黄丸)および癌細胞群(青丸)，Cancer ball 群(紫丸)の 4 つの分画を取得し，Neuron ball 群のみのソーティングが確認された．この結果により，複数の Cell ball から目的の Cell ball の純化が可能であることがわかった．Fig.3C は Cell ball がダメージレスに分離できているかを調べる為に，癌細胞であるヒトグリオーマ細胞 ball をソーティングして再培養を行った結果である．ヒトグリオーマ細胞 ball を回収後，シャーレ上へ移し，再培養を行った．培養 3 日目で増殖した細

胞が ball からシャーレへ移動し，培養 2 週間目でコンフルエントになる様子が観察された(Fig.3C(d-g)). これらの結果より, Cell ball ソーティング技術は，目的細胞のみを回収して増殖させる細胞純化技術へ応用できることが示唆された.

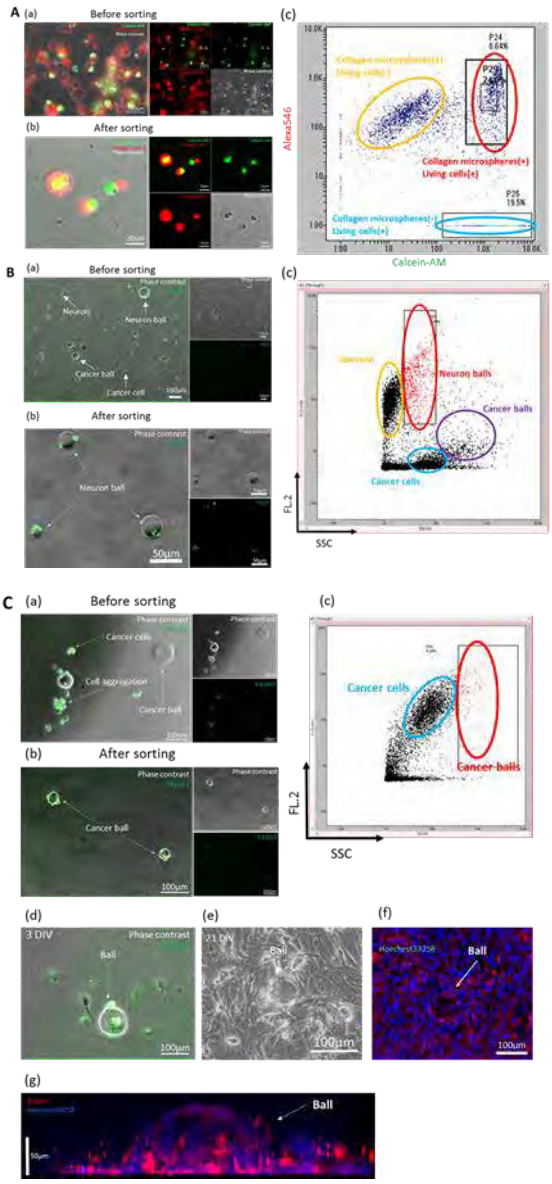


Fig.3 Cell ball ソーティング

(A)(a,b)ソーティング前後の Neuron ball 蛍光顕微鏡画像,
(c)Neuron ball のフローサイトメトリー解析結果．(B)(a,b)ソーティング前後の Neuron ball&Cancer ball 蛍光顕微鏡画像,
(c)Neuron ball&Cancer ball のフローサイトメトリー解析結果.
(C)(a,b)ソーティング前後の Cancer ball 蛍光顕微鏡画像,
(c)Cancer ball のフローサイトメトリー解析結果．(d,e)ソーティング後の Cancer ball 培養を示す蛍光および位相差顕微鏡画像，(f)ソーティング後の Cancer ball 培養の細胞増殖を示す共焦点顕微鏡 3D 画像，(g)ソーティング後の Cancer ball の断面図を示す共焦点顕微鏡 3D 画像.

〈3･2〉粒子内に細胞ネットワークを培養し生体微小環境を模倣する新規細胞内包型 Cell ball 作製技術(Cells in the ball)の開発

〈3･2･1〉Neuron ball(Neurons in the ball)の作製

ヘパリン溶液中で作製したコラーゲンゲル粒子内で細胞培養が可能であるかを調べる為に，ラット胎児(E18)から採取したラット大脳皮質初代培養細胞を用いて Cell ball を作製し，培養 3 日目に免疫化学染色を行った．ゲル内で神経突起が伸長している様子が確認された(Fig.4)また，1 ヶ月程度の長期培も確認できたことから，ヘパリン溶液中で作製したコラーゲンゲル粒子内で細胞培養できることがわかった．本技術開発により，細胞カプセル化技術の分野においてこれまで困難であった，オイルフリーでのゲル粒子の作製よび，粒子内に細胞培養することを可能にした.

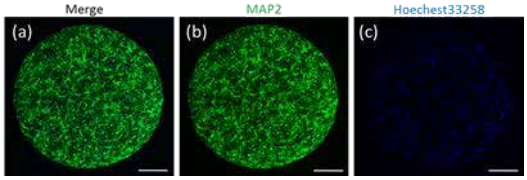


Fig.4 Neuron ball(Neurons in the ball)の作製

ゲル粒子内の神経細胞培養を示す共焦点顕微鏡 3D 画像．(a)Merge 画像，(b)MAP2 画像，(c)Hoechest33258 画像.Scale bars 200 μ m.

〈3･2･2〉Neuron ball の機能評価

コラーゲンゲル粒子内に培養した神経ネットワークの機能を調べる為に Ca^{2+}イメージング計測を行った．培養 10 日目に計測し，ゲル粒子内の神経細胞からの Ca^{2+}オシレーションを観察した．次に，粒子内神経ネットワークに機能的なシナプスの形成を確認する為に, GABA 受容体のアンタゴニストである Bicuculline 10 μ M を Neuron ball に滴下し観察を行ったところ，多くの神経細胞から Ca^{2+}オシレーションが観察された(Fig.5A)．このことから，ゲル粒子内の神経ネットワークは抑制性シナプス伝達機能を有していることが示唆された．次に，培養 23 日目の Neuron ball を平面微小電極アレイ上にマウントし，活動電位を計測した（Fig.5C). Bicuculline に加えて，AMPA 型グルタミン酸受容体のアンタゴニスト，CNQX(6-Cyano-7-nitroquinoxaline-2,3-dione)を投与し，自発活動変化を計測した．Bicuculline 投与では，発火頻度が上昇し，CNQX 投与では, 発火頻度が減少した(Fig.5C)．これらの結果から，コラーゲンゲル粒子内の神経ネットワークはグルタミン酸受容体および GABA 受容体が機能していることがわかった.

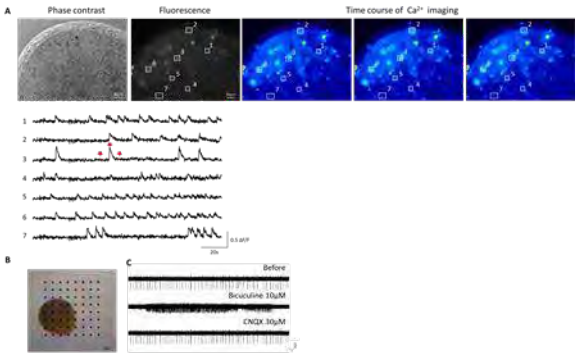


Fig.5 Neuron ball の機能評価

(A)Bicuculline 投与の Neuron ball の位相差像と Ca2+オシレーション時の蛍光画像および神経細胞 1～7 の Ca2+輝度の経時変化.
(B)平面微小多電極アレイ上にマウントした Neuron ball の位相差顕微鏡画像．(C)シナプス関連薬剤による自発活動波形.

〈3･2･3〉ヒトグリオーマ細胞を用いた脳腫瘍モデルの作製と構成細胞種による癌増殖能の評価

癌研究では，癌細胞単独では無く，周辺細胞を含めた癌微小環境の研究に着目した．微小環境下で周辺細胞の有無における癌細胞の増殖能の変化を再現することができれば，癌微小環境メカニズムの理解や抗癌剤開発における評価への応用が期待される．ここでは，脳腫瘍の細胞であるヒトグリオーマ細胞を対象とし，コラーゲンゲル粒子内にヒトグリオーマ細胞および脳の周辺細胞であるアストロサイトをそれぞれ単体での培養した場合と共培養した場合でグリオーマ細胞の増殖能の評価を行った．培養日数に依存してグリオーマ細胞 ball と共培養 ball 内での細胞増殖が観察され，脳腫瘍のような黒い細胞塊の形成が見られた(Fig.6A)．HE 染色から，アストロサイト ball，グリオーマ細胞 ball より共培養 ball のほうが，広範囲に細胞が凝集している様子が確認された(Fig.6B)．培養 2 日目から 14 日目までの各 Cell ball の円周の計測を行ったところ，グリオーマ細胞 ball と共培養 ball ともに培養日数に依存して顕著に減少し，共培養 ball が最も減少した(Fig.6C)．粒子内の細胞増殖によって，コラーゲン繊維が引っ張られ，粒子の円周が減少していることが考えられる．培養日数毎の Cell ball 内の輝度平均値を測定したところ，共培養 ball が最も減少した(Fig.6D)．輝度平均値の減少は細胞増殖による脳腫瘍のような細胞塊の増大であることが考えられる．これらの結果により，グリオーマ細胞はアストロサイトと共培養することで腫瘍形成が促されることがわかった．Cell ball 技術は 3 次元微小環境の一部を再現の可能性が示唆された．

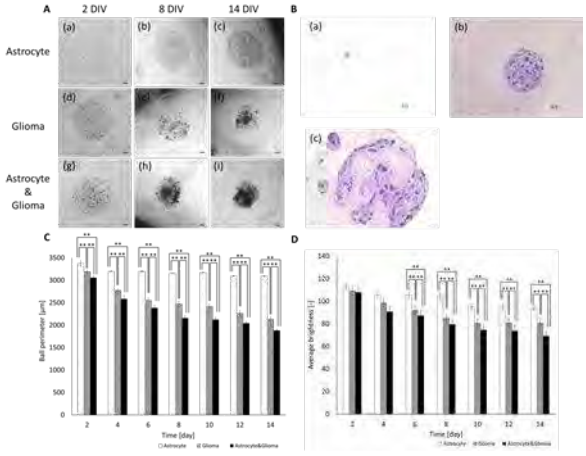


Fig.6 Cell ball 内の構成細胞種による癌増殖能の評価
(A)アストロサイト，ヒトグリオーマ，共培養 ball の位相差顕微鏡画像．Scale bars 100 μ m. (B)アストロサイト，ヒトグリオーマ，共培養 ball の Z 軸断面の HE 染色画像．(C,D)培養日数に依存した各 Cell ball の円周計測および輝度変化.

4. まとめ

〈4･1〉粒子表面で細胞培養する Cell ball 作製技術(Cells on the ball)を用いたフローサイトメトリー解析法(方法論)の開発

細胞接着が良好であるコラーゲン Type Ⅰを用いた粒子を作製し，粒子表面で神経細胞を 1 細胞レベルで培養した Neuron ball 作製に成功した．また，作製した Cell ball とマイクロ流路型セルソーターを用いて，目的細胞のみの回収およびソーティング後の再培養に成功した．接着細胞のフローサイトメトリーおよびソーティング技術としての応用が期待される．今後，機械的に細胞数と粒子の粒径を制御することで 1 細胞レベルから数細胞レベルまでの Cell ball の作製が可能となると考えられる．96well プレートなどのマルチプレート解析に代わるハイスループット・低コスト解析技術として発展させたい．

〈4･2〉粒子内に細胞ネットワークを培養して生体微小環境を模倣する 新規細胞内包型　Cell ball 作製技術 (Cells in the ball)の開発

ヘパリン溶液を用いて，コラーゲンとの相互作用により界面を形成し，オイルフリーでのコラーゲンゲル粒子を作製する技術の開発に成功した．ゲル粒子内に細胞懸濁液を入れることで細胞培養に成功し，1 ヶ月程度の長期培養を確認した．また，Ca^{2+} imaging 計測や平面微小多電極アレイを用いた活動電位計測からゲル粒子内の神経ネットワークの機能を確認した．神経細胞のような細胞培養が難しい細胞をゲル粒子内に培養できる技術はこれまで無かった．オイルフリーのコラーゲンゲル粒子作製技術は他臓器の細胞にも応用可能で再生医療や創薬モデルへの応用が多いに期待できる．粒子のサイズを制御してゲル粒子を高速かつ大量に作製することができれば，フローサイトメトリー解析によって生体組織を模倣したサンプルのハイスループット解析も実現できる．

癌微小環境を再現する Cell ball 作製では，構成細胞種の組み合わせにより，癌細胞の増殖能が異なる結果が得られた．癌微小環境モデルを構築できる可能性が示唆された．今後は，免疫系の細胞種など，構成細胞種の組み合わせを自在に制御し，構成論的に癌細胞の挙動を調べると共に，創薬開発の評価モデルとしての応用展開を行いたい．

文　献

[1] Y.Huang, C. Kao, K. Liu, H.Huang, M. Chiang, C.Soo, H.Chang, T.Chiu, J.Chao and E.Hwang, “The effect of fluorescent nanodiamonds on neuronal survival and morphogenesis,” Scientific Reports, vol.4, 6919, 2014.

[2] H. Zhou, H. Xu, “The fast release of stem cells from alginate-fibrin microbeads in injectable scaffolds for bone tissue engineering,” Biomaterials, vol.30, pp7503-13, 2011.

[3] H.F. Chan, Y. Zhang, Y. Ho, Y.Chiu, Y.Jung and, K.W. Leong, “Rapid formation of multicellular spheroids in double-emulsion droplets with controllable microenvironment,” Scientific Reports, vol.3, 3462, 2013.

[4] A. Matsuhashi, K. Nam, T. Kimura, and A Kishida, “Fabrication of fibrillized collagen microspheres with the microstructure resembling an extracellular matrix,” Soft Matter, vol.11, pp2844-2851, 2015.

[5] M Tarunina, D Hernandez, C.J. Johnson, S.Rybtsov, V. Ramathas, M. Jeyakumar, T. Watson, L. Hook, A. Medvinsky, C. Mason, Y. Choo, “Directed Differentiation of Embryonic Stem Cells Using a Bead-Based Combinatorial Screening Method,” PLoS ONE, vol.9, p.e104301, 2014.

ヒトiPSC由来末梢ニューロンを用いた抗癌剤の痛み応答評価

小田原あおい*（東北大学, 東北工業大学, 日本学術振興会）
松田直毅, 鈴木郁郎（東北工業大学）

Aoi Odawara* (Tohoku University, Tohoku Institute of Technology, JSPS)
Naoki Matsuda,　Ikuro Suzuki　(Tohoku Institute of Technology)

Dorsal root ganglion (DRG) sensory neurons are pain-related neurons and have a variety of sensory receptors that are activated by chemical, thermal, and mechanical stimuli. Establishment of pharmacological assay in pain research and drug screening is important issue. In addition, human induced pluripotent stem cell (hiPSC)-derived sensory neurons may be effectively used for drug discovery and toxicity testing. The purpose of this study was to evaluate the physiological responses against typical pain-related molecules, temperature change and anti-cancer drug in cultured sensory neurons using high-throughput multi-electrode array (MEA) system. Firstly, we confirmed human iPSC-derived sensory neurons expressed typical sensory neural marker Nav1.7, TRPV1, and TRPA1 using immunostaining. Next, we detected the physiological responses to temperature change, capsaicin, menthol, and wasabi by change of spike rate using MEA system. Human iPSC-derived neurons were classified into 27 types depending on physiological responses against 3 compounds. Percentage of the neurons having positive function against capsaicin were high both hiPSC-derived neurons and rat DRG neurons. We also detected the responses to anti-cancer drugs oxaliplatin and confirmed the no responses to pain relief Aspirin in cultured hiPSC-derived sensory neurons. Our results suggested that electrophysiological measurement in cultured hiPSC derived sensory neurons using MEA system are suitable to toxicological assay for pain in peripheral nerves system.

キーワード：ヒトiPS細胞由来末梢神経細胞, 平面微小電極アレイ, 薬効評価
(Keywords: Human iPSC-derived sensory neuron, Multi electrodes array, Pharmacological assay)

1.　はじめに

ヒトiPS細胞から様々な表現系のニューロン作製が盛んに行われてきた．これらの細胞は再生医療への展開のみならず，種差の壁を超えることが可能であることから創薬や毒性・安全性評価への応用が期待されている．中枢神経系への毒性評価と並んで需要が高いのが末梢神経系への毒性評価がある．末梢神経細胞であるDRGニューロンは化学物質，温度などの感覚情報（痛み）を感受するニューロンである．ヒトiPS細胞由来末梢神経細胞の開発により，近年，化学物質のヒト毒性評価の標本としての応用が期待されている．本研究では，ヒトiPS細胞由来末梢神経細胞の電気生理学的な痛み応答評価系の構築を目指し，平面微小電極アレイ（MEA）による末梢神経細胞の化学物質および抗癌剤に対する電気生理学的な変化の検出および解析法の構築を目的とした．

2.　方法

〈2･1〉　ヒトiPS細胞由来末梢神経細胞の培養

ヒトiPS細胞由来末梢神経細胞はAXOL Bioscience社（英）のHuman iPSC-Derived Sensory Neuron Progenitors（AXOL）を使用した．ReadySetおよびSureBond（AXOL)をコーティングしたMEA上に5.0~8.0 $\times 10^5$cells/cm^{2}で播種した．37℃, 5% CO^{2}環境下で培養し，培地は3~4日毎に半量交換を行った．

〈2･2〉　活動電位計測法

活動電位を計測する手法として平面微小電極アレイを用いた．電極はMEDプローブ(MED64-Basic, Alpha Med Scientific)および24well plate（Presto, Alpha Med Scientific)を使用した．(Fig.1 参照）サンプリングレート20kHz/channelで100HzのLow passフィルターを使用．

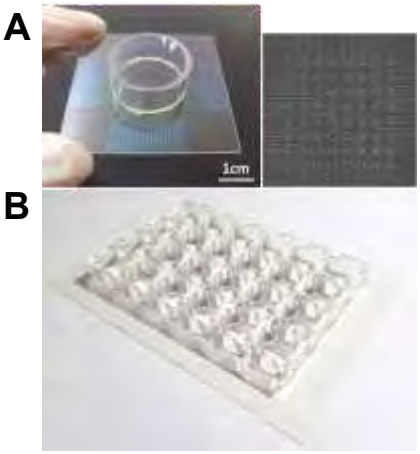


Fig.1. MEA system
(A) MED プローブ（64ch), (B) 24well プレート（384ch）

〈2･3〉　免疫化学染色法

培養したヒト iPS 細胞由来末梢神経細胞が，生体脳で見られるイオンチャネルを発現しているかを確認するために，培養 8 週目に細胞を固定し，感覚神経細胞特異的に局在する Nav1.7, TRPA1 および TRPV1 チャネルを染色する抗体を用い評価した．

〈2･4〉　各種イオンチャネルの機能評価

機能的なイオンチャネルが発現しているかを確認するために，培養 6 週目に痛み関連分子であるカプサイシン，メンソール，わさび（AITC）の化学物質の薬理投与実験，および温度変化などの刺激に対する電気活動を計測し評価した．また，培養 9 週目に臨床現場で痛みの副作用が報告されている抗癌剤および，鎮痛作用のある薬剤を用いた薬理試験における応答の計測も行った．

〈2･5〉　取得データの解析方法

電気活動の記録及び取得後のスパイクソーティング解析は，Mobius (Alpha Med Scientific)を使用した．スパイクの検出はノイズの平均（Ave）と標準偏差（S.D）を算出し，Ave±5×S.D を閾値とし，閾値を超えた波形をスパイクとして検出した．生波形抽出には MED64 conductor (Alpha Med Scientific) を使用した．

3.　結果

〈3･1〉　イオンチャネルの発現の確認

培養 8 週目に細胞を固定し，各種イオンチャネルの抗体を用い免疫化学染色を施した結果，DRG ニューロン特異的に発現する Nav1.7，TRPA1（わさび成分を感受）および，TRPV1（>43℃の高温度領域およびカプサイシンなどの辛み成分を感受）の各種イオンチャネルが発現している様子が確認された．(Fig.2 参照) このことから，ヒト iPS 細胞由来末梢神経細胞は感覚ニューロンマーカーと同等のイオンチャネルを発現していることが明らかとなった．

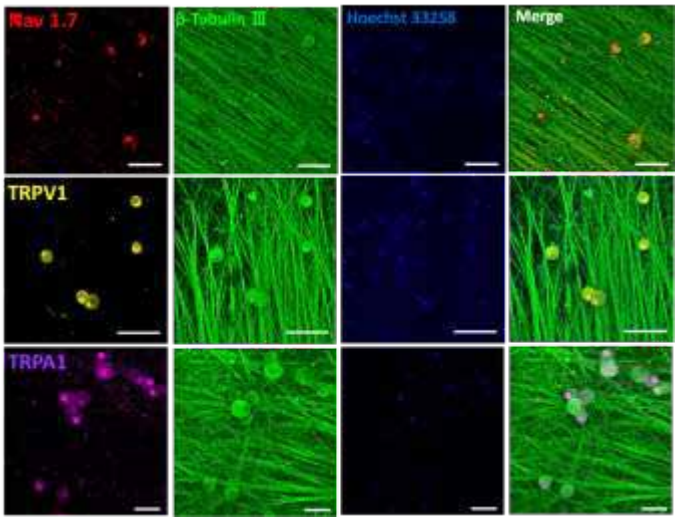


Fig.2. Immunostaining in cultured hiPSC-derived sensory neurons
(赤)Nav1.7, (黄)TRPV1, (紫)TRPA1, (緑) β -TubulinⅢ

〈3･2〉　痛み関連分子に対する応答計測

培養 6 週目に痛み関連分子である各種化学物質の薬理投与試験を行った．Fig.3 (B)で示す矢印の地点で各種薬剤をカプサイシン：100nM, メンソール：100nM, わさび：100μM を投与したところ，活動頻度が大幅に増加する様子が観察された．（Fig.3B 参照）このことから，機能的な TRPV1, TRPM8, TRPA1 の各種イオンチャネルが発現していることが明らかとなった。また，各分子に対する応答時間の違いについて解析したところ，カプサイシンは薬剤投与後 12.55s，メンソール 0.61s，わさび 0.48s に発火頻度のピークを持つことがわかった．(date not show) 同様の実験を成体 Rat より採取してきた DRG ニューロンで行ったところ，カプサイシン 0.62s, メンソール 0.20s, わさび 0.19s と比較すると，ヒトはラットに比べてカプサイシンに対する反応が遅い様子が観察された．さらに、各分子に対する応答性の分類わけをしたところ，各ニューロンは全ての刺激物質に反応するわけでなく，特定の化学物質に反応することがわかり，3 化合物に対して 27 種類の反応パターンに分類されることがわかった．

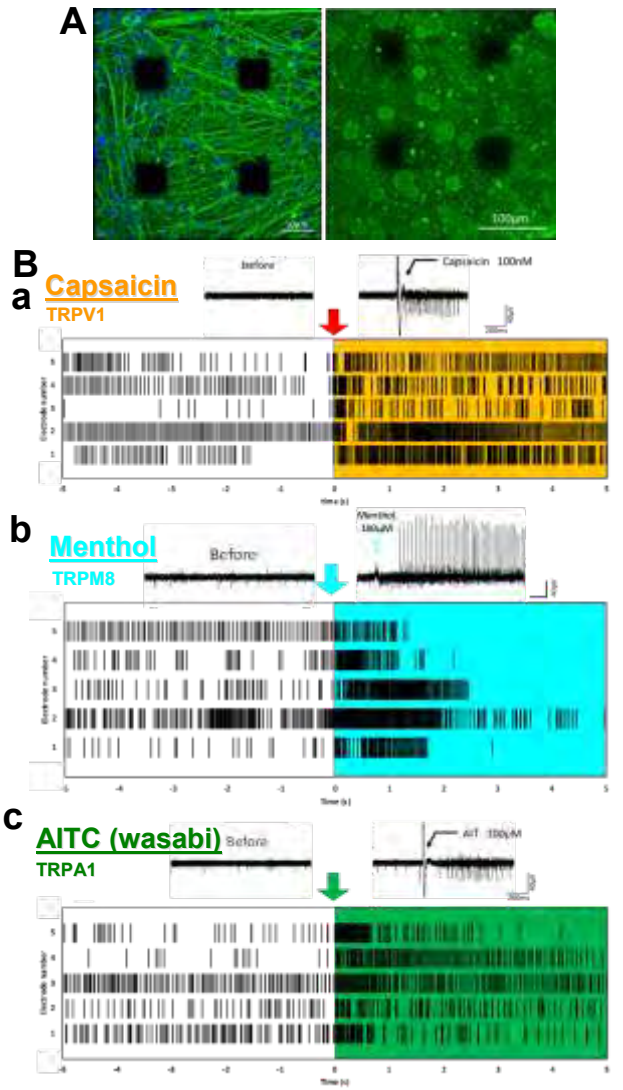


Fig.3. Physiological responses
(A) 培養８週目の電極上の培養様子（緑)β-TubulinⅢ, (B) 各種化学物質の薬理投与時における応答, (a)カプサイシン, (b)メンソール, (c)わさび

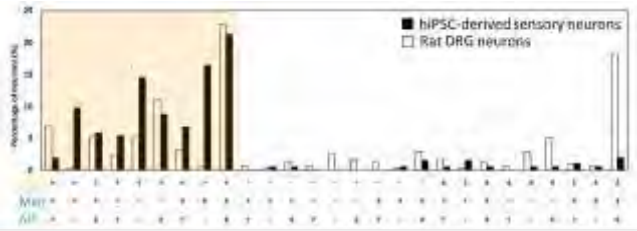


Fig.4. Human iPSC-derived sensory neurons were classified into 27 types depending on physiological responses against 3 compounds
hiPSC-derived sensory neuron (■, n=790 neurons), Rat DRG Neuron (□, n=345 neurons), (+)positive function, (-)negative function, (±)No change

〈3･3〉　温度変化における応答計測

37℃から 46℃まで温度を上昇させた時の自発活動の変化を計測した．その結果，温度上昇と共に活動電位が上昇する様子が観察された．また，発火頻度のピークは 43℃で達することも明らかとなった．このことから，機能を持った TRPV1 が発現していることが明らかとなった．

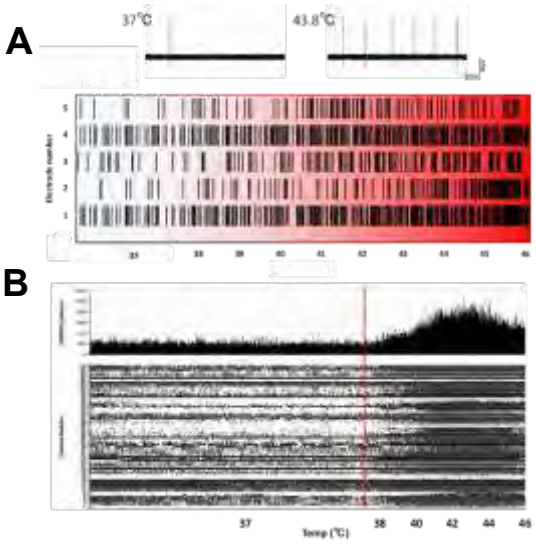


Fig.5.　Electrophysiological responses by temperature change
(A)代表的な生波形データとラスタ表示データ，(B)赤ライン：温度上昇開始地点

〈3･4〉　抗癌剤および鎮痛剤投与における応答計測

臨床現場でも使用され，痛みの副作用が報告されている抗癌剤投与における応答計測を行った．薬剤はオキサリプラチンを使用し 1nM から順に 10, 100, 1000nM と濃度を上げ投与した結果，1~100nM で発火頻度が増大する様子が観察された．また，鎮痛剤で知られるアスピリンを投与したところ反応が見られなかったことから，MEA を用いた評価形は抗癌剤の評価モデルとしての応用も期待できることが示唆された．

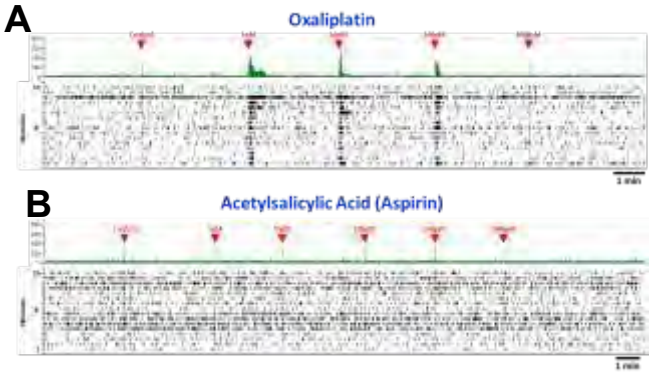


Fig.6.　Pain responses by anti-cancer drug administration
(A) 抗癌剤: Oxaliplatin, (B) 鎮痛剤: Aspirin

4. まとめ

ヒト iPS 細胞由来末梢神経細胞を平面微小電極アレイ上に播種し，培養 6 週目に，カプサイシン，メントール，わさび，温度変化などの刺激に対する電気活動を計測した．各種化学物質に対する応答が観察され，電気活動パターンは大きく 4 つに分類されること，および化学物質の種類に依存して活動電位の発生時間等が異なることがわかった．また，各ニューロンは全ての刺激物質に反応するわけではなく，特定の化学物質に反応することがわかり，3 化合物に対して 27 種類の反応パターンに分類された．また，温度上昇に対して発火頻度が上昇し，43℃にピークの発火頻度に達した．更に，電気生理学的な応答を裏付けする Nav1.7, TRPV1, TRPA1 などの各種受容体の発現も確認された．平面微小電極アレイを用いたヒト iPS 細胞由来感覚ニューロンの電気活動計測は，電気生理学的応答を高時間分解能で調べることでき，痛み応答の評価系として有用であることが示唆された．

AIを用いたバースト解析法の検討

松田　直毅*　小田原あおい　鈴木郁郎（東北工業大学　大学院工学研究科）

A study on burst analysis method using AI

Naoki Matsuda*, Aoi Odawara ,Ikuro Suzuki (Tohoku Institute of Technology graduate department of electronics　)

In the evaluation of convulsive drug toxicity using electric activity of human iPS cell neurons as an indicator, synchronization Burst firing analysis is effective. However, the characteristics of synchronous burst firing are various, and it is difficult to accurately detect synchronous burst firing by the conventional method based on threshold setting. Therefore, in this study, we investigated the synchronization burst detection method by AI. As AI learned accurate synchronous burst firing information (start and end time) by visual observation of experts, the concordance rate of AI and visual analysis analysis by experts was 90%. It was found that AI is an accurate burst detection method compared with the conventional method.

1.　はじめに

ヒト iPS 細胞の創薬開発、薬効評価スクリーニング技術への応用が期待されている。我々の研究室ではMEAを用いた細胞外電位計測法によって活動電位を指標とした薬効評価系の研究を行ってきた。特にヒト iPS 細胞由来ニューロンの電気活動を指標とした痙攣性薬剤毒性評価において同期バースト発火解析が有効であることが分かってきた。しかしながら、同期バースト発火の特性はさまざまであり、従来の閾値設定によるバースト検出法では同期バースト発火を正確に検出することが難しい。そこで、本研究ではまずバーストを正確に検出するアルゴリズムの開発を行い、次にそのバースト検出結果を学習させたAIを用いて、正確に同期バーストを検出する方法の検討を行った。

2.　方法

〈2･1〉　MEAを用いた活動電位計測

計測用サンプルに、ヒトiPS細胞由来ニューロン(XCell Scienece)とヒト iPS 細胞由来アストロサイト(XCell Science)との共培養サンプルを用意し、痙攣誘発剤として K^+チャネルの阻害剤である 4-Amino- pyridine(4-AP)(1μM, 10 μM,30 μM), GABA-A 受容体の阻害剤である Pentylenetetrazole (PTZ) (100μM,1mM)を投与し、投与後10分間の自発活動を濃度毎に計測した。

〈2･2〉　発火時間情報によるバースト検出アルゴリズムの開発

MEA計測法で取得した活動電位波形から、自発活動を検出し得られた発火の時間情報からバーストを検出するアルゴリズムを開発した。

〈2･3〉　AIを用いたバースト検出法の検討

開発したアルゴリズムで検出した正確な同期バースト発火情報を学習させた AI を作製した。AI の作製には MATLAB を使用した。自発活動の時間情報をAIに与え、バースト検出を試みた。また培養条件および投与薬剤の異なるサンプルで計測された自発活動のバースト検出を、開発したアルゴリズムとAIの両方で行いその検出結果を比較した。

3.　結果

〈3･1〉　バースト検出アルゴリズムの開発

活動電位波形から得られた発火の時間情報から算出した発火間隔と発火数を用いてスパイク群を検出し、スパイク群の間隔とスパイク群に含まれる発火数を用いてバーストを検出するアルゴリズムを開発した。このアルゴリズムで検出されたバーストは従来の閾値法で検出されたバーストよりも長く、バースト立ち上がり部分の発火頻度が低い部分も検出することができた。これにより、バーストの持続時間は 200±20%に増加し発火数は 130±4%増加した。このことから、正確にバーストを検出できるアルゴリズムの開発に成功した。(Fig.1)

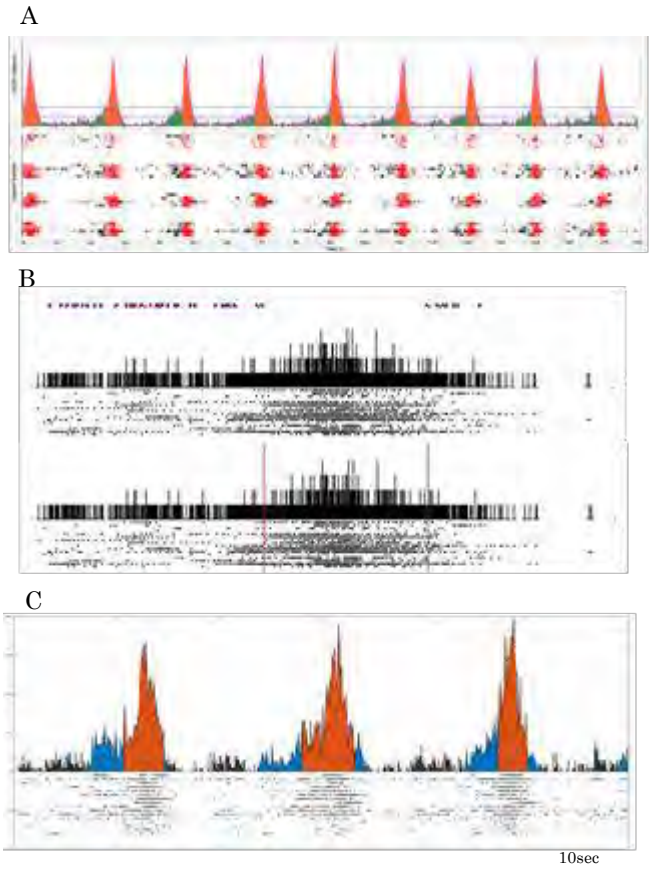


Fig.1 開発したバースト検出アルゴリズム
(A)従来の閾値バースト検出法(緑:ヒストグラム,青線:検出閾値,橙:検出したバースト範囲,黒点:ラスタープロット)と(B)開発したアルゴリズムのバースト検出法（上段:ISI から算出したスパイク群,(赤点:開始点,青点:終了点),下段:検出したバースト範囲(赤線：バースト開始線,青線:バースト終了線),(C)検出結果の比較(青:開発したアルゴリズムで検出したバースト範囲，従来の閾値検出法で検出したバースト範囲).

〈3･2〉　AI を用いたバースト検出法の検討

正確に検出したバーストの時間情報を教師データとして与え、その時の発火パターンを学習した AI を作製した。この AI を用いて、ニューロンのみで培養したヒト iPS 細胞由来ニューロンへの 4-AP、PTZ 投与時の自発活動データとアストロサイト共培養したヒト iPS 細胞由来ニューロンへの 4-AP、PTZ 投与時の自発活動データに対して、バースト検出を試みた。この時、AI に与える予測子として、発火数と発火間隔の情報を与えた。AI によるバースト検出の結果、発火状態が異なる各条件においても、正確な同期バーストの検出が可能であった。アルゴリズムを用いて検出したバーストとの一致率を比較したところ、93±1.2%であった。(Fig2,3)

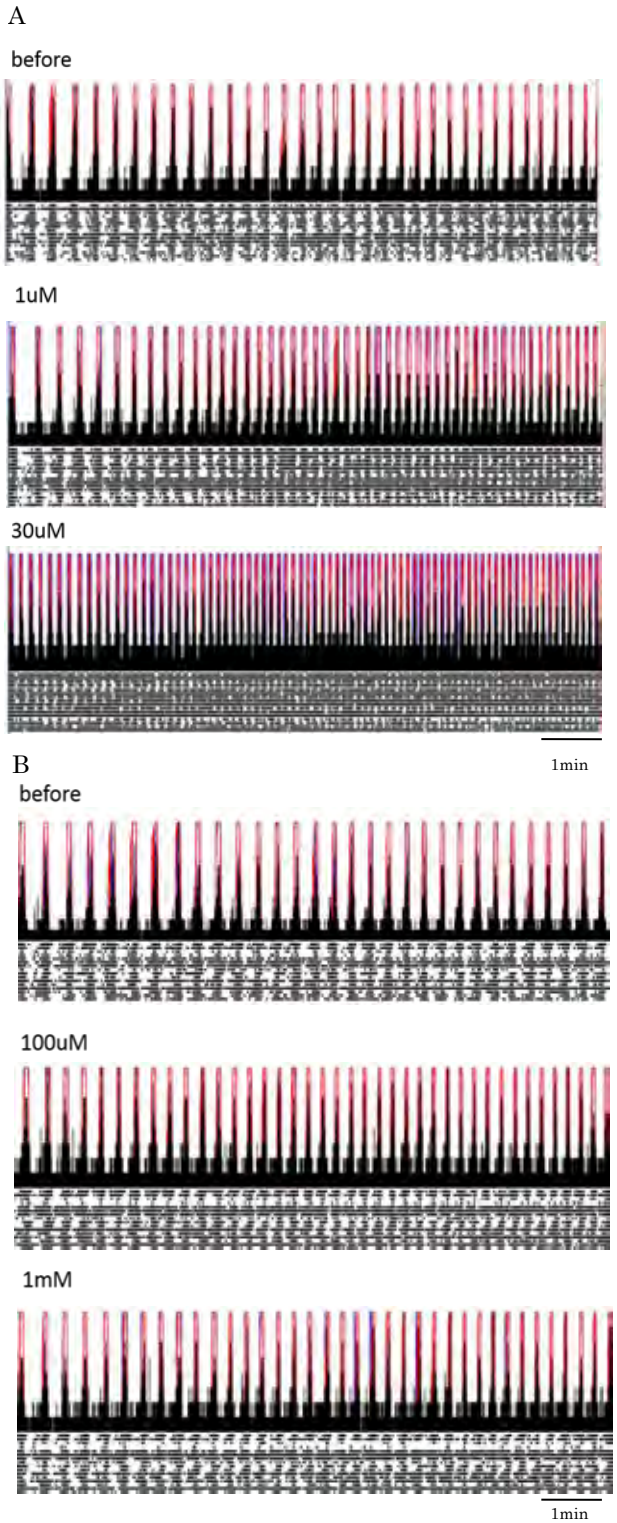


Fig.2 ニューロンのみ培養サンプルデータのバースト検出
ニューロンのみ培養時における(A)4-AP 投与時、(B)PTZ 投与時の各濃度における同期バースト検出結果(赤線:AI，青線:バースト検出アルゴリズム)

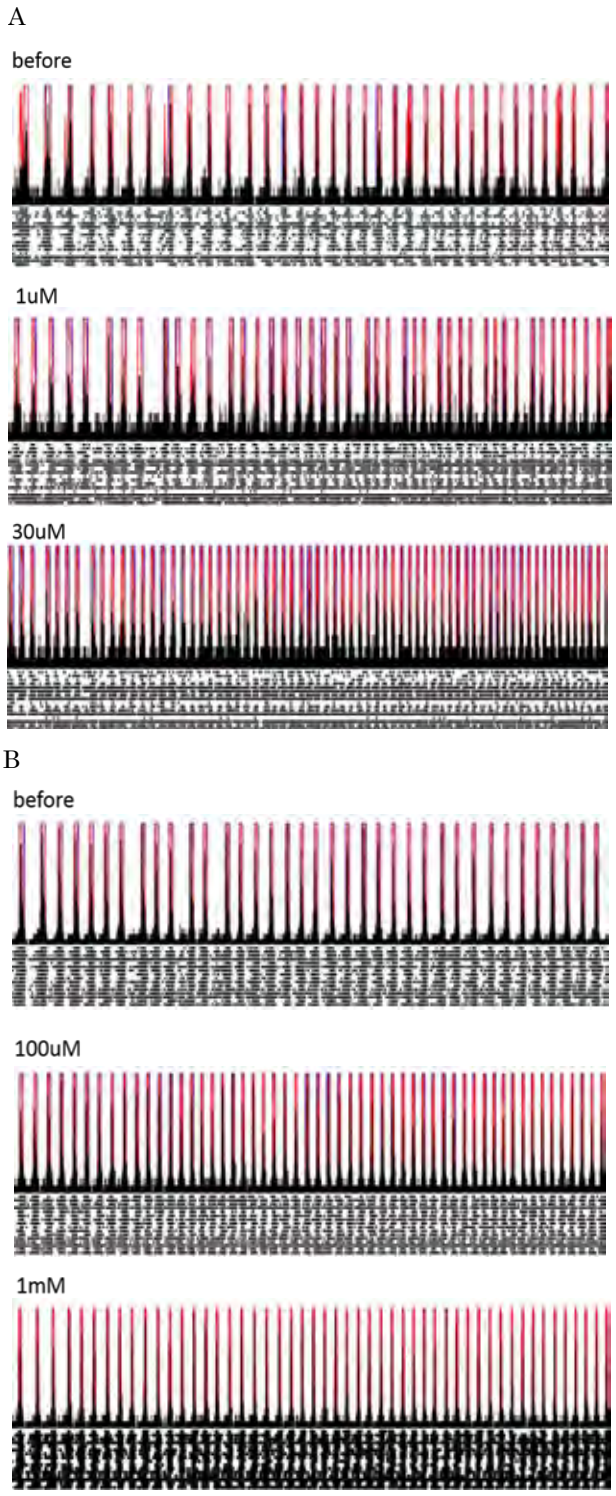


Fig.3 アストロサイト共培養サンプルデータのバースト検出
アストロサイト共培養時における(A)4-AP 投与時、(B)PTZ 投与時の各濃度における同期バースト検出結果

4. まとめ

活動電位波形から得られた発火の時間情報から算出した発火間隔と発火数を用いてスパイク群を検出し、スパイク群の間隔とスパイク群に含まれる発火数を用いてバーストを検出するアルゴリズムを開発した。このアルゴリズムを用いることで、バースト立ち上がり部分の発火頻度が低い部分も検出することができる正確なバースト検出が可能となった。次に、正確に検出したバーストの時間情報を教師データとして与え、その時の発火パターンを学習した AI を作製した。この AI を用いて、ニューロンのみで培養したヒト iPS 細胞由来ニューロンへの 4-AP、PTZ 投与時の自発活動データとアストロサイト共培養したヒト iPS 細胞由来ニューロンへの 4-AP、PTZ 投与時の自発活動データに対して、バースト検出を試みた。その結果、各条件においても、正確な同期バーストの検出が可能であり。アルゴリズムを用いて検出したバーストと 93%で一致した。このことから、AI を用いたバースト検出は有効であると言える。

ヒトiPS細胞由来ニューロンの薬剤性痙攣誘発時の特性を抽出する電気活動波形の周波数成分解析

石橋　勇人*（東北工業大学工学部電気電子工学科）
小田原　あおい（東北工業大学大学院工学研究科　電子工学専攻、
東北大学　材料科学高等研究所、日本学術振興会）
鈴木　郁郎（東北工業大学工学部電気電子工学科、
東北工業大学大学院工学研究科　電子工学専攻）

Frequency Component Analysis of Electrical Activity Waveform for Extracting Characteristics of Human iPSC-derived Neurons at Convulsion

Yuto Ishibashi*, (Tohoku Institute of Technology department of Electrical and Electronic Engineering)
Aoi Odawara, (Tohoku Institute of Technology Graduate Department of Electronics,
Tohoku University AIMR, JSPS)
Ikuro Suzuki, (Tohoku Institute of Technology department of Electrical and Electronic Engineering,
Tohoku Institute of Technology Graduate Department of Electronics)

Toxicological evaluation assay in cultured human iPSC-derived neurons using MEA is expected, but the development of objective analysis method is required to predict the seizure risks of new drugs. In this study, we focused on the frequency component in synchronous burst firings for aimed to extract the characteristics of seizure-like firings. We tried to establish a method to detect and quantify the strength and time change characteristics of the frequency component by wavelet transformation. As a result of the frequency analysis of the electric activity waveform, strong β-wave component and γ-wave component were observed in the first half of the burst at the time of administration of 4-AP and in the middle of the burst at the time of PTZ administration. We were able to detect the strength and temporal change characteristics of the frequency component by frequency analysis. It becomes possible to compare the MEA data in human iPSC-derived neurons with the human EEG data. We have an expectation of frequency analysis in MEA data as a predictable parameter of drug-induced convulsions.

キーワード：周波数解析,ヒトiPS細胞,脳波,てんかん,ウェーブレット変換,活動電位
(Keywords: frequency analysis, human iPSC, EEG, epilepsy, wavelet transformation, action potential)

1. 背景

平面微小電極アレイ（MEA）を用いたヒトiPS細胞由来ニューロンの薬剤性痙攣誘発リスク評価系の構築が求められており、客観的評価パラメータの構築が今後の重要課題となっている。現状の解析法は、薬剤性痙攣誘発時の同期バースト発火解析が主であり、同期バースト発火の頻度、同期バースト発火の持続時間、同期バースト発火に含まれるスパイク数などを基本としている。しかしながら、サンプル間、ヒトiPS細胞由来ニューロンの種類、培養プロトコルの違いによって解析結果が異なり、薬剤性痙攣誘発リスクを予測する統一的な解析法としては不十分である。また、解析データから作用機序を予測することも困難である。そこで、我々は、薬剤性痙攣誘発リスクを信頼性高く予測できる解析法として、新たに同期バースト発火の周波数成分に着目した解析法を構築することとした。本研究では、異なる痙攣誘発剤で見られた同期バースト発火の周波数成分を解析し、薬剤種および投与濃度に依存した周波数成分の特性抽出を目的とした。

2.　方法

〈2･1〉　MEA を用いた活動電位計測

計測用サンプルとして、ヒト iPS 細胞由来ニューロン(XCellScience)とヒト iPS 細胞由来アストロサイト(XCell Science)との共培養サンプルを用意した。また、計測時の溶液は、Medium , ACSF を使用した。痙攣誘発剤として、K+チャネルの阻害剤である 4-Aminopyridine(4-AP)(1μM、10μM、30μM、60μM)、GABA-A 受容体の阻害剤である Pentylenetetrazole（PTZ）(1μM、10μM、100μM、1mM)を投与し、投与後 10 分間の自発活動を濃度毎に計測した。同期バースト発火の周波数特性を解析するために、Low cut Filter 0.1Hz で記録した。

〈2･2〉　ウェーブレット変換による解析

MEA 計測法で得られた、4-AP,PTZ によるヒト iPS 細胞由来ニューロンの痙攣発火時の同期バースト発火波形を MATLAB でウェーブレット変換し、周波数成分の強度および時間変化の特性検出を試みた。

〈2･3〉　電気活動波形の周波数成分分解

MEA 計測法で得られた、4-AP , PTZ 投与時のヒト iPS 細胞由来ニューロンの痙攣発火時の電気活動波形を MATLAB で FIR バンドパスフィルタを使用して、4-8Hz(θ波)、8-14Hz（α波)、15-30Hz(β波)、35-50Hz(γ波)、80-150Hz(high-γ波)、150-200Hz に周波数成分分解した。また、周波数成分分解された電気活動波形の振幅に着目し、波形の面積を用いて定量化することで、試薬濃度に依存した周波数成分の強度変化の特性検出を試みた。面積は活動電位の絶対値とサンプリング周期の積の総和で計算し、同期バースト発火の期間で割ることで単位時間当たりの面積として定量した。

3.　結果

〈3･1〉　ウェーブレット変換による解析

電気活動波形のウェーブレット変換による解析の結果、4-AP 投与時はバースト前半に、PTZ 投与時はバースト中盤に強い 15Hz 以上の周波数成分が観察された。また、その傾向は濃度依存的に強まった(Fig.1)。

〈3･2〉　電気活動波形の周波数成分分解

定量化の結果、4-AP 投与時、周波数成分強度が試薬濃度に依存して上昇する傾向があり、β波、γ波、high-γ波成分が特に顕著であった(Fig.3A)。PTZ 投与時、β波以上の周波数成分強度が試薬濃度に依存して上昇する傾向があり、1mM 投与時の high-γ波成分は特に顕著であった(Fig.3B)。

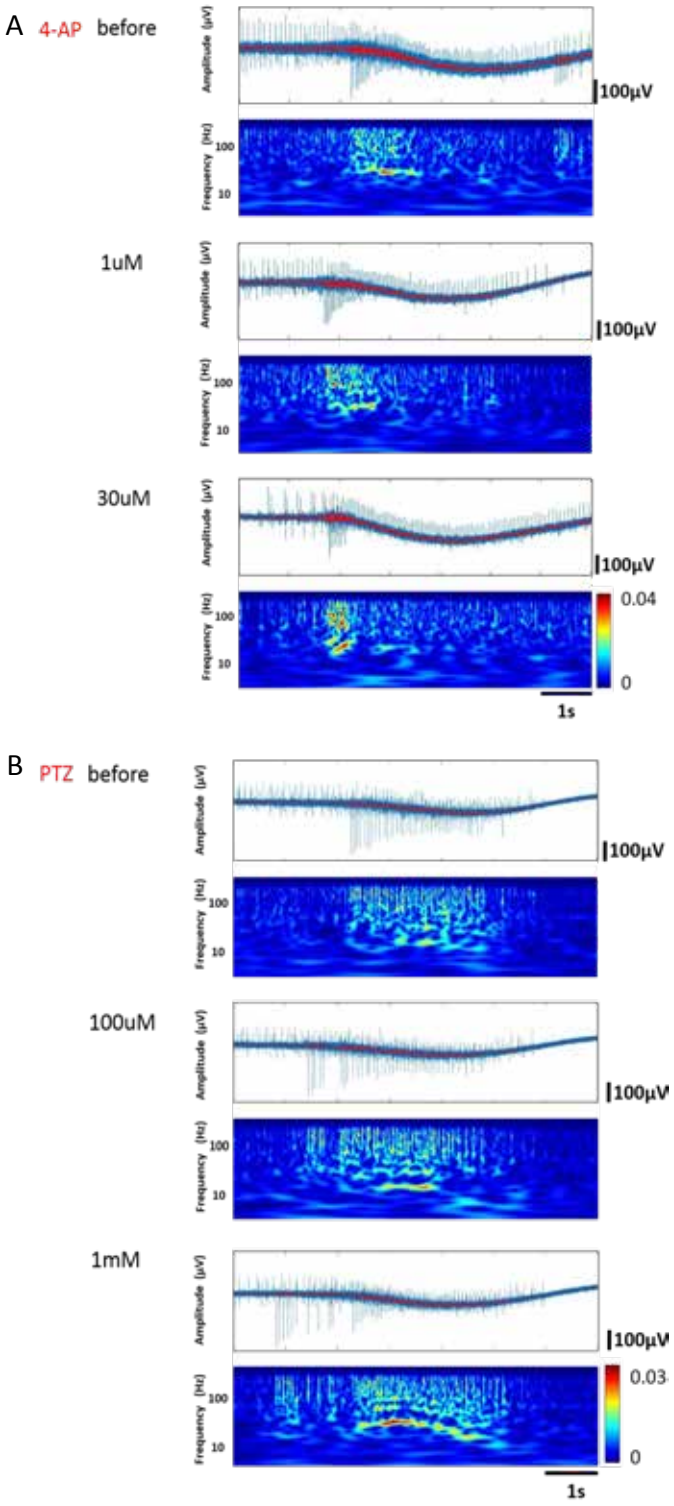


Fig.1 ウェーブレット変換による解析
(A)4-AP 投与時の各濃度における同期バースト発火時の電気活動波形(上段)、250Hz 以下(上段赤)とウェーブレット変換結果画像(下段)
(B)PTZ 投与時の各濃度における同期バースト発火時の電気活動波形(上段)、250Hz 以下(上段赤)とウェーブレット変換結果画像(下段)

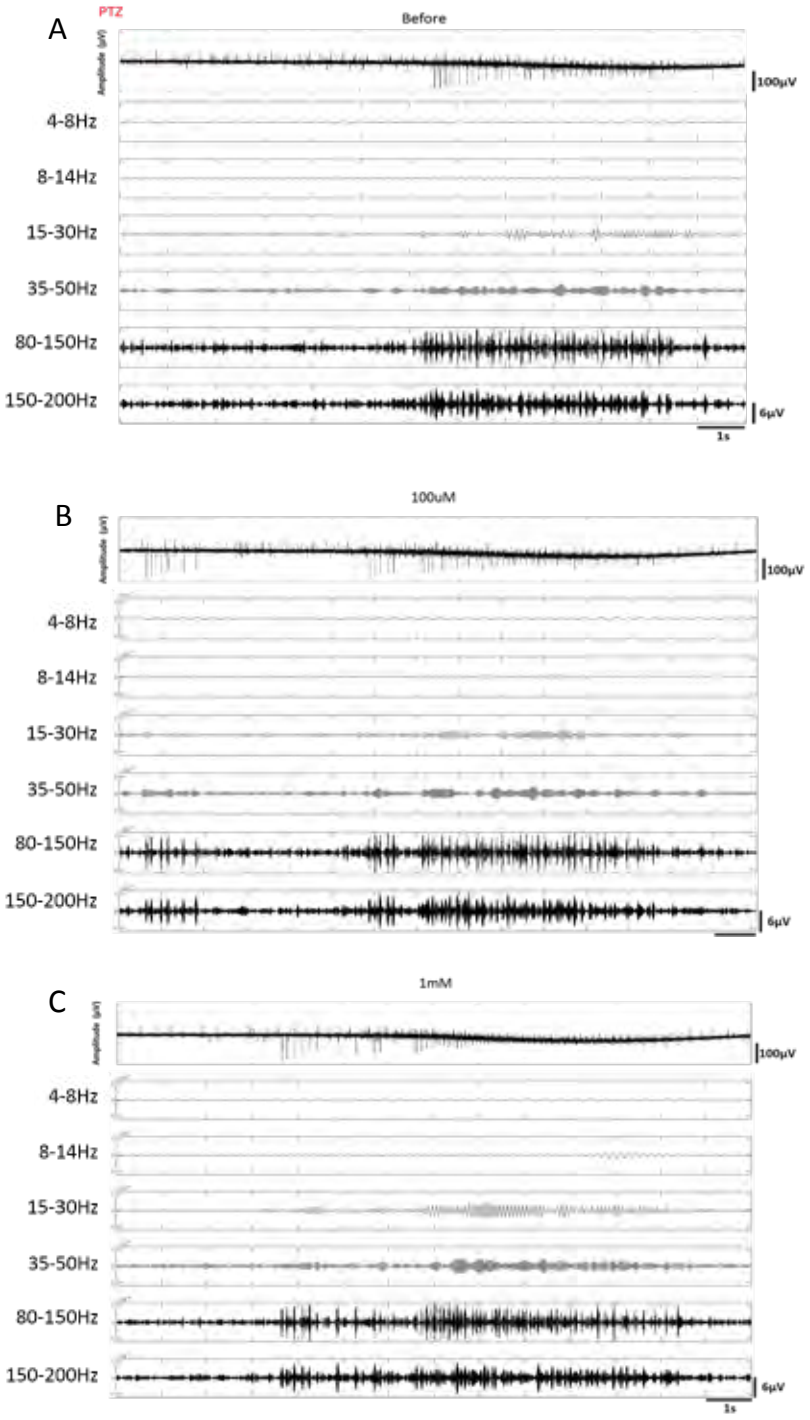


Fig.2 周波数成分分解した電気活動波形

(A) PTZ 投与による同期バースト発火時の電気活動波形を周波数成分分解した各波形(Before)

(B) PTZ 投与による同期バースト発火時の電気活動波形を周波数成分分解した各波形(100 μ M)

(C) PTZ 投与による同期バースト発火時の電気活動波形を周波数成分分解した各波形(1mM)

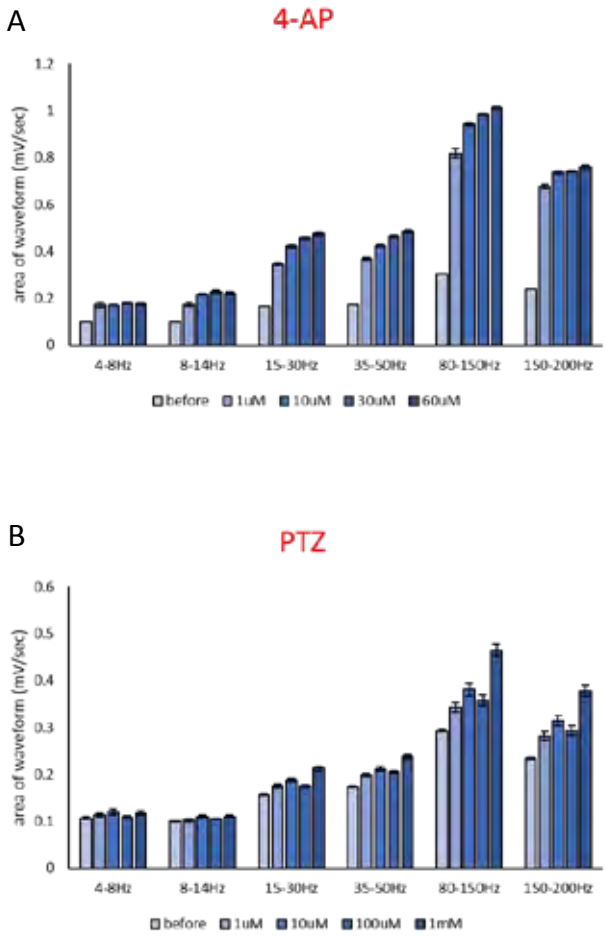


Fig.3 周波数成分分解による解析

(A) 4-AP 投与による同期バースト発火時の電気活動波形を周波数成分分解した各波形の面積

(B) PTZ 投与による同期バースト発火時の電気活動波形を周波数成分分解した各波形の面積

4. まとめ

ウェーブレット変換による解析で痙攣誘発剤の濃度、および作用機序の異なる薬剤における周波数成分の強度および時間変化の特性を検出できた。周波数解析は、ヒト脳波（EEG）との比較検証が可能となる為、in vitro ヒト iPS 細胞由来ニューロンで得られた結果と比較すれば、薬剤性痙攣誘発を予測可能とするパラメータとして有効である可能性が示唆された。また、PTZ投与時の電気活動波形と4-AP投与時の電気活動波形をそれぞれ周波数成分分解による解析で定量化した結果、ウェーブレット変換による解析で得られた特性と同様の特性を検出できたことから、定量化の手法として有効である可能性が示唆されると共に、同期バースト時に一貫して high-γ波成分の強度が他の周波数成分よりも強いことから high-γ波成分が重要な指標となる可能性が示唆された。

文　献

（1） C.M. Florez, R.J. McGinn, V. Lukankin, I. Marwa, S. Sugumar, J. Dian, L.-N. Hazrati, P.L. Carlen, L. Zhang, T.A. Valiante : “In Vitro Recordings of Human Neocortical Oscillations”, Cerebral Cortex March 2015;25:578–597

ヒト iPSC 由来中枢神経ネットワークを用いたマルチ機能薬効評価系の構築

鈴木　郁郎*　（東北工業大学　大学院工学研究科電子工学専攻）
松田　直毅　（東北工業大学　大学院工学研究科電子工学専攻）
小田原あおい　（東北工業大学　大学院工学研究科電子工学専攻，
東北大学　材料科学高等研究所）
家村千賀子　（東北工業大学　大学院工学研究科電子工学専攻）

1.　はじめに

ヒト iPS 細胞等のヒト細胞を用いた in vitro 薬効評価系が動物実験廃止の流れと薬効評価における「種差の壁」を超える評価系として期待されている．候補薬剤が臨床試験での毒性によって脱落する割合は，中枢神経系の毒性が臓器の中で最も高く，前臨床での毒性評価系の構築が求められている．我々の研究室では平面微小電極アレイ（MEA）を用いた細胞外電位計測法によって「活動電位」を指標としたヒト iPS 細胞由来ニューロンの毒性評価系の開発をこれまで行い，中枢神経系に毒性作用を示す代表的な薬剤に対する応答検出に成功してきた．この MEA を用いて，活動電位のほかに情報伝達場であるシナプスにおける神経伝達の放出を計測できれば，これまで評価することのできなかった薬剤の評価が可能となると共に，シナプス機能への薬作用を直接的に評価することができる．また，作用機序の同定も可能とし，薬効評価精度の向上に寄与する新規評価系となる．そこで本研究では，電極材料にカーボンナノチューブ（CNT）を使用し，独自に開発してきた電解めっき技術により，神経伝達物質のリアルタイム計測を可能とする CNT-MEA チップを開発することとした．代表的な神経伝達物質としてドーパミン（DA）に着目し，DA に対する感度特性を評価すると共に，ヒト iPS 細胞由来ドーパミンニューロンから放出されるドーパミン計測と活動電位計測の複数機能を 1 枚の MEA で実現することおよびドーパミン放出を促す薬剤応答を検出することを目的とした．

2.　方法

〈2･1〉　CNT-MEA の作製

電気化学活性種との反応箇所が多数存在する CNT を使用し，電解めっき法を用いて，50 μm×50 μm^2 の微小電極が 64 個並んだ CNT-MEA チップを作製した．

〈2･2〉　電気化学計測

CNT-MEA チップの DA 検出感度測定をサイクリックボルタメントリー(CV)計測法，およびクロノアンペロメトリー（CA）計測法で行った．計測装置は，電気化学計測システム HZ-7000（北斗電工）を用い，対極に Pt，参照極に Ag/AgCl 電極を用いた．

〈2･3〉　ヒト iPS 細胞由来ニューロンの培養と計測

作製した MEA 基板にヒト iPSC 由来ドーパミン（DA）ニューロンを 5 × 10^5 cells/cm^2 程度で培養し，培養 8 週目以降から活動電位計測および DA 放出のリアルタイム検出を行った．

3.　結果

〈3･1〉　CNT-MEA の作製

CNT 分散液を ITO 微小電極表面に電解めっきした結果，電極表面に一様にチューブ状の形状を保った CNT がめっきされている様子が確認された(Fig.1).

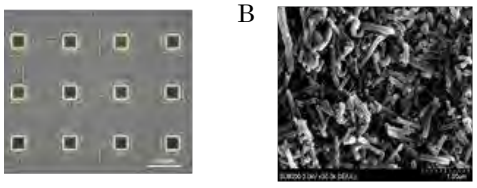
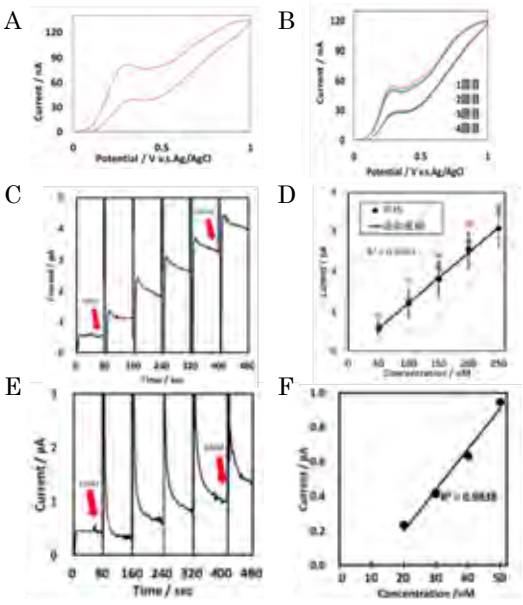


Fig.　1 作製した CNT-MEA チップ
CNT-MEA チップの(A)電極表面画像と(B) SEM 画像.

〈3･2〉　電気化学計測によるドーパミン検出

DA 検出感度を評価するために CV 計測，CA 計測を行っ

た CV 計測の結果，DA1 mM では 250mV 付近で 86．6 nA のピーク電流値がみられ，PBS のみではピーク電流値は見られなかった(Fig2 A)．　また，DA1 mM の CV 計測を 4 回連続で行っても，ピーク電流値の減少は平均 1．8 nA/cycle にとどまった(Fig2 B)．CA 計測の結果，DA 10 nM に対して顕著な反応電流が見られ，10~250 nM の範囲において反応電流の濃度相関は高い線形性を示した(Fig2C-F)



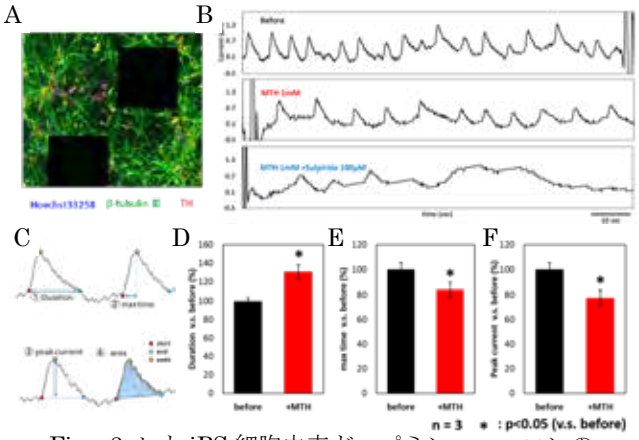
Fig．2 電気化学計測によるドーパミン検出
CNT-MEA を用いた DA 1 mM の（A)サイクリックボルタモグラム（B)複数回計測結果（C)DA 50 nM～250 nM までの CA 計測結果と(D)濃度相関．(E)DA 10 nM～50 nM までの CA 計測結果と(F)濃度相関．

〈3･3〉ヒト iPS 細胞由来 DA ニューロンリアルタイム計測

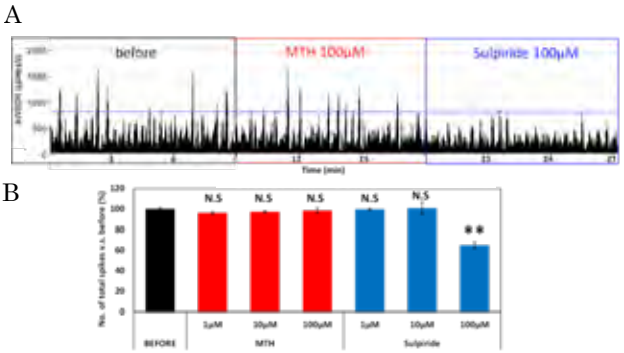
CNT-MEA 上にヒト iPS 細胞由来ドーパミンニューロンを培養し，電気化学計測によるドーパミンリアルタイム計測を行った．培養したヒト iPS 細胞由来ドーパミンニューロンを免疫化学染色し共焦点蛍光顕微鏡にて観察したところ，TH の発現が認められ，ドーパミン作動性ニューロンの存在を確認した（Fig．3 A)　ドーパミンリアルタイム計測の結果，規則的な反応電流が見られ，MTH，Sulpride 投与によって，反応電流に変化が見られた(Fig．3 B)　そこで反応電流を反応持続時間，ピーク電流値，ピーク時間を解析した(Fig．3 C)　その結果，MTH 投与により，反応持続時間が増加し，ピーク電流値およびピーク時間が減少した(Fig．3 D-F)．

〈3･4〉　ヒト iPS 細胞由来 DA ニューロンの活動電位計測

CNT-MEA 上に培養したヒト iPS 細胞由来ドーパミンニューロンの活動電位計測を行った．その結果，MTH 投与による発火頻度への影響は見られず，Sulpiride 100 μM 投与時に発火数の減少が見られた(Fig．4)．



Fig．3 ヒト iPS 細胞由来ドーパミンニューロンのリアルタイム計測
ヒト iPS 細胞由来 DA ニューロンの(A)免疫染色画像　と(B)DA 放出のリアルタイム計測結果．上段：投与前．中段：MTH 1mM 投与時．下段：Sulpride 100 μM 投与時．(C)解析パラメータ．(D)反応持続時間(E)ピーク時間の割合．(F)ピーク電流値．



Fig．4 活動電位計測
活動電位計測結果（A)薬剤投与前後の発火頻度のヒストグラム．(B)発火頻度の変化

4.　まとめ

電解めっき法を用いて CNT-MEA チップを作製した．CNT-MEA を用いて電気化学計測した結果，10 nM 以下の DA の濃度相関が検出され，細胞から放出されるレベルの微量な DA を計測することが可能な高い検出感度を示すことがわかった．電極上にヒト iPSC 由来 DA ニューロンを培養し電気化学計測を行ったところ，DA の放出をリアルタイムに検出することに成功し，DA の放出を増加させる覚せい剤投与により DA 放出特性の変化を検出した．同一 MEA を用いて、活動電位を指標とした覚醒剤応答を計測した結果、濃度に依存した発火頻度に変化は見られなかったことから、開発チップは従来の計測では検出することのできない神経ネットワークの生理的作用を検出できることがわかった．このことから開発した CNT-MEA チップは神経伝達物質の放出特性を指標とした新しい薬効評価技術への応用が期待できる．

重度運動機能障害者のための適応的ジェスチャインタフェースに関する研究 - 第２報 -

A Study of Adaptive Gesture Interface for Persons with Severe Motor Dysfunction - 2nd report -

○ 中山　剛　　伊藤和幸（国立障害者リハビリテーションセンター研究所）
依田育士（国立研究開発法人産業技術総合研究所人間情報研究部門）

Tsuyoshi NAKAYAMA and Kazuyuki ITOH, Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities
Ikushi YODA, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology

Abstract: In this study an adaptive gesture interface has been developed for persons with severe motor dysfunctions who cannot use standard interface switches. Assumed users of the interface are persons with conditions such as cerebral palsy, cervical cord injury, traumatic brain injury, muscular dystrophy, and neuropathy. A commercially-available image range sensor is utilized in the interface in order to make the price low and to realize a non-contact and non-constraint interface. A participants with neuropathy tested a prototype gesture interface at home via a third person shooter game. After the test period, the participant evaluated the interface though three subjective evaluation methods, Quebec User Evaluation of Satisfaction with assistive Technology (QUEST) 2.0, Psychosocial Impact of Assistive Devices Scale (PIADS) and System Usability Scale (SUS). The results proved that the participant received a quite positive psychosocial impact from the interface.

Key Words: Gesture interface, Alternative input device, Persons with motor dysfunction, Quadriplegia

1. はじめに

重度運動機能障害者が意思伝達装置やパソコンを操作する際の操作インタフェース（スイッチ等）の選択と適合の重要性はこれまで重ねて議論されてきており，コミュニケーション支援の基本である(1)．しかし，不随意運動を伴う脳性まひ者（痙直型／アテトーゼ型／混合型）や脳血管障害による後遺症者等への操作インタフェース(スイッチ等)の適合は困難であるケースも少なくない．また，随意的に動く身体部位が極端に少なくなる重度の進行性の神経疾患あるいは筋疾患患者等へのインターフェース適合には困難を伴うことも多い．以上を背景にして，重度の運動機能障害（脳性まひ，高位頸髄損傷，進行性筋疾患・神経疾患，脳卒中後遺症など）が原因となり，意思伝達装置などへの入力が困難な重度運動機能障害者に対して，簡易なジェスチャにより情報機器を操作可能にするインタフェースを研究している．類似の試みとして Kinect を応用した OAK（Observation and Access with Kinect）が研究開発されているが(2)，本研究は，OAK で採用されているエアスイッチではなく，ジェスチャを利用したインタフェースであることに特徴がある．

これまで多種多様な 40 余名の重度運動機能障害者の 159 の身体部位のジェスチャを計測して類型化を行い，頭部動作，舌の出し入れ，指の動き，両足の動き，膝の開閉，肩の動きを認識する 6 つの認識エンジンの基本開発を行ってきた(3) (4) (5)．また，試作したジェスチャ認識装置を重度運動機能障害者の自宅に設置して，エアコンやテレビなど家電製品の操作，落ち系ゲームの操作などに応用する評価実験も行っている(6)(7)(8)．本稿では，試作した適応的ジェスチャインタフェースを活用してサードパーソン・シューティングゲームを実施した際の神経原性の筋萎縮症患者による主観評価の結果を報告する．

2. 適応的ジェスチャインタフェース

本ジェスチャインタフェースのシステムは距離画像センサ（カメラ，ASUS Xtion Pro Live），パソコン（認識部）から構成される（図 1）．パソコンには各種のジェスチャを認識するソフトウェア（指，腕，頭部，舌，膝，その他の単純な動きに対応したモジュール）が実装されている．ジェスチャ認識ソフトの画面の一例を図 2 に示す．なお，家電製品等の制御を行う場合には，別途の汎用出力装置が必要となる．

図 1　ジェスチャインタフェースのシステム外観

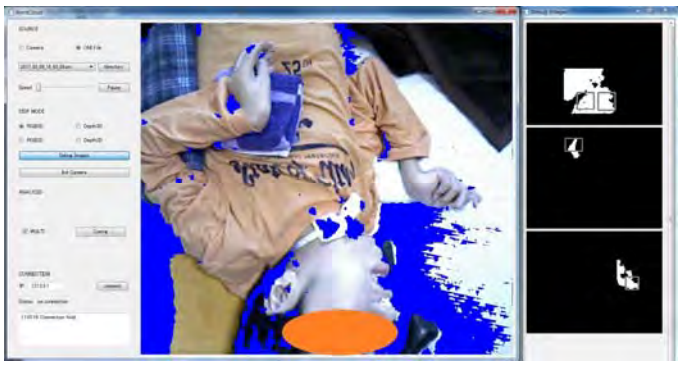


図 2 ジェスチャ認識ソフトの画面の一例
（口，耳，左手指，右手指のジェスチャ認識の例）

3. 調査方法

3.1 実験協力者

実験協力者はウェルドニッヒ・ホフマン病であり，移動は介助用車いすを利用している．機能的自立度評価表（FIM）による合計は 48 点（運動項目 13 点，認知項目 35 点）である．

3.2 評価方法

実験協力者の自宅にジェスチャインタフェースのプロトタイプを設置した．協力者は布団上の左半側臥位で同ジェスチャインタフェースや他のスイッチ等を利用してサードパーソン・シューティングゲームの一つワールドオブタンクス（World of Tanks，以下 WoT）にて戦車を操作した．その際，ジェスチャインタフェースの距離画像センサ（カメラ）は協力者の頭の斜め上方にスタンドで固定し，協力者の右示指の屈曲，耳の動きの 2 種類のジェスチャにてそれぞれ戦車の後退の操作と砲手視点の切り替え操作を行った．ジェスチャインタフェース以外にマイクロライトスイッチ（AbleNet Inc.），ホッペタッチスイッチ T（徳器技研工業（株)),ハンドトラックボールマウス(サンワサプライ(株)，400-MA018）を操作に利用した．表 1 に WoT の入力操作の一覧を示す．

表 1 WoT の入力操作の一覧

WoT の操作	入力装置と身体部位
車体の前進	マイクロライトスイッチ，左手母指
車体の後退	ジェスチャインタフェース，耳
砲の照準操作と車体の回転	ハンドトラックボールマウス，右手示指
砲手視点の切り替え	ジェスチャインタフェース，左手中指
射撃	ホッペタッチスイッチ T，唇

約 1 時間の WoT の操作後，QUEST 2.0 (Quebec User Evaluation of Satisfaction with assistive Technology: 福祉用具満足度評価）[9]のうち福祉用具についての 8 項目（福祉用具の大きさ，重さ，調節のしやすさ，安全性，耐久性，使いやすさ，使い心地の良さ，有効性）のみを実施した．また，福祉機器心理評価スケール（Psychosocial Impact of Assistive Devices Scale : PIADS）[10]ならびにユーザビリティの主観評価指標としてシステムユーザビリティスケール（SUS，System Usability Scale）[11]も実施した．SUS では，評価対象となるシステムに関する 10 項目の質問を行い，被験者が「Strongly agree」から「Strongly disagree」の 5 段階の主観評価を行う方法であり，得られた評点から SUS スコアを求めて，ユーザビリティを評価する方法である．SUS スコアは 0 から 100 の間の値を取り，点数が高いほど使用しやすいシステムであることを示す[11]．

なお，本研究は著者の所属機関の倫理審査を行う委員会と利益相反委員会の承認のもと，実験協力者に十分な説明を行った後，同意を得て行った．

4. 結果

QUEST 2.0 の結果（5 点満点 : 0～5 点）は 3.6 点，「やや満足している」から「満足している」の間という結果を得た．また，重要だと思う項目としては「調節しやすさ」「耐久性」「使いやすさ」が挙げられた．PIADS（-3～3 点）の合計得点は 2.0 点，効力感 2.0 点，積極的適応性 2.0 点，自尊感 2.1 点であった．SUS スコア（0～100 点）は 65 点であった．本ジェスチャインタフェースは「まあまあ使いやすい」から「やや使いづらい」程度という評価であった．

5. まとめ

実験協力者は本ジェスチャインタフェースに対する主観評価を本報告（2017 年 7 月）以前に 2 回（2016 年 6 月と 2017 年 1 月）にも行っている[7][8]．QUEST 2.0 の結果は実施毎に 3.4 点，3.5 点，3.6 点と漸増しており，徐々に満足度が上昇していることが伺えた．PIADS 合計得点は実施毎に 0.6 点，0.9 点，2.0 点と急上昇しており，当ジェスチャインタフェースが与えるポジティブな心理的効果が急上昇していることが伺えた．本報告では当該ジェスチャインタフェースのゲームへの応用であるが，実験協力者はモールス符号による文字入力を希望しており，当該ジェスチャインタフェースを活用する方式を検討している．

なお, 本ジェスチャ認識ソフトは平成 30 年 3 月末頃にダウンロード形式でのモジュールの一部の一般公開を計画しており，それまでにユーザビリティの向上も含めたシステムの改良と評価，適用事例の検証を更に行っていく予定である．

謝辞

本研究の一部は日本医療研究開発機構（AMED）研究費（障害者対策総合研究開発事業）「脳性麻痺者・脳卒中者の意思伝達支援のための非接触ジェスチャ認識インタフェースの開発」と JSPS 科研費 JP16H03216 の助成を受けて実施された．

参考文献

(1) Kathryn M.Yorkston編，富永優子訳，拡大・代替コミュニケーション入門，協同医書出版, 1996.
(2) 巖淵守，楊光，中邑賢龍，コンピュータビジョンを利用した重度重複障害支援，映像情報メディア学会技術報告 Vol.37, No.12, pp.47-50, 2013.
(3) 依田育士，伊藤和幸，中山剛，モジュール型ジェスチャインタフェース開発のための重度運動機能障害者からのジェスチャの収集と分類, HI学会研究報告集, Vol.16, No.2, SIG-ACI-12, pp.23-28, 2014.
(4) Yoda,I., Itoh,K., Nakayama,T., Collection and Classification of Gestures from People with Severe Motor Dysfunction for Developing Modular Gesture Interface, HCI International 2015, Springer International Publishing Switzerland 2015, UAHCI 2015, Part II, LNCS 9176, pp.58-68.
(5) 伊藤和幸，中山剛，依田育士，重度運動機能障害者向けジェスチャ認識スイッチインタフェースの開発，第30回リハ工学カンファレンス講演論文集(CD-ROM), pp.227-228, 2015.
(6) Ikushi Yoda, Kazuyuki Itoh, and Tsuyoshi Nakayama. Long-Term Evaluation of a Modular Gesture Interface at Home for Persons with Sever Motor Dysfunction. HCI International 2016, pp.102-116, 2016.
(7) 中山剛，伊藤和幸，依田育士．重度運動機能障害者のための適応的ジェスチャインタフェースに関する研究. LIFE2016，講演予稿集, pp.270-271, 2016.
(8) 中山剛，伊藤和幸，依田育士．重度運動機能障害者のためのモジュール型ジェスチャインタフェースの基礎的評価．信学技報, vol.116, no.453, pp.57-60, 2017.
(9) Demers, L.，他著，井上剛伸，他訳，QUEST福祉用具満足度評価第2版-福祉用具の効果測定-，大学教育出版，2008.
(10) 井上剛伸，他，福祉用具の心理的効果測定手法の開発，平成17年度総合研究報告書，厚生労働科学研究費補助金（障害保健福祉総合研究事業），2006.
(11) Brooke, J., SUS - A quick and dirty usability scale, Usability Evaluation in Industry, Jordan, P., et al. (eds.) Taylor and Francis, 1996.

多系統萎縮症に対する操作スイッチ評価機器の試作

Experimental production of the evaluation device and operational switch to MSA

○ 河合俊宏（埼玉県総合リハビリテーションセンター）

Toshihiro KAWAI, Saitama Rehabilition Center

Abstract: MSA is the incurable disease which is a general term of SND, OPCA and SDS. It's difficult to live a life with the extrapyramidal symptom, ataxia and self-controlled nervous disorder. This report is an experimental production of the evaluation device and operational switch.

Key Words: MSA, Operation Switch, Communication Evaluation Device

1. 背景

多系統萎縮症(以下、MSA)は、線条体黒質変性症(SND)、オリーブ橋小脳萎縮症(OPCA)、シャイ・ドレーガー症候群(SDS)の総称である難病である。錐体外路症状、運動失調、自律神経障害と、いずれも在宅生活を送るには課題となるため、自発的なコミュニケーション機能が一旦失われると、機器的な支援が有効とされる例をみることは極めて少ない。

なかでも錐体外路症状では、動かない「無動」と、運動時に伴う「振戦」が問題となる。運動時のみ振戦がある場合は、接点入力に必要な荷重を大きくとることにより、緊急時の呼び出しなどに限れば、可能となる。しかしながら、振戦を止めることが出来ない場合は、設定・動作確認だけで、現実的な対応が出来ない。振戦の激しい対象向けに、操作スイッチだけでなく、振動を抑える刺激装置を含めたシステムを既に報告した。[1)]

刺激装置の最適化を図るために評価する機器を試作したので、報告する。

2. 対象

60 歳代、男性。家族（子・孫）と同居にて在宅療養。四肢麻痺、音声言語機能喪失。常時ねたきり状態であった。

X 年 3 月「呼び出しが出来るように」との家族の希望で、市役所より埼玉県総合リハビリテーションセンターに依頼があったものである。既に報告したシステムを実際には試用出来ず、9 ヶ月後に死亡している。

3. 操作スイッチ連動機械的刺激システム

振戦に対して、変動を時間的に読み取り、制御するシステムを、操作スイッチ連動機械的刺激システム（以下、OSW-MST）とした。本体として、小型のコンピュータ、RaspberryPi Model A を用いた。汎用入出力である GPIO に周辺回路を接続し、ソフトウェアは、Raspbian 上で Python にて、次の記述をした。

初回の操作スイッチ入力は、そのまま操作対象へと出力し、２回めからの操作スイッチ入力から間隔を演算し、幅をもたせた時間ｔ１内は、操作対象への出力をしない。

ｔ１を越えた場合は、再度操作対象へと出力を行う。以後は繰り返しである。

また出力をしない時間が一定時間ｔ２を越えた場合は、振戦がずっと継続している、つまり不随意運動が継続していると判断して、別出力となるようポートを別にした刺激装置起動用出力へ信号を送るようにした。

t1 を２クロック相当、t2 を４クロック相当と仮定した時のタイミングチャートを、図１に示す。

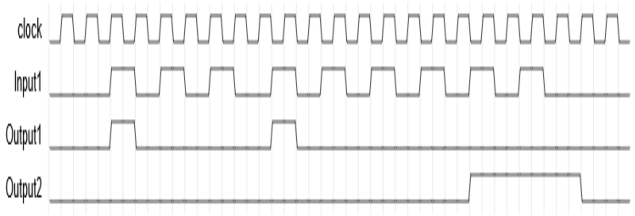


図１　Timing chart

試作品の外形を、図２に示す。[2)]

図２　OSW-MST Controller

4. 評価装置試作

機械的刺激は、徒手による振戦状況を解消する目的である。徒手であれば、刺激強度・刺激時間を制御をすることが可能であるが、OSW-MST はオープン出力で、時間のみしか制御できない。

そこで操作スイッチとは別系統で、人の機能を評価する必要がある。操作スイッチは、指による操作が多いことより、把持力を計測する試作品を改変し、連続的に計測値が得られる試作をした。[3)]

把持力計測の試作は、握力計を使うことが困難な手指変形者での利用を目指しているものであり、一般的に用いられているスメドレー式握力計、手部変形が軽度な方では根拠があるとされているジャマー式握力計、とは異なった形状となるゴム球を握るを原型としている。ゴム球の把持は、手指の変形が強度でも対応が可能であることが多いため、

圧力と流速とを計測出来るように流量センサに接続し、A/D 変換してパソコンに入力可能にした。

把持力計測装置試作対象であるリュウマチ患者のゴム球把持例を図３に、試作外形を図４に示す。

図3 RA Hand

図4 Evaluation Device

把持力に相当する値自体は意味あるものになっていないが､図５のような操作スイッチに見立てた接点入力装置を、熱可塑性樹脂・面ファスナーにて固定することで、評価機器を構成した。

図５ 黄色の部品がメカニカルスイッチに相当している。

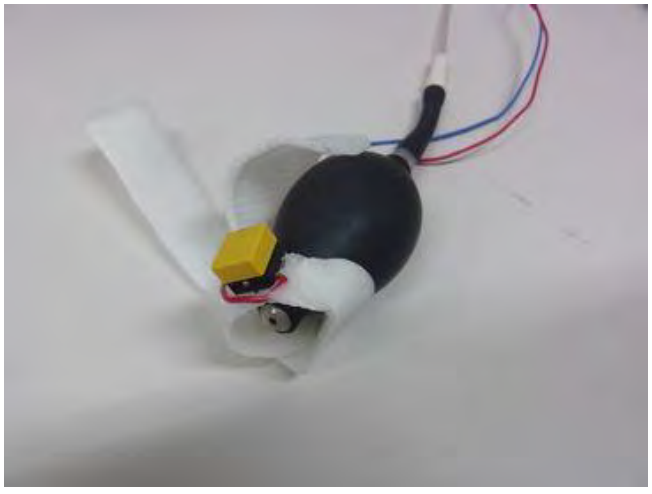


図５　Rubber ball with Operation Switch

5. 課題

電圧値の変動をただパソコンで表示しても、制御にはならないため、変動する流量センサの出力値を、OSW-MST でも読み込み並列処理するか、振戦の判別とは別系統で、機械的刺激制御システムとするのか、今後検討してゆく必要性がある。

多系統萎縮症で OSW-MST の適応となるニーズと合致した症例がいなかったので、OSW-MST 自体の有効性も実証できていない、今後も地域支援例にあたり、機器・システムの有効性を実証してゆきたい。

参考文献

1)河合俊宏，多系統萎縮症に対する操作スイッチの試作，LIFE2016 USB，pp. 437-438，2016.
2)河合俊宏，鈴木康子，東海林朋美 他:在宅難病患者向け緊急通報装置の機器支援 その４．第 30 回リハ工学カンファレンス in おきなわ論文集，CD-ROM，2C3-1，2015
3)河合俊宏，土佐圭子，把持力計測装置の試作，第 18 回埼玉県健康福祉研究発表会 演題抄録集，pp. 192-193，2017.

ジョイスティックで運転する自動車の開発と実用化

Development and Practical Implementation of a Joystick Operated Car

○ 和田正義（東京農工大学）

Masayoshi WADA, Tokyo University of Agriculture and Technology

Abstract: In this paper, a development of a joystick operated car is reported. A core technology of the car is a joystick drive system which allows a user to rotate a steering wheel and activate gas- and brake- pedals by electric powers. To realize practical implementation of the developed joystick system, a variety of additional devices are installed on a car such as a lift with remote control function and a wheelchair dock system. The joystick operated car got a permission to drive on public roads. Moreover, persons with severe disability can acquire driver's license by using developed cars.

Key Words: Joystick, Car operation, Severe disabilities.

1. 概要

車いすなどを用いて日常生活の移動を行う必要のある重度の障害を伴っている人々は，移動機器などの能力による活動範囲の制約や，移動に際して介助者や介護者が必要であるなどの理由により社会参加の機会が制限されてしまう場合がある．障害者自身による自動車の運転ができるようになれば，より自由で広い範囲の移動が可能になることから，身体的・精神的な負担軽減と障害者の自立が促進できる[1][2]ばかりでなく，家族など介護者や介助者の負担を軽減する効果も期待できる．

そこでロボット・メカトロニクス技術を応用して，重度の障害者の人たちにも自動車の運転を可能とするジョイスティック式自動車運転装置の開発を行った．電動車いすなどの操作に用いられる，軽い力かつ小ストロークで操作できるジョイスティックにより，電気モータを駆動・制御することでハンドルの回転操作，およびアクセル・ブレーキペダルの作動を可能にする[3]．また，ジョイスティック式自動車運転装置に加えて，車両乗り込み用のリモコン式リフトや，車いす固定装置などを車両に搭載することで，運転者である障害者単独での長距離移動を可能とした．開発した車両は認可を受け公道を走行可能であるばかりでなく，車両を自動車教習所等に持ち込んで教習を受けることで，自動車免許の取得もできる．

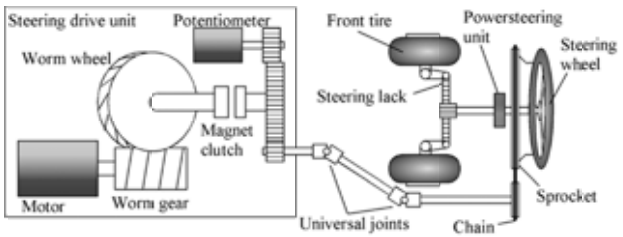
2. ジョイスティックで運転する自動車

2-1 ジョイスティック式自動車運転支援装置

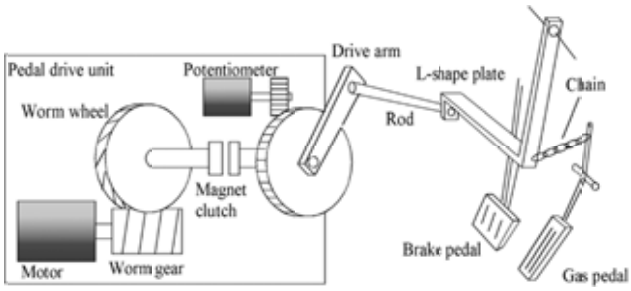
ジョイスティック式自動車運転装置はハンドル駆動ユニット，およびペダル駆動ユニットの 2 つのサブシステムから構成される（図 1）．ハンドル駆動ユニットにおける動力伝達機構を図 1(a)に示す. 電気モータのトルクはウォームギア，電磁クラッチ，歯車，ユニバーサルジョイント，そしてスプロケットーチェーンをそれぞれ介してハンドルに伝達される．近年，普及している車両の電動パワーステアリングの機能も有効に利用する構造である．手を離したときジョイスティックのレバーが直立状態に復帰するようばねを備えハンドルの制御には角度制御を施している．しかしながら，ハンドルの力情報はジョイスティックでは，感じることができないユニラテラルシステムである．

また，ペダル駆動ユニットでは，L字プレートを設置しこれを前後方向に駆動することで，アクセル，ブレーキの 2 つのペダルを 1 つの電気モータで駆動する（図 1(b)）． ハンドル，ペダルの各々の駆動ユニットは独立して動作するそれぞれ 1 つずつの電気モータにより制御される．運転者が操作するジョイスティックの傾斜角度とその方向に従い，各モータの角度がジョイスティクからの角度指令に追従するようそれぞれ PID 制御を施している．

ジョイスティックは 2 自由度のもの 1 本，あるいは 1 自由度のもの 2 本を車両に備えるタイプがある．運転者の障害の度合いに応じて，ハンドル，ペダルのどちらか一方のジョイスティック化など，柔軟な構成が可能である．図 2 には，2 本の 1 自由度ジョイスティックによる自動車運転システムを実車両へ搭載した様子を示す．右のジョイスティックはハンドル駆動用であり，左右方向に操作することで，ジョイスティックの傾斜方向に角度に応じてハンドルが回転する．また左のジョイスティックはペダル駆動用であり，前後方向に操作する． 車両前方向に傾けるとブレーキ，後ろ方向に傾けるとアクセルペダルがそれぞれ作動する．ペダルの踏込量もジョイスティックの傾斜角によって決定される．



(a)Steering wheel drive mechanism



(b) Pedal drive mechanism

Fig.1 Drive sub units of a joystick drive system

Fig.2 Driver cockpit with a joystick drive system

2-2 高速走行のための可変感度機能

可変感度機能は，広範囲にわたる車両速度域に対して，車両走行の安定性と操作性を維持するための機能である．ジョイスティックの傾斜角に対する，ハンドルの回転角の比率を感度と呼ぶが，これを車両速度に応じて変化させることで，低速域から高速域までの車両速度にわたって安定して走行できる工夫を施している．停止状態から，時速20km 程度の走行速度における感度設定を図 3 に示す．ハンドルの最大回転角とジョイスティックの最大傾斜角を直線で結ぶ（同図の点線）と，感度が高すぎて極低速にても自動車の運転が困難であった．そこで，実線で示す，折れ線を基本の感度関数として用いている．車両の速度上昇に伴い，この基本関数が感度を低下させる方向，つまりジョイスティックの傾斜角に対するハンドルの回転角が小さくなるように，感度関数を変化させることで，時速 120km までの車両速度での安定した走行を実現している．

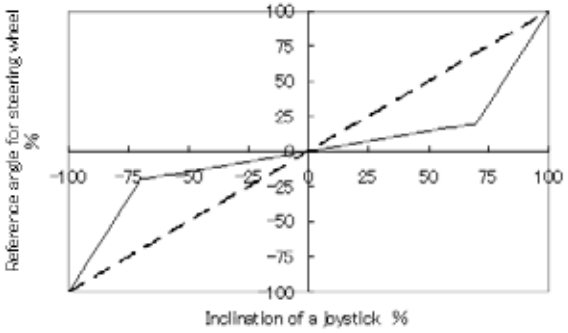


Fig.3 Sensitivity function for steering wheel control

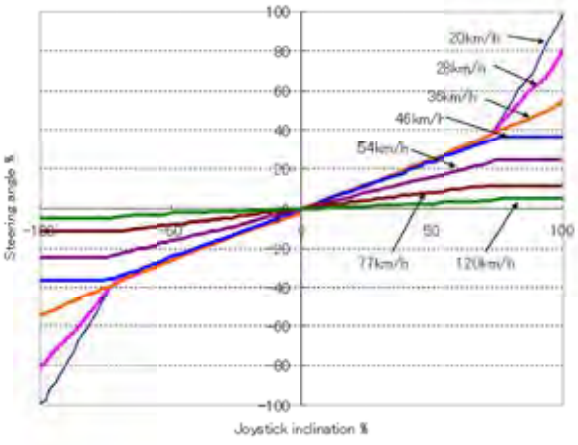


Fig.4 Variable sensitivities depend on vehicle speed

3. 車両

重度の障害者が自ら自動車を運転し，単独で広範囲を移動できるようにするためには，ジョイスティック式運転装置のほか，様々な機能を実現する装置や設備を車両に搭載する必要がある．車両後方から自動車に乗り込むための電動ハッチと電動リフト（図 5）や、車いすを運転席部分に固定する装置（図 6）に加えて，運転中に的確なタイミングで操作が必要であるホーン，ライト，ワイパー，ウィンカーなどの操作ボタンはジョイスティックによる運転を行いつつ操作できるよう，手元に移設する必要がある．

Fig.5 An electric hatch and an electric lift on the back of a car

Fig.6 Wheelchair docking system on the driver position

4. 安全性対策

ジョイスティック式運転装置の基本構成は，運転者が操作する 1 本，もしくは 2 本のジョイスティックから送信される 2 自由度の指令に基づき，ハンドルを回転する第 1 の電動モータと，アクセル・ブレーキを作動する第 2 の電動モータをそれぞれ駆動制御するものである．よって，運転者は，ハンドルやペダルなどの本来の自動車の操作装置に物理的に触れることなく自動車を運転するバイワイヤシステムの一種と考えることができる．開発したジョイスティックで操縦する自動車においては，ハンドルとペダルつまりオートマチックトランスミッションの自動車における走行中に操作する主要な操縦装置をバイワイヤ方式としている．つまり，ステアバイワイヤおよびブレーキバイワイヤを同時に実現しているといえる．そこで重要となるのは，装置の信頼性と安全設計である．自動車の走行中にハンドルが回転しなくなる，またはペダルが作動しなくなる，などの事態を回避するため安全設計として行った主な項目を表 1 に示す．

5. 車両の走行

前述した可変感度機能を備えたジョイスティックによるハンドル制御による車両走行を行った．走行データを図 7 に示す．走行記録時間は 1200 秒であった．走行開始時および 1200 秒付近では車両速度が低いことから，操舵輪角度（前輪の舵角）は 5° 程度の操舵が行われていることが確認でき

る．一方，300 秒から 1000 秒の間では，60～85km/h におよぶ高速走行を行っており，この速度域においては操舵輪角度は±1°以内に収まっており，運転者による緩やかな方向調整がなされているものの，蛇行のような不安定動作は発生しておらず，安定した高速走行が可能なことが確認できる．

Table 1　Important functions for car safety

項目	具体的内容
センサの 2 重化	ハンドル角度，ペダル踏込量の検出，およびジョイスティックの操作検出を行うための角度センサを全 2 重化
センサ，モータ，クラッチ配線の断線検出	センサ，モータ動力線，およびモータ動力を伝えるクラッチの配線が断線していないかを常に監視
空気圧式緊急ブレーキ	圧縮空気により作動する緊急停止ブレーキを装備．ジョイスティックのブレーキ操作側の終端に作動スイッチを設置し，ジョイスティックから手を離さなくとも緊急ブレーキを作動させることができる．

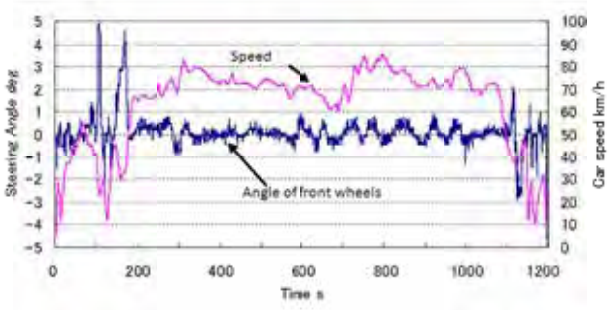


Fig.7 Car drive test

6. ジョイスティック車を用いた運転免許取得

重度の障害を伴う人でもジョイスティックで運転する自動車を用いて普通自動車免許を取得できる可能性がある．ただし，どのような障害あるいはどのような障害の度合いも保障できるものではない．免許取得のためには，許可を受けた指定自動車教習所にジョイスティック車両を持ち込み，教習所を卒業後，運転免許センター・試験場にて学科試験を受験．教習では健常者と同様のメニューをこなして運転技術を習得する必要がある．

教習前にジョイスティック車を購入して，その車両を教習所に持ち込まなくてはならない点と，事前に教習所にジョイスティック車両での教習実施を承諾してもらう点等が健常者と異なるのみである．

無事に免許が取得できれば，自動車免許の条件等の欄には「アクセル，ブレーキ及びハンドルをレバーで電子制御の下に操作するＡＴ車の普通車に限る．」という記載が記入され，運転免許証が交付される．

7. 結言

ジョイスティックで運転する自動車の開発とその実用化について述べた．ジョイスティック式自動車運転装置の開発には電動モータのコンピュータ制御技術を応用し，電動モータの力で自動車のハンドルやペダルを機械的に作動させ，軽い力，小さなストロークでのジョイスティック操作による自動車運転を実現した．車両の低速域から高速域にわたる安定した車両走行を実現するために，ジョイスティック傾斜角とハンドル回転角の比率を車両速度に応じて可変にする可変感度機能を実装し，安全で操作性のよい運転を実現した．本報で紹介したジョイスティックで運転する自動車は国内で製造されたジョイスティック車両として初めて陸運局より認可を得ることができ，現在㈱ミクニライフ＆オートから販売されている[4]．

謝辞

ジョイスティックで運転する自動車は，㈱ミクニ ライフ&オート（旧㈱ニッシン自動車工業）との共同研究により開発したものです．関係者各位に感謝申し上げます．

参考文献

(1)　「重度筋ジストロフィー患者の自動車運転に対する規制緩和を求める調査研究と社会啓発事業」研究補助事業報告書，社）日本筋ジストロフィー協会
(2)　JOY-VAN全国キャラバン「地域生活の新たな支援システムの研究」報告書，財団法人）日本財団
(3)　和田正義，亀田藤雄“片手による自動車の運転を支援するジョイスティックシステム”日本福祉工学会誌Vol.11. No.2, pp.43-48, 2009.
(4)　㈱ミクニ ライフ＆オート“ジョイスティック運転装置” http://www.nissin-apd.co.jp/products/joystick_drv/ (2017.7.28閲覧)

スマートフォンで動作する触覚を用いたテーブルゲームシステムの試作

河内 了輔[1]，前田 義信[2]，新川 拓也[3]
[1]新潟医療福祉大学医療技術学部視機能科学科，[2]新潟大学工学部，
[3]大阪電気通信大学医療福祉工学部医療福祉工学科

1. はじめに

点字を貼付したトランプや盤面に立体形状を付与した囲碁など，視覚障害に配慮したテーブルゲームがいくつか存在する．このようなゲームを利用することによって，視覚障がい者と晴眼者が共にゲームを楽しむことができるが[1]，晴眼者と視覚障がい者ではゲーム中に情報を得るために使う感覚器が異なるため，有利不利が発生する要因となり，ゲームの進行に影響を及ぼすことが考えられる．

本研究では，同一のルールの元に対等に遊戯できるテーブルゲームシステムの開発を行っている．本稿では，「手札」と「場札」が存在するカードゲームについて，1）カードの代わりに立体形状を有するコマを利用し，2）コマの持つ情報を指の触覚と聴覚で確認する形態を有すゲームシステムを試作したので報告する．

2. 試作システムの設計

図1に試作したテーブルゲームシステムの外観を示す．本システムはスマートフォンに専用のアプリケーションをインストールし，ペーパークラフトのコマ（図2）を立体的に組み立てて使用する．プレーヤはコマの底面に設置された刻印（図2a）を指で触り，その種類を確認する．コマを場札として出す際には，プレーヤはスマートフォンの後部に設置された板の上にコマを置く．この板はスマートフォンのカメラの視野に入る位置に配置されており，2 mm程浮き上がった縁にコマの底面が接触するように置くと，コマに印刷されているQRコード（図2b）にスマートフォンのカメラのピントが合いQRコードが認識される．QRコードにはコマの情報が記録されており，認識されるとスマートフォンのスピーカからコマの種類が音声で出力され，プレーヤが出した場札の情報を他のプレーヤに伝えることができる．

3. ゲームルール

基本的なルールとしては，場に出ているコマの種類と同じものを手持ちのコマから出し，手持ちが無くなれば勝ちとなる．プレーヤ数は3名，ゲーム開始時に配布されるコマは5個である．コマの種類は，月，星，太陽の3種類とした．なお，場に出ているコマの種類を変更する変更コマ，隣のプレーヤに追加のコマを取らせる攻撃コマ，変更コマの機能と攻撃コマの機能を併せ持つ特殊コマも存在する．

4. 試遊実験

本システムを22歳女性2名，35歳男性1名に試遊させた．被験者のうち 2 名はアイマスクで視界を遮った状態で実験を実施した．被験者には手札の確認と場札の出し方を練習する時間を5分程度与え，アイマスクを装着しない被験者を加えて計3名のプレーヤでゲームを実施した．その結果，視覚が使えないプレーヤがいたとしてもゲームが成立することを確認した．

5. まとめ

本研究ではスマートフォンで動作する触覚を用いたテーブルゲームシステムを試作した．試遊実験の結果，視覚が使えないプレーヤが混在した状態であってもゲームが成立することを確認した．今後は，視覚に障害を持つプレーヤにも試遊実験に参加してもらい，本システムの操作性の向上や新たなゲームルールの考案を試みる予定である．

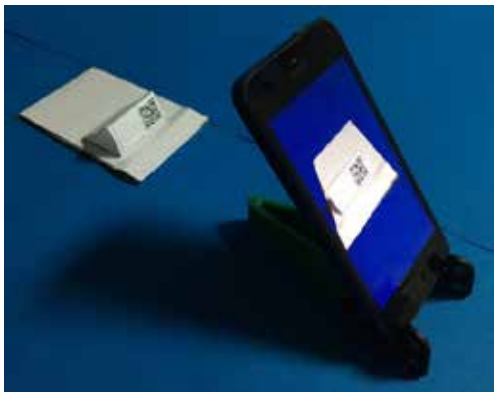


図1　試作したテーブルゲームシステムの外観

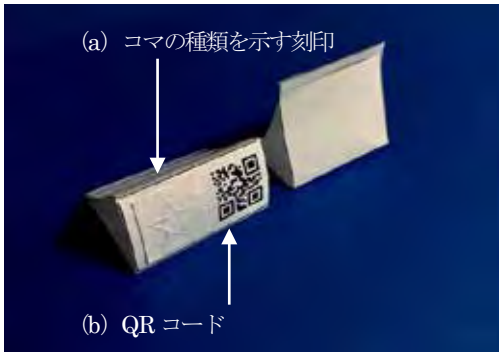


図2　ペーパークラフトのコマ

参考文献

1)バーバラ・ブラウン：非光学的・電子的ロービジョン補助具，築島 謙次：ロービジョンハンドブック，41，診断と治療社，(1999).

福祉用ペットロボットの設計

Design of welfare pet robot

学　京島　建多（日工大院）　　中里　裕一（日工大）

Kenta KYOUJIMA Nippon Instiute of Technology student
Yuichi NAKAZATO Nippon Instiute of Technology nakazato@nit.ac.jp

Research on pet robots is being studied by many research institutes. In conducting research, we conducted several questionnaire surveys on pet robots. As a result of the questionnaire investigation, many opinions were received that the pet robot is too boring. Consequently, we will focus on the behavior of pet robots in this research. According to the surveys, some opinions observe about the inconvenience of charging. Therefore, we will conduct the research to create the pet robot which can charge by itself. To incorporate the functions, we will review the mechanism, increase the number of motors, and redesign the pet robot.

1.　はじめに

近年の日本は 65 歳以上の高齢者の割合が年々増加するとともに、認知症を伴う高齢者の方も増加している。本研究では、認知症の抑制方法としてアニマルセラピに着目した[1)]。しかし、実際に動物と関わって行われる療法のため、日々のお世話やアレルギーや感染症などといった問題を抱えている。これらの問題を解決する手段としてペットロボットを用いる方法が挙げられる。

本研究では認知症の症状の改善・発症の抑制を目的として、対象者が癒され、親しみを持てるペットロボットの研究・開発を行っている。

人が持つ知識や経験を引き出しつつ、感情的な行動を主観的に連想させるロボットの形態として①人型、②身近な動物型、③身近でない動物型,④架空の動物やキャラクターなどに分類される[2)]。本研究では、ペットロボットの問題点として挙げられている「飽き」[3)]の改善策として、「会話機能の付加」、「違和感のない動作」[4)]を考慮し、架空の動物やキャラクターに着目し、一連の研究によって「デフォルメされた短脚の二足歩行型のクマ」のペットロボットを提案している。Fig.1 に機体の外観を示す。

また、養護支援施設等でアンケート調査を行ったところ、ペットロボットを赤ちゃんのように扱う方が多く、本研究ではその様子と回想法を結び付けている。そこで、子育てしていた時期を思い出してもらえるように「お世話してもらう」ペットロボットを検討する。

Fig. 1 Structure and appearance of the robot

2.　研究方針

ペットロボットを製作には対象者の意見を参考にする必要がある。養護施設等から得た結果に充電のしにくさや動作の少なさに多くの意見が寄せられた。そこで本研究はこの 2 つを見直す。

まず充電について見直す。機体を製作する上でアニマルセラピを効果的に得るために患者に機械的要素を連想させてはならない。先行研究ではクマロボットの充電用マグネットプラグがぬいぐるみからはみ出ており、対象者の方にマグネットプラグを使用して、充電してもらうことで精神的な健康の回復を促進させた。しかし、この方式は接触不良が生じることや安全性の問題、マグネットプラグを繋ぐ動作が対象者には難しいという声が挙げられた。また外観のぬいぐるみらしさを損ねてしまう。そこで、充電方式を無接点充電に変更して充電しやすさを検討する。

実際にペットロボットを使用する場合、対象者がペットロボットの充電を行うことが考えられる。しかし対象者が充電を忘れてしまうことも考え自己充電を行えるようにする必要がある。充電ターミナルはベッドを用いたものが製作されていて自力でベッドに乗り充電を行えるようにしなければならない。また Fig.1 のペットロボットは軽量化によりサーボモータの小型化や数を削減している。削減した分を補うために糸やプーリを歩行時の際に使う部位と肩と手に施されている。サーボモータを補うために入れていた糸であるが動作と共に糸が緩まることや糸を固定するネジにより糸が切れてしまうことなどメンテナンス性に問題があると思われる。さらに糸やプーリで行える動作にも限りがある。動作の幅が広くなるように設計を行なう。

3.　機構の設計

機構の設計にあたり、動作について考える必要がある。その動作について、アニマルセラピや回想法の効果を高める動作にしなければならない。本研究での回想法は子育ての記憶を思い出してもらうことを考えている。この２つの療法を備えている場合、片方の療法を阻害してしまう動作にも考慮しなければならない。そこでこの２つの療法の共通点である、お世話をすることに着目する。ペットロボットの動作を見て助けを連想させる動作の検討をする。例えば歩行中に転び、痛がって泣いている動作やペットロボットでは上れない段差がある場

合は抱っこを要求することが挙げられる。このことやベッドでの自己充電を行うことを考え設計する。これらの動作を行えるようにするために各部位にサーボモータをのせる必要がある。fig.2 に載せる。

Fig.2 Freedom of pet robot

3.1 サーボモータの選定

動作の幅を広げるために fig.1 に搭載されているサーボモータの数より多くする必要がある。だが fig.1 で製作されているペットロボットはアンケート結果で軽量化を求められてきた。現在の重量は 598.4ｇとなっている。その重量を大幅に変えないためにも小型のサーボモータを選定する必要がある。先行研究で使われたサーボモータの最大トルクは 5.4kg・cm であり、これは二つの関節を一つのサーボモータで補うために選定されたトルクである。今回使用するサーボモータは各関節に 1 つ使用するので 5.4kg・cm でなくとも補えると考える。fig.1 に使用されているサーボモータの仕様を table.1 に示し今回使用するサーボモータの仕様を table.2 に示す。

table.1　Servo motor used for previous research

namae	Micro2BB/MG	VSS020A	NARO/BB/JR
mass	28g	12.5g	0.8g
size	28.0×14.0×29.8mm	22.5×11.5×24.6mm	22×11.24×21.35mm
torque	5.4kg・cm	2.2kg・cm	0.8kg・cm
number	2	3	1

table.2　Servo motor to be used this time

namae	SG92R	SG-90	MG92B
mass	11g	9g	14g
size	23.0×12.2×27mm	22.2×11.8×31.0mm	22.8×12.0×31.0mm
torque	2.5kg・cm	1.8kg・cm	3.1kg・cm
number	7	3	2

ベッドでの充電を自力で行う際に膝関節に小型でトルクの高いものを選定し首や肩などパーツの重みが少ない部位には低トルクのものを選定した。

3.2 ペットロボットの設計

ペットロボットに自己充電を行わせるためにベッド型の充電ターミナルに寝ることつまり充電を行えるような設計を施す。ベッドで寝る動作について説明する。膝関節を使いベッドに座ってもらい足を上げて座った際に腹部にあるヨー軸のサーボモータで体の向きを変え最後は膝関節を元に戻すことでベッドでの充電を行えることを考える。fig.3 に本研究で製作するペットロボットの考案図を載せる。サーボモータの配置は、上半身で 6 個と下半身で 6 個に分けられている。腹部にはヨー軸にサーボが二つあり歩行時の重心を調整するためのものと座ったときに体の向きを変えるためのサーボモータである。

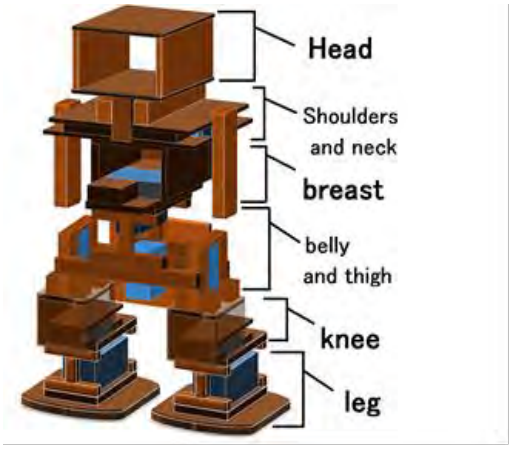


Fig.3 Design drawing of new pet robot

4. 充電方法

充電方法に Qi 規格に対応した Panasonic 製の無接点充電パッド（QE-TM101）を使用して、無接点充電のターミナルの製作を試みている。無接点充電パッド（QE-TM101）の構造は、ムービングコイル方式である。無接点充電器側の送電コイルが、充電する機器の充電コイルを検出して移動するため、送電コイルが検出する範囲内であればどこに置いても電力伝送が可能である。このため、常に送電側と受電側のコイルが最適な位置関係となり、効率的な充電が実現する。

無接点充電の外装となる充電ターミナルの材料は、木の持つ自然な温もり、暖かさを感じる効果を考え、木材で製作した。また、「お世話してもらう」の動作のひとつとして、ペットロボットを寝させ充電することを考え、fig.4 にベッド型の充電ターミナルの図を載せる。また、無接点充電パッド（QE-TM101）をベッド型の充電ターミナルに埋め込めるようにする。

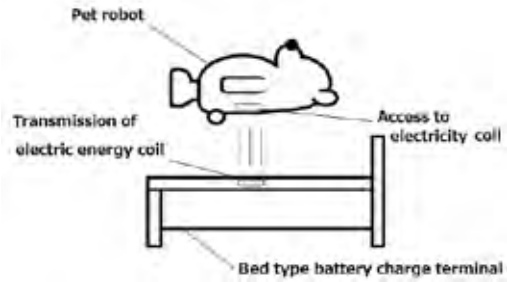


Fig.4 Charging method

Table 1 Specification of wireless charging（QE-TM101）

Size	146*170*20mm
mass	約 250g
output	Max 5W

また、無接点充電の問題として充電する際に間にものがある場合、充電が行えるのかを検討する。

4.1 充電実験

充電をする際にバッテリはペットロボットの内部にしまわれている。さらに外装はぬいぐるみを着せているためその状態から充電を行えるかの実験を行う。布を用いる場合、正確な厚さを測るのが困難であると考えベッドが木材であることから木材を間に挟み実験を行う。

5.実験結果

充電結果について、fig.5 と fig.6 を参考に説明する。Fig.5 はパッドとバッテリの間にはぬいぐるみの生地だけを挟んだ場合の充電である。パッドの右上が点灯していることから充電が行えていることがわかる。しかしバッテリとパッドの間に金属製品を挟んでの充電は行えず、このペットロボットの背中部分にはチャックが付いているためその結果うつ伏せで充電になってしまった。Fig.6 についてだが木材を間に挟んでの充電である。その結果厚さ 5㎜程度のものまでなら間に挟んでの充電を行えることがわかった。

Fig.5 charging 1

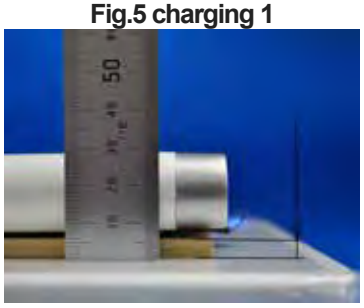


Fig.5 charging 1

6. おわりに

設計に関して現状は簡易な設計しか行なわれておらず、正確な寸法やサイズまでは割り出せていないので寸法を決め次第、製作に移る。

充電に関しては無接点充電に対応したベッドの完成と回想法を高めるために掛け布団の製作を行いたい。

これらの製作を完成させ養護施設に行きアンケート調査を行い対象者の求めるペットロボットの製作を行う。

参考文献

1)　橋本泰子「認知症の予防と対策」2006 初版 プレーン出版 p.91

2)　柴田宗徳「ロボットセラピーの展開」『計測と制御 』第42巻 第9号 p.758

3)　柴田宗徳「ロボットと癒し」『映像情報メディア学会誌』Vol.57 No.1 p.38

4)　柴田宗徳「ロボットセラピーの展開」『計測と制御 第42巻 』第9号 p.756

5)　金井孝之・金井康通・野村直児「置くだけで充電可能な WPC 方式ワイヤレス充電ケータイ」『NTT DOCOMO テクニカルジャーナル』Vol.18 No.4 p.58-60

ロボットセラピーにおける姿勢解析を用いた評価アプリケーションの開発

Development of evaluation application using posture analysis in robot therapy

○近藤智子（芝工大）　井上薫（首都大）　李虎奎（芝工大）　米田隆志（芝工大）

Satoko KONDO, Shibaura Institute of Technology
Kaoru INOUE, Tokyo Metropolitan University
Hokyoo LEE, Shibaura Institute of Technology
Takashi KOMEDA, Shibaura Institute of Technology

Abstract： In order to reduce the use of drugs for surrounding symptoms in dementia, medicine-less treatment (non-drug therapy) is used in combination. One of them is robot therapy, and mental commit robot "Paro" is used. In this research, we develop an evaluation application that can perform subjective evaluation and quantitative evaluation on it at the same time, enables easy evaluation at the site, and contributes to the provision of better care. In the application, we analyze by posture as quantitative evaluation. In this report, we verified the validity of attitude analysis evaluation on the effect of therapy and report its result.
Key Words： Robot therapy, Paro, Posture analysis, evaluation application, Dementia

1. 序論

現在わが国では，高齢者人口の急増に従い認知症患者数も増加し，2020 年には 325 万人まで増加するといわれている[1]．認知症の主な原因疾患とされるアルツハイマー病や脳血管障害は，現時点で根本的な薬物治療を行うことは困難である．そこで，向精神薬などの余分な投薬を減らすため，薬に頼らない治療（非薬物療法）が併用されている[2]．

非薬物療法の一つにロボットセラピー（RAT：Robot Assisted Therapy）があり，PARO（Fig1）のようなロボットが活用されている[3]．メンタルコミットロボットは，人と共存するロボットで，可愛いや心地いい等，人からの主観的な評価を重視し，人との相互作用によって人に楽しみや安らぎ等の精神的な働きかけを行う．例えば，柴田らによる先行研究[3]により，パロを用いたセラピーは，心理的効果・社会的効果・生理的効果があることが確認されている．特に認知症患者に対しては，心理的効果・社会的効果があることが期待されている[4][5]．

しかし，その効果を検証する臨床調査は，主に記録用紙を用いた主観的評価であり，その記録を PC へ入力する必要がある．そのため，解析に手間がかかり，観察者の負担が大きい．また，医療・福祉専門職による観察は主観の影響を受け，観察者による評価基準の違いが生じるため，誤差の生じにくい評価基準が必要である．一方，定量的評価では，大型な機器は現場での使用が難しい場合が多く，小型かつ操作が簡単であることが望まれる．

そこで本研究では，観察者の業務支援を行う評価アプリケーション（以下，アプリ）及び評価機器を開発する．その目的として，主観的評価と定量的評価を同時に行い観察者間のばらつきを小さくし，さらに観察者の負担を小さくする．これらにより，現場で容易な評価を行え，患者に適したセラピー方法の発見に寄与する．また，それにより認知症患者に対し適切なケアを提供でき，対象者の QOL の向上に繋げる．

Fig.1　Mental commit robot「Paro」[3]

2. 作成するアプリケーションの概要

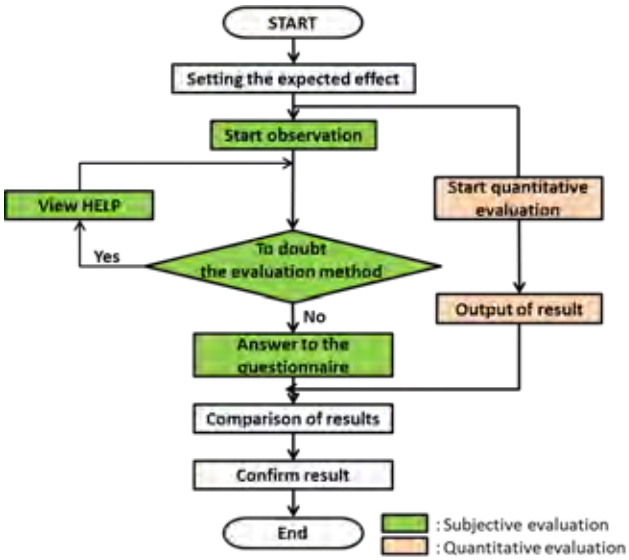
2.1 評価方法の提案

パロによる RAT の効果を検証する一助となる，Fig.2 のフローチャートに従うアプリ形式の評価方法を提案する．評価アプリでは，評価項目や評価の程度をモニタ上に提示された選択肢からチェックして入力できるように操作を容易にした．さらに，患者の負担を軽減する定量的評価方法を導入し，その結果を bluetooth 通信によりアプリに表示する．

観察の前に患者に期待するセラピー効果を設定し，

目標設定を行う項目を作成した．また，観察中に評価方法に対して疑問や評価時，判断に迷う状態が確認された場合は，評価の段階を定義した HELP タブを確認し，適切な判断の下に評価を行う．主観的評価と定量的評価の結果を定量化・比較し，最後に目標に対する達成度を総合判断する．

Fig.2　Flow chart of the application



2.2 主観的評価の評価項目

本研究では主観的評価として観察評価結果の定量化を行う．その際利用するロボット活動記録項目は Table.1 に示す要求仕様のもと作成された．さらに，使用するロボット活動記録項目は，医師や理学療法士等からの意見を基に作成された．本研究では，観察のはじめに，「評価項目 1．活動において観察された効果と判定（コミュニケーションの活性化，心理面の働きかけ等）」（Fig.3）の中からセラピーの目的を明確化し，アプリ上で設定し，目標設定を行えるようにする．さらに，設定した目標が達成できたかの評価を行い，容易にセラピー効果を確認できるようにすることで，解析などの手間を省き観察者の負担を軽減する．目標達成を確認した後，患者それぞれに合ったパロによる期待するセラピー効果を検討する．

また，ロボット活動記録項目では，判定方法を 5 段階以上とし，患者の普段の状態と比較できるような評価項目を新たに作成する．さらに，客観的に評価を行う「評価項目 2．活動前・活動中・活動後の対象者の状態（表情等，対人交流）」（Fig.4）を設けた．状態変化を評価する場合，判定方法を厳しくすると評価の誘導になる危険性がある．そのため，観察者は-5～+5 点の 10 段階で回答を行い，同時に定量的評価も行うこととした．これにより，観察評価いによる主観的・定量的評価の結果を比較し，ばらつきを小さくする．以上のことから，2 つの評価項目カテゴリを持つロボット活動記録項目を作成した．

評価項目 1 は，観察された効果を評価する項目であり，観察された項目にチェックし，その項目のみ 6 段階（+5・+3・+1・-1・-3・-5）で段階的に評価を行うこととした．その際，HELP タブに定義された評価段階を確認しながら評価を行う．また，評価項目 2 では，表情や集中度等の対象者の状態変化を 10 段階で客観的に評価する項目である．この時，ロボット活動前と活動中の 2 つの値で評価を行うことで状態変化を評価することとした．

また，各項目に対し，観察者間の回答の一致度を検証する信頼性評価実験を行った．この実験において，評価項目 1 では k 係数，評価項目 2 では相関係数を算出した．k 係数は 2 者間の回答の一致度を評価する指標，相関係数は観察者の基準の差を考慮し評価する指標である．本実験では，各評価項目の結果 0.60 以上で十分な信頼性とした[6]．評価項目 1 は k 係数 0.60 となり観察者間のばらつきは小さく信頼性は十分であったが，評価項目 2 では相関係数 0.55 であり信頼性は不十分であったため，評価項目 2 では定量的評価も同時に行い結果を比較することで評価の曖昧性を軽減することとする．

Table.1　Required specifications of the application

Possible to set targets and check achievement level
Create a HELP tab showing a simple example
Evaluation method of 5 steps or more
Create new items to be evaluated "compared to usual"

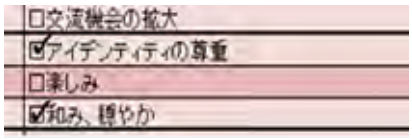


Fig.3　Evaluation item 1

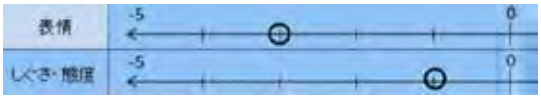
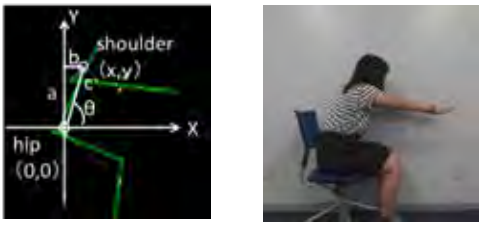


Fig.4　Evaluation item 2

2.3 使用する定量的評価方法の提案

評価アプリで使用する新しい定量的評価方法の提案を行った．観察者・患者の負担を軽減できるような評価方法として，定量的評価では，姿勢等の体の動きを評価することとした．心理学的に，好意を持つ物には，体を正面に向けることや身を乗り出す等距離を近づける姿勢をとることが確認されている[7]．これらを定量的に評価することで，患者のパロへの興味，関心の状態を評価できると考える．評価方法としては，患者への身体的負担の小さい Kinect を使用し，肩関節，腰関節から Fig.5 に示す身体の傾き具合 θ を計測することとした．θ は式 1 を用いて求める．

$$\theta = \frac{\pi}{2} - \cos^{-1}\left(\frac{a}{c}\right) \times \frac{180}{\pi} \quad \cdots (1)$$



(a)　(b)

Fig.5　Image taken by Kinect
((a)：Skeleton image, (b)：Color Image)

3. Kinect による定量的評価

3.1 実験目的

Kinect による撮影によって，ロボット活動時の対象者の状態を観察する．また，対象者の活動前・活動中の身の乗り出し具合を比較することで，Kinect による定量的評価がセラピー効果の検証に有効かどうか検証するため，臨床施設において実験を行った．

3.2 実験方法

実験場所はリハビリテーション病院とした．被験者は，認知症を持つ高齢者 4 名（A，B，C，D）とした．対象者にはロボット活動としてパロとの触れ合いを行ってもらい，その時の姿勢を肉眼で観察し，kinect およびビデオを使用して記録し，結果を分析した．

対象者はロボット活動を行う席まで自分の脚で歩き，その間に Kinect によって認識を開始した．席に着いた後，数分はロボット活動を行わず，施設のスタッフとの会話等，普段通りにしてもらった．その後，スタッフが対象者にパロを渡しロボット活動を開始した．ロボット活動中を 5 分前後行い，その間 Kinect とビデオによって撮影を行った．

本実験では，Kinect による撮影を行うため，車いすやひざ掛け等の使用はしないようにした．また，対象者がロボット活動やビデオによる撮影を嫌がる状況が確認された場合，直ちに実験を中止した．

また，施設職員の意見より，高齢者は通常椅子にもたれかかっていることが多く，背もたれから身体を浮かせることだけでも臨床的には大きな意味があることがわかった．その際，わずかな動きであっても，主体的に動こうとすること自体に大きな意味がある．それは，リハビリテーションでは患者自身が自分の意思でやるということが重要視されるからである．そこで，本実験では 90 度を基準値とし，それ以下（前傾姿勢）では対象者はパロに対し好意的であり，リハビリテーションに対しパロによるロボット活動の効果が期待できることとする．

なお，本研究は，実験を実施した医療法人財団健和会倫理審査会により承認を得た上で実施した．対象者には研究に関して十分な説明を行い，同意を得た．

Fig.6　Experimental landscape

3.3 実験結果

本実験では，Kinect により対象者の肩関節・腰関節の座標から角度 θ を算出し，身の乗り出し具合を評価する．関節角度 θ は，ロボット活動前・中のそれぞれ 30[s]間の結果を平均したものである．実験結果は Table.2，Fig.7 に示し，ロボット活動前とロボット活動中の対象者の姿勢を表す．Table.2，Fig.7 より対象者は活動中に活動前よりも身を乗り出していることが確認できる．また，2 名の患者において，ロボット活動前は提案した基準値（90[deg]）以下であるのに対し，ロボット活動中は基準値以上であることが確認された．

また，ビデオや本実験を理学療法士の観察から，対象者 C，D は対象者 A，B ほどではないが，パロに対し好意的なことがわかった（身体は動かさずに話しかける，微笑を浮かべる等）．

Table.2　Patient's posture before and during activity

	Joint angle before activity [deg]	Joint angle during activity [deg]
A	80.2	101.9
B	82.3	98.5
C	62.7	80.7
D	95.8	99.1

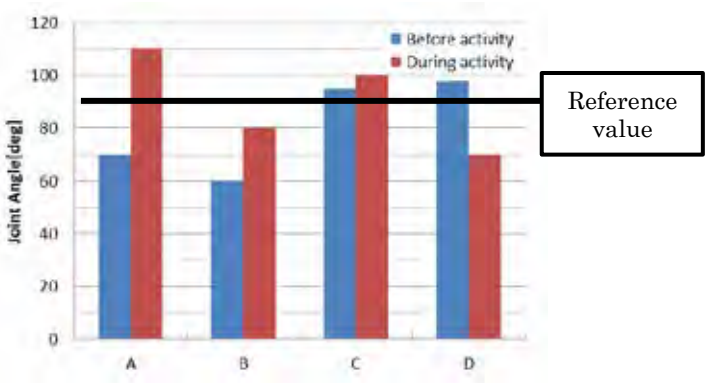


Fig.7　Patient's posture before and during activity

3.4 考察

実験結果 Fig.7 より患者が 2 名（対象者 A, B）で，ロボット活動前は提案した基準値以下であるのに対し，ロボット活動中は基準値以上であることが確認された．これは，対象者がロボット活動前は椅子に寄りかかっていたが，ロボット活動中は椅子の背も

たれから身体を浮かしパロに近づこうとしていることを示す．このことから，対象者はパロに対し好意的な印象を持った可能性がある．よって，背もたれから身体を浮かせることは自らパロに触れ，交流を取ろうとしたことが考えられ，90[deg]という基準値は適切であることがわかる．

一方，対象者 C，D ではロボット活動前・中で基準値を跨がなかった．しかし，Table.2，Fig.7 よりロボット活動前よりもロボット活動中の方が身を乗り出していることが確認できる．また，観察結果から，対象者 C，D は対象者 A，B ほどではないが，パロに対し好意的なことがわかった（身体は動かさずに話しかける，微笑を浮かべる等）．人による観察評価および kinect による姿勢評価という客観評価による総合的な評価を行うことで，より総合的かつ客観性の高い評価結果が提供できることを確認した．従って，本システムに対し，その有効性を確認できたと考える．

4. 定量的評価方法の再検討

3.2 章で行った実験をビデオにより再観察し，新たな評価方法を検討した．Fig.8 に示す結果は，パロを対象者に渡した後，30[s]間毎にパロに手を伸ばした回数である．Fig.7 と比較すると，最も姿勢変化が少ない対象者 D では，手を伸ばした回数も最も少ないことがわかる．また，基準値（90[deg]）を跨ぐことが確認された対象者 A，B はパロとの相互作用中にパロに手を伸ばしている様子が多く確認された．このことから，姿勢変化だけでなく，対象者がパロに手を伸ばす回数を評価することは，パロの効果を検討する指標として利用可能であることが示唆された．

今後は，参加者を増やし施設における Kinect を使用した姿勢評価実験を行い，好意を持つものに対し身を乗り出す姿勢を取るのか確認すると同時に，パロに手を伸ばす回数も比較を行う．評価実験による高齢者の特徴抽出後，Kinect に代わる評価機器の開発を行うこととする．

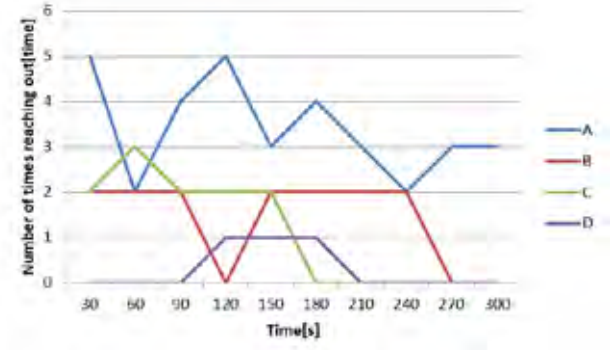


Fig.8　Number of times reaching Paro during activity

5. 結論

本研究は認知症をもつ高齢者に対する RAT の効果について，より客観的に評価するシステムを提案するための基礎研究として位置づけられる．主観的評価としての観察評価では定量化により客観性を高めた．また，HELP タブ等の機能を持つ評価アプリにすることで，入力の手間や結果の解析の手間を省くことができた．また，定量的評価としては，姿勢評価を行うこととした．認知症をもつ高齢者を対象とした Kinect による姿勢解析の結果から，ロボットセラピーにおいて効果が期待できる対象者は身を乗り出す姿勢をとることが確認された．さらに，ビデオによる評価方法の再検討の結果，パロに手を伸ばす回数を指標に利用できる可能性が示唆された．

6. 参考文献

[1]厚生労働省，みんなのメンタルヘルス(2017/07/25) < http://www.mhlw.go.jp/kokoro/>
[2]三宅貴夫，認知症ぜんぶ図解，メディカ出版，p84-87.
[3] 柴田崇徳ら，“アザラシ型ロボット「パロ」によるロボット・セラピーの効果の臨床・実証実験について”，日本ロボット学会誌，Vol.29，No.3，246-249 (2011).
[4]Wendy Moyle et al, “Exploring the Effect of Companion Robots on Emotional Expression in”, Journal of Gerontological Nursing, Vol.39, No5, 46-53(2013).
[5] H. Robinson et al. “The psychosocial effects of a companion robot: a randomized controlled trial.”, J Am Med Dir Assoc., 14(9), 661-667 (2013).
[6]大阪大学腎臓内科，κ係数による reproducibility の評価 (2017/07/28)
<http://www.med.osaka-u.ac.jp/pub/kid/clinicaljournalclub12.html>
[7]和田実，好意，対人距離および話題が非言語的行動と自己開示に及ぼす影響，実験社会心理学研究，第 26 巻，第 1 号，1986.

半側空間無視の物体中心無視に対する 3D-VR 型 cueing システムの開発

Development of 3D-VR type cueing sytem for stroke patients with object-centered neglect.

○ 萩原晨功（早大）　安田和弘（早大）　室井大佑（亀田リハビリテーション病院）
大平雅弘（横浜新緑総合病院）　齋地健太（早大）　岩田浩康（早大）

Akinori HAGIWARA, Waseda University
Kazuhiro YASUDA, Waseda University
Daisuke MUROI, Kameda Medical Center
Masahiro OOHIRA, Yokohama Shin-midori General Hospital
Kenta SAICHI, Waseda University
Hiroyasu IWATA, Waseda University

Abstract: In the present study, we proposed the object-centererd USN (Unilateral Spatial Neglect) treatment support system in stroke patients. We conducted clinical test using the proposed system for three patients with object-centered neglect on the apples test, the line bisection task and the line cancellation task to assess neglect at before and after the intervention. The result showed that a significant difference ($p<0.05$) was seen at the line bisection, but not at the apple test and cancellation. Further, the result also suggested that neglecting symptom was improved only in far space but not in near space neglect.
Key Words: Unilateral Spatial Neglect, Attention, Object-Centered Neglect, Virtual Reality, Cueing

1. 背景

脳血管疾患の後遺症の一つである半側空間無視（Unilateral Spatial Neglect : 以下，USN）は大脳半球病巣と反対側の刺激を報告すること，反応すること，向くことの障害であると定義されており[1]，USN を有することで日常生活活動に支障をきたし，円滑な社会復帰を困難にする．

この USN 症状の分類として，患者の身体中心線を基準に発生する「身体中心無視」と，注意を向けた物体中心において発生する「物体中心無視」に分けられることがある．また，それらの無視症状を持つ USN 患者は「物体中心無視」のみまたは「身体中心無視」のみ，両方を持つ者が存在し，USN 患者の 6 割が物体中心無視，9 割が身体中心無視を持つことが報告されている [2][3][4].

現状のリハビリでは身体中心無視に対する視覚探索課題等が一般的な介入手法となっており，物体中心無視の割合は比較的多いのにも関わらず，この障害に対する介入法は十分な体系化がなされておらず，根拠のある介入方法が確立していない．また，物体中心無視と身体中心無視の病巣は異なり，それぞれ後側頭葉と背側前頭頂葉の損傷が関与することが報告されているため，神経心理学的な側面からも独立した治療を実施する必要性が高い[5].

そこで本研究では， USN 患者の物体中心無視を治療支援する VR システムを開発し，物体中心無視を有する患者 3 名に対して，臨床試験を行い，即時効果について検証したので報告する．

2. 方法

2.1 実験参加者

USN を有する脳卒中患者 3 名を対象として実施した（左 USN 患者 2 名と右 USN 患者 1 名の計 3 名）．

2.2 システム構成

本装置は HMD（Oculus Rift CV1, Oculus VR, Inc.），カメラ，PC から構成される（Fig.1(a)）．VR 環境はソフトウェア（Unity, Unitiy Technologies）を用いて独自開発された．本システムでは Oculus Rift CV1 のトラッキングセンサーによって HMD の位置情報を取得し，VR 空間内の視点には首の回旋を反映している．開発した VR 空間には 4 桁の数字が記載された長方形のオブジェクトを設置している（Fig1.(b)）．本システムでは操作者のコントロールにより映像上の Cue（Fig1.(b)中赤矢印）を非無視側から無視側へ移動させ，オブジェクトの無視端を指し示す（Fig.1(b)）．

2.3 手順

実験手順を Fig.2 に示す．介入前後に USN 検査である線分抹消課題，線分二等分課題[6]，Apple test[7]を近位・遠位空間において実施した．介入では，参加者に没入型 3DVR 空間内で提示された 4 桁の数字の読み上げ課題を，Cue により無視端に注意を誘導しながら 5 回×2 セット実施した．

2.4 評価・解析

線分抹消課題では，印をつけた線分数の割合を抹消率として算出した．

線分二等分課題では，線分の真の中点に対して印した二等分点の偏位した割合を偏位率として算出した（非無視側方向を正，無視側方向を負）．

Apple test では，チェックされたリンゴのうち無視側欠リンゴのチェック数割合をエラー率として算出した．

上記評価指標を介入前後で Wilcoxon の符号順位和検定を用いて比較した．但し有意水準は 5%未満に設定した．

3. 結果

遠位空間での線分二等分課題の偏位率は介入前後で有意差を認めた（$p=0.0357$）（Fig.3）．しかし，遠位空間での線分抹消課題の抹消率と Apple test のエラー率は介入前後で有意差は認めなかった（Fig.4）．但し，Apple test では被験者内におけるエラー率の減少傾向が観察された．

また，近位空間での各指標では有意な改善差は認めなかった．

(a) System appearance　(b) Visual cueing

Fig.1 USN treatment support system

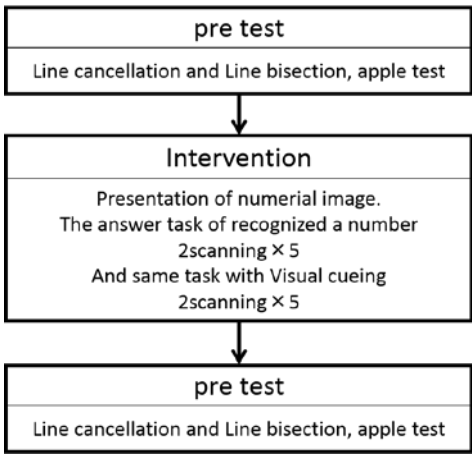


Fig.2 Flow diagram of the experiment

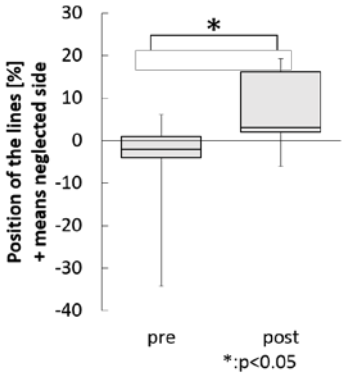


Fig.3 Result of the line bisection task

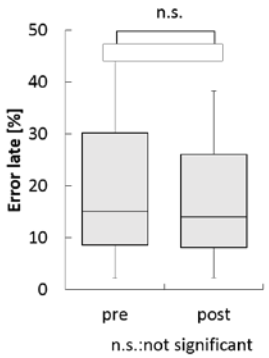


Fig.4 Result of the apples test

4. 考察

本研究では，物体中心無視に対する 3D-VR 型 cueing システムを構築し，USN 症状のある脳卒中患者 3 名に対して，即時効果を検証した．その結果，遠位空間における線分二等分課題において改善が確認された．

線分二等分課題は身体中心無視と物体中心無視の両方による影響を受けるとされており[8]，線分抹消課題による身体中心無視の改善は認められなかった．このことから本システムが物体中心無視改善に影響したことが示唆される．

また，遠位空間において無視改善を認め，近位空間では無視改善は見られなかった．近位と遠位空間の神経回路は異なることが分かっており，近位空間は下頭頂小葉，遠位空間は上側頭回，側頭葉内側部が関わることが示唆されている[9]ため，VR 空間内で用いた遠位空間の表象に影響を与えたことが推察される．

5. まとめ

本稿では，物体中心無視に対する，3D-VR 型 cueing システムを用いて，当該症状を有する 3 名に対して，即時効果を検証した．その結果，線分二等分課題における改善が確認でき，一般化までは至らないが本システムを用いた訓練で物体中心無視の症状が改善した可能性が示唆された．

謝辞

本研究の一部は早稲田大学理工学研究所奨励研究費により実施されました．ここに謝意を表します．また本研究の臨床試験にご協力いただきました患者様及び，亀田リハビリテーション病院スタッフ，横浜新緑総合病院スタッフの皆様に深く感謝いたします．

参考文献

(1) K.M.Heilman, “Neglect and related disorders," Clinical Neuropsychology, vol. 3, pp. 279-336, 1993.
(2) Yue Y, Song W, Huo S, Wang M, “Study on the Occurrence and Neural Bases of Hemispatial Neglect With Different Reference Frames”, Archive of Physical Medicine and Regabilitation, Vol 93, Issue 1, pp.156-162, 2012
(3) Bickerton WL, Samson D,Wiliamson J, Humphreys GW, “Separation forms of neglect using the Apples Test: validation and functional prediction in chronic and acute stroke.”, Neuropsyshology, Vol. 25, pp. 567-580, 2001
(4) Medina J, Kannan V, Pawlak MA, Kleinman JT, Newhart M, Davis C, Heidler-Gary JE, Herskovits EH, Hillis AE, “Neural substrates of visuospatial processing in distinct reference frames: evidence from unilateral spatial neglect.”, Val. 21, pp. 2073-2084, 2008.
(5) Rorden C, Hjaltason H, Fillmore P, Fridriksson J,Kjartansson O, Magnusdottir S, Karnath HO, “Allocentric neglect strongly associated with egocentric neglect.”, Vol. 50, pp. 1151-1157,2012.
(6) 石合純夫, "BIT 行動性無視検査日本版," 新興医学出版，東京, 1999.
(7) Bickerton WL, Samson D, Williamson J, Humphreys GW, “Separating Form of Neglect Using the Apples Test: Validation and Functional Prediction in Chronic and Acute Stroke.”, Neuropsychology, Vol. 25, pp. 567-580.
(8) エリック R カンデル, “カンデル神経科学”, メディカル・サイエンス・インターナショナル, 2014.
(9) F.H. Previc, The neuropsychology of 3-D space, Psychological Bulletin, vol.124, pp.123-163, 1998.

運動支援プログラムにおける壁面ディスプレイ利用の効果

Using Wall Display for Exercise Support Program

○ 鈴木真（東京電機大 情報環境学部）　　河村剛光、青木和浩（順天堂大 スポーツ健康科学部）

Makoto SUZUKI, School of Information Environment, Tokyo Denki University
Yoshimitsu KOHMURA, Kazuhiro AOKI, School of Health and Sports Science, Juntendo University

1.　背景

技術の進歩により近い将来、壁や天井など周囲環境のどこでもがディスプレイとして利用できるようになると予想される。既に公共の場でサイネージや案内誘導などで利用され始めているが、こうした技術が一般家庭にも普及することで、単なる大画面ディスプレイでの映像表示にとどまらない、新たなアプリケーションを生み出すことが期待できる。

例えば Microsoft の”Roomalive”がある[1]。これは Kinect とプロジェクタを組み合わせたものを複数､室内に設置し、距離画像情報を元にリアルタイムでプロジェクションマッピングを行うもので、具体的なアプリケーションとして壁紙や椅子のテクスチャなどを瞬時に模様替えしたり、室内全体をゲーム画面に見立てたりする例が示されている。将来的には、仮想的な物体とのインタラクションが一般家庭内でも手軽に実現できると考えられる。

こうした新しい技術を活用する例として、ゲーミフィケーションによる運動支援が考えられる。市販され広く普及したものとして任天堂の Wii があるが、Virtual Reality の概念が登場した頃から、退屈な身体訓練を楽しみながら長く続けられるようにするため、TV ゲームの対話的な要素を取り入れる仕組みは注目されてきた。前述した室内空間において仮想物体とインタラクションできるシステムの実現は、このような運動支援のアプリケーションのいっそうの多様化につながると考えられる。

このような考えのもと我々は、壁面全体をディスプレイとしたときに可能となる運動支援プログラムの開発に取り組んでいる。昨年度では、Fig. 1 に示すように短焦点プロジェクタを天吊りにすることで模擬的に壁面ディスプレイとし、Microsoft Kinect の利用によって、何も装着せずにプレイヤー身体位置を計測してインタラクションを可能とする提示系を構築し、試作した仮想キャッチボールプログラムをプレイしている際の筋電図計測から、一定の運動効果が得られることを報告した[2]。

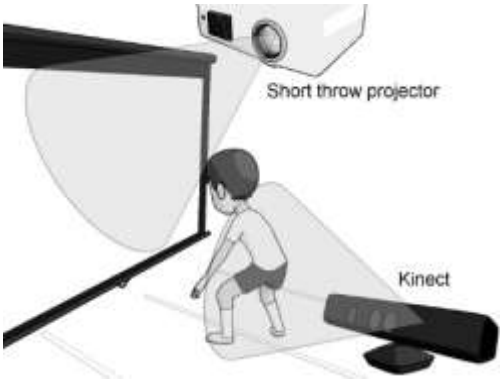


Fig. 1　　Schematic Layout of the Projector and Kinect

本報では、その際に挙げられた課題点を踏まえた新たな運動支援プログラムの制作と、壁面サイズのディスプレイでプレイすることによる運動支援への効果を、筋電位および加速度計測から考察する。

2.　運動支援プログラムの制作

昨年度の仮想キャッチボールプログラムは、楽しみながら体を動かすことには繋げられたものの、以下のような課題が挙げられた。

（1）三次元 CG での表示

プレイヤーの視点に合致するよう透視投影パラメータを設定した三次元 CG を利用したが、プレイヤーは左右に移動した時に、実際に見える風景とは異なる表示となる。試みにプレイヤー位置に合わせてレンダリングの視点も移動させてみたが、そうするといわゆる「VR 酔い」と同じような状態になり、どちらにしてもプレイヤーには違和感を抱かせてしまった。

（2）運動させる部位

まずは安定して計測できる体幹位置だけを利用していたので、プレイヤーが行うのは左右への移動のみとなっていた。シンプルで分かりやすいが、効果的な運動のためには上肢も動かしたほうが良かった。

（3）運動負荷強度

ボールの飛んでくる位置がランダムなので、大きく動かなければならない場合と、あまり動かなくても良い場合が生じてしまい､運動の負荷が一定しないものとなっていた。ゲームとしては許容されるとは考えられるが、評価実験には不向きであった。

そこで今回は、２次元的に表示することでプレイヤーに与える違和感をなくし、上肢の運動も取り入れることとした。

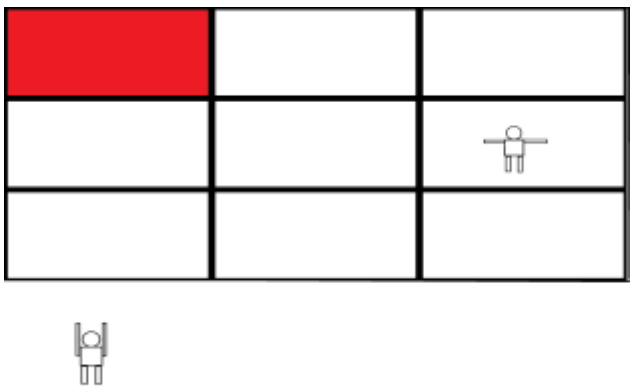


Fig. 2　　3x3 Display of Program for Experiments

具体的には Fig. 2 に示すように、表示面全体を３×３に分割し、それぞれの場所にプレイヤーへの運動指示を表示する。水平方向のマス目はプレイヤーがその前に移動することを表している。垂直方向のマス目は両手の姿勢に対応しており、上から順に両手を上げる、水平に伸ばす、下におろすことを表す。例えば左上のマスは、プレイヤーが左に移動してバンザイのポーズをとることを意味する。

わかりやすくするため、各マスには対応するポーズ画像を表示することとした。マス目の指示通りのポーズをとると正解となり、他のマス目に次のポーズが表示される。プレイヤーは全２０ポーズをクリアするまでの時間を競うこととした。

また表示させるポーズをランダムにすると試行のたびに運動負荷がばらついてしまうので、予め決めたパターンで表示させることとした。

3.　筋電位と加速度の計測

Fig. 3 に壁面ディスプレイの設定を示す。この場合のディスプレイサイズは 134 インチ相当である。プレイヤー背後方向に Kinect を設置してある。

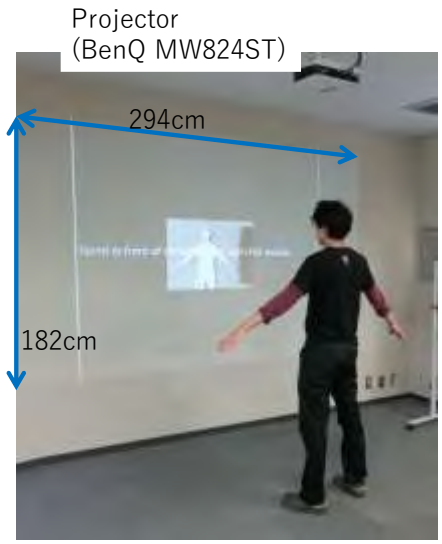


Fig. 3　　Configuration of Wall display

比較対象として 48 インチ相当 TV サイズのディスプレイを別のプロジェクタで表示した。その際、プレイヤー身体位置のキャリブレーションは変更せず、プレイヤーは壁面ディスプレイ時と同じだけ左右に移動しないと、表示されたポーズ指示をクリアできないようにした。

計測にはワイヤレスセンサ（追坂電子機器 OE-WES1224）を用い、上肢は上腕二頭筋、下肢は腓腹筋に電極を付け筋電位および三軸加速度を記録した。さらに腰位置に装着したセンサ（追坂電子機器 LP-WS0902）で９軸加速度を記録した。筋電図は絶対値を、加速度は重力成分を除いて三軸を合成し、それぞれ運動中の平均値を求めた。

実験協力者は 20 代健常者 3 名で、インフォームドコンセントを行った上で計測を実施した。Fig. **4** に腰、下肢、上肢の加速度を、Fig. **5** に下肢、上肢の筋電位の加速度の計測結果を示す。数値は TV サイズ時の計測値／壁面ディスプレイの計測値の比率を示している。

ディスプレイの大きさにかかわらず同じだけ左右移動しないとクリアできないので、理想的には加速度計測結果の比率は 100%になるはずだが、Fig. **4** を見ると腰すなわち全身の運動としては TV サイズのときに小さくなっていることが分かる。一方、下肢および上肢の加速度については個人ごとで異なる結果となった。

そして筋電位については Fig. **5** から、下肢、上肢ともに腰の加速度と同様に TV サイズの時に小さくなる結果が得られた。

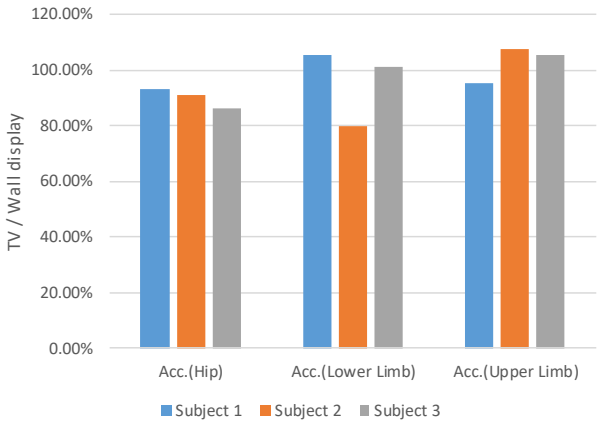


Fig. 4　　Result of Acceleration

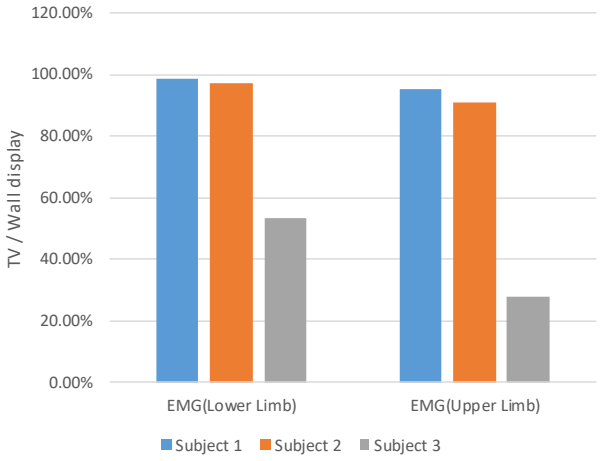


Fig. 5　　Result of EMG

4.　結語

今後普及すると予想される壁面ディスプレイについて、楽しみながら運動を支援することを目的としたプログラムを制作し、大きなディスプレイで実施することの効果について通常サイズの TV と比較した。加速度と筋電位の計測結果から、壁面のような大きなディスプレイを利用したほうが、より大きな運動を誘発しうることが示唆された。今後はサンプル数を増やして検討するとともに、ディスプレイサイズが与える影響とその機序について考察していく。

参考文献

(1)　H. Benko, AD. Wilson and F Zannier. "Dyadic projected spatial augmented reality." Proceedings of the 27th annual ACM symposium on User interface software and technology. ACM, pp.645-655, 2014.

(2)　鈴木、河村、青木「Kinectとプロジェクタを利用した運動支援プログラムの開発」、LIFE2016

作業療法士による 3D プリンタを用いた自助具製作のための個別適合設計支援システムの開発

Fitting Aid System of Assistive Devices using Parametric Design for 3D–printing Production by Occupational Therapists

硯川潤 [1], 高本健吾 [1], 大井めぐみ [2], 杉本みゆき [2], 田中匡 [2], 水谷とよ江 [2], 森口治奈 [2]

[1] 国立障害者リハビリテーションセンター研究所

[2] 国立障害者リハビリテーションセンター自立支援局

Jun SUZURIKAWA[1], Kengo KOMOTO[1], Megumi OHI[2], Miyuki SUGIMOTO[2], Tadashi TANAKA[2], Toyoe MIZUTANI[2], Haruna MORIGUCHI[2]

[1]Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities

[2]Rehabilitation Service Bureau, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities

Abstract: Occupational therapists (OTs) often manually produce assistive devices (ADs), the size and shape of which are individually fitted to clients. However, manual production of ADs suffers from limitations in complexity of possible mechanical structure, accuracy of shapes, and multiple replication. One possible solution is introduction of 3D printing. Additive manufacturing is suitable to production of high-mix and low-volume ADs only if OTs can make 3D data by themselves. In this study, we developed a parametric design system that supports OTs to fit a 3D base shape of an AD to a client. Typing aid device was selected as an example for a trial of the developed system in our rehabilitation center. The developed parametric design system employed eight parameters for OTs to modify the base shape of the typing aid device. In the trial, ten individuals with cervical spinal cord injury participated. The OTs designed and made individually fitted typing aid devices by the developed system and a 3D printer. For six months at most, the participants successfully continued to use the fitted devices. This result demonstrated the effectiveness of the parametric design system for ADs in order to use 3D printing technology in occupational therapy.

Key Words: Design engineering, Occupational therapy, Activities of daily living, Fused deposition modelling

1. はじめに

近年，三次元積層造形法を実装した 3D プリンタの低価格化が進み，試作だけでなく多品種少量生産品の製造手段として様々な分野での応用が模索されている．多品種少量生産品の典型である福祉機器においても，義肢装具や自助具の製作が広く試みられている[(1)-(3)]．しかし，その多くの試みが，専門知識を有する製造・開発者による 3D プリンタの活用に着目したものであり，医療専門職による活用が検討された例は少ない．

医療専門職が製作する福祉機器の一つに，上肢の機能低下を補うために用いられる自助具がある．身体機能への個別適合が求められる自助具は，市販品が利用に適さないことも多く，主に作業療法士によって医療・福祉サービスの一環として製作される． スプリント材の熱可塑性樹脂や，木材・金属などを手作業で加工して製作されることが一般的であり，複雑な機構の製作や複数個の一括製作が困難である． このような臨床現場に 3D プリンタを導入できれば，自助具製作の効率化を期待できる．

しかし，作業療法士の多くが computer aided design (CAD) ソフトウェアの扱いに不慣れであり，造形に必要な三次元データの作成が困難である． 自助具の適合には，細かなサイズや形状の調整が必要となるため，最終的な造形データは作業療法士自身が作成できることが望ましい．

そこで本研究では，基本となる自助具の形状を簡易な操作で調整できる，適合設計支援システムの開発を目的とした． また，同システムを肢体障害者の機能訓練施設にて試用し，有用性を評価した．

2. 個別適合設計支援システムの概要

対象となる自助具として，国立障害者リハビリテーションセンター自立支援局での肢体機能訓練で頻回に製作されるキーボード打鍵用自助具を選定した．作業療法士へのヒアリングをもとに，適合時に変更し得る形状パラメータを決定し，OpenJSCAD を用いて Web ブラウザ上で動作可能なパラメトリック設計システムを構築した[(4)]．

図 1(a) に開発した個別適合設計支援システムの概要を示す． 操作者は，表示部に描画される三次元像を確認しながらパラメータを調整し，所望の形状データを得られる．形状データは 3D プリンタで通常用いられる stl 形式で出力される． 図 1(b) に，設定可能なパラメータを示す． 8 項目の寸法・角度を設定することで，基本形状をユーザの上肢機能や手掌の形態に適合させることが可能となる．

3. 臨床的評価方法

3.1 被験者

国立障害者リハビリテーションセンター自立支援局に入所する 10 名の利用者を対象として，開発システムの臨床的評価を実施した． これらの被験者は，作業療法士による機能評価の結果，今回設計対象とした自助具が適用となると判断された頸髄損傷者である． 研究開始時には，国立障害者リハビリテーションセンター倫理審査委員会に承認された手続きに従って同意を取得した．

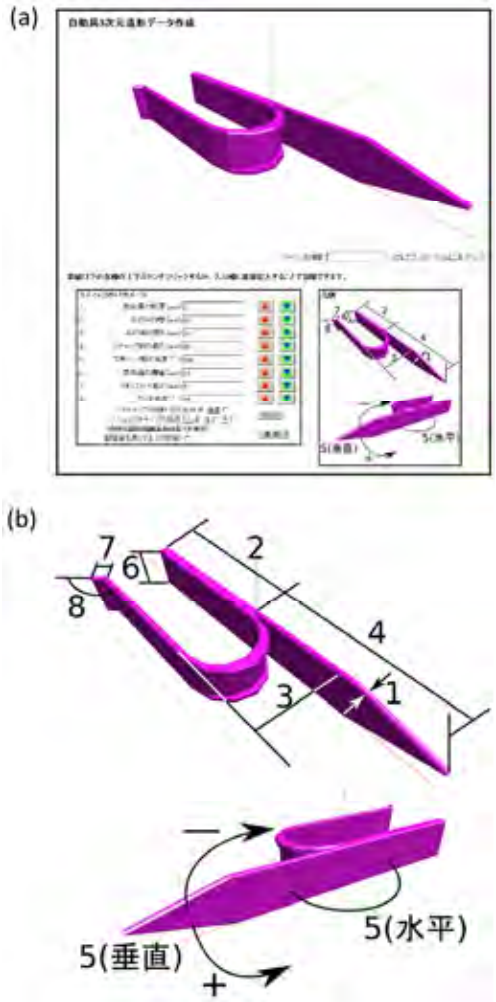


Fig. 1　Developed fitting aid system for design of a typing assistive device.　(a) GUI of the system on a web browser.　(b) Fitting parameters.

3.2 適合と造形

自助具の適合時には，通常の自立訓練（機能訓練）サービスで実施する手順で，被験者の形態測定と機能評価を行った．その結果にもとづき，作業療法士が適合設計支援システムを操作し，造形データを作成した．造形には，作業療法室に設置した熱溶解積層法 3D プリンタ (XYZ Printing, Da Vinci 1.0 Pro) を用いた．造形材料には ABS 樹脂を用い，造形物はヤスリがけで鋭利な端面を除去した．

4. 評価結果と検討

図 2 に，開発システムを用いて設計・造形したキーボード打鍵用自助具と，国立障害者リハビリテーションセンター自立支援局で従来製作されていた同様の自助具を示す．両者の形状に大きな乖離は無く，開発システムで十分に形状を再現できたと考える．

Fig. 2　Assistive devices for typing fabricated by 3D printing (left) and sheet metal bending (right).

表 1 には 8 項目の設計パラメータの設定結果 (最大値, 最小値, 平均, 標準偏差, 変動係数) を示す．8 項目の内, 5 項目で設定値に個人差が見られた一方で, 3 項目ではすべて同一の設定値が用いられた．筋力の低下に伴い大きく減少する手掌の厚みに対応するパラメータ 3 や, 打鍵時の上肢運動に関係するパラメータ 4 で変動係数が大きくなっていた．これは，機能評価や形態測定の結果にもとづき，個人差の大きな項目が適切に調整されたことを示す．

使用期間は最長で 6 カ月にわたり，現在も継続して造形された自助具は使用されている．その間，従来製法の自助具と同様の動作を達成できており，開発システムで被験者に適合した自助具を設計できたと考える．

謝辞

本研究の一部は，国立研究開発法人日本医療研究開発機構の助成を受けて実施した．

参考文献

(1) 硯川潤，“3Dプリンタが拓く福祉機器の未来”，難病と在宅ケア, Vol. 22 (9), 2016.
(2) 硯川潤, "リハビリテーション機器開発における方向性と展望—課題も含めて", 月刊新医療, No.509, pp.122-126, 2017.
(3) 庄司瞳，高嶋淳，相川孝訓，中村隆，手嶋吉法，井上剛伸，硯川潤, "補装具部材製作を目指した熱溶解積層法3Dプリンタによる造形物の力学特性評価.", 第30回リハ工学カンファレンス講演論文集, 2C1-2, 2015.
(4) https://openjscad.org/

Table 1　Parameter setting result in the trial. ($N = 10$)

Parameter	Unit	Min.	Max.	Mean	SD*	SD/Mean
1	mm	2	3	2.1	0.30	0.14
2	mm	40	80	64	9.17	0.14
3	mm	20	38.5	27.55	5.63	0.20
4	mm	35	70	52.55	13.72	0.26
5	deg	90	180	165	30.74	0.19
6	mm	15	15	15	0	0
7	mm	5	5	5	0	0
8	deg	45	45	45	0	0

*SD: Standard deviation

聴覚障がい者のための音源方向推定装置の開発

Development of sound source direction estimation device for hearing impaired

内田敬久（愛知工業大学大学院）○ 神田雄輝（愛知工業大学大学院）

澤井 雄輝（愛知工業大学）　　鈴木綾（愛知工業大学）

Yoshihisa UCHIDA, Graduate School of Engineering Aichi Institute of Technology
Yuki KANDA, Aichi Institute of Technology graduate school
Yuuki SAWAI, Aichi Institute of Technology
Ryo SUZUKI, Aichi Institute of Technology

Abstract: There are cases that people who are suffering from hearing impairment can not avoid accidents even if there is information by sound. Therefore, we developed a sound source direction estimation device(CASH-H) for the support of the hearing impaired. The CASH-H is a device that obtains sound source information from two microphone units attached to the glasses-type device and tells a danger by a vibration motor or a portable terminal. In this paper, to improve the accuracy of sound source direction estimation for high range sound sources such as patrol cars and ambulance sirens, two estimation methods are applied to the CASH-H.In the experiment, the sound source direction estimation accuracy could be kept within the error range of ± 30 °.

Key Words: Sound source detection, CASH-H, ILD, ITD

1.　諸言

2015年に日本補聴器協会が実施した調査“Japan Trak”では、現在日本には軽度の難聴者も含めて聴覚障がいを持つ人が人口の約11.3%と推定されている[1]。また、聴覚障がい者の補聴器所有率は13.5%とわずかで、会話が成立しない、煩わしいなどの理由で使用率が低い結果となっている。補聴器を使用しても効果が感じられない身体障がい者2級以上に相当する高度難聴者には、人工内耳という治療手段があるが、現状での人工内耳装用者数は約6300人と言われており高度難聴者の1割にも満たない。前者は頭痛や、定期的に調整が必要となり後者は手術や、リハビリテーションが必要で高額なお金がかかってしまう問題がある。障がいがある人に対して、コミュニケーションの保証や緊急災害時の伝達方法など、まだ十分に対策が進んでいるとはいえない。特に人に危険が及ぶ場合の対応策が必要である。例えば、自動車のクラクションなどの警告音を認識し人に知らせることができれば、危険を回避することが可能となる。聴覚障がい者に周囲の危険を伝えられる装置が必要である。

そこで、著者らは、危険音の音源方向を推定し使用者に伝達する音源方向推定装置「CASH-H」を提案し研究を行ってきた[2]。CASH-Hは、危険を知らせる音に対して2つのマイクの信号から音源方向を推定し使用者に知らせる装置である。

本論文では、開発したCASH-Hに対して、2つのマイクからの信号である両耳信号差を用いた2つの音源推定方法を適用し音源推定精度を実験的に評価する。

2.　計測理論

Fig.1 に示すように距離 2a[m]だけ離れた 2 つのマイクに距離 l[m]離れた音源からの音が伝搬したとする。ここで音源方向の角度を θ[°]とする。2 つのマイクの信号から音源方向を推定する方法として両耳信号差を用いる。

両耳信号差は頭部伝達関数とも呼ばれ、両耳に到達する音の強度差や時間差、音色や音の大きさの変化などを比較し、音の方向を推定するものである。本論文では、両耳強度差（ILD : Interaural Level Difference）及び両耳時間差（ITD : Interaural Time Difference）を用いて音源方向を推定する。

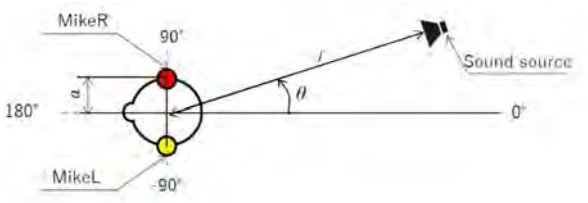


Fig.1 Measurement method

2.1.　ILD法による音源方向推定

ILDとは、1つの音源から発する音の左右の耳に聞こえる強度差のことである。例えば、音源が正面より右側にあれば右耳の方が大きく聞こえ、左側に音源があれば、左耳の方が大きく、正面にあれば左右同じ大きさで聞こえる。これを利用して音源方向を推定する。2つのマイクで取得した音の出力値をそれぞれI_{Li}、I_{Ri}、サンプル数をnとすると、左右それぞれの積算値I_L、I_Rは、

$$I_L = \sum_{i=1}^{n} I_{Li} \qquad I_R = \sum_{i=1}^{n} I_{Ri} \qquad (1)$$

と表すことができる。左右の強度の割合を左を基準に求めると

$$I = \frac{I_L}{I_L + I_R} \times 100 \qquad (2)$$

となる。これより音源推定角度θ_{ILD}[°]は

$$\theta_{ILD} = -sin^{-1}\left(\frac{I-50}{I_m}\right) \times \frac{180}{\pi} \qquad (3)$$

となる。ここで、I_mは強度I[%]の振幅である。
以上より音源方向を求めることができる。

2.2.　ITD法による音源方向推定

ITDとは、1つの音源から発する音が左右の耳に届く時間の差のことである。音源が正面より左側にあれば先に左耳へ到達し、正面より右側にあれば先に右耳へ到達する。これを利用して音源方向を推定する。
音が左右に到達する時間をそれぞれt_L、t_Rとすると時間差はt[s]は

$$t = (t_L - t_R) \qquad (4)$$

と表すことができる。音速をc[m/s]としたとき、音源までの角度θ_{ITD} [°]は,

$$\theta_{ITD} = \sin^{-1}\frac{t}{2a} \times c \qquad (5)$$

と表される。
以上より音源方向を求めることができる。

3.　CASH-H

開発したCASH-Hの模式図をFig.2に示す。CASH-Hは2つのマイク、本体、バイブレーターから構成されている。音源からの音は、2つのマイクにより取得され、その信号が本体に送られる。本体では信号処理し音源方向推定を行う。推定した角度に対応した信号をバイブレーターに送り振動させることで使用者に危険を知らせる。マイクとバイブレーターは眼鏡型を採用しており、使用者の装着時の負担や不快感を軽減している。また、頭に近い位置で振動がくるため使用者が気づきやすく、危険が近づいてきた時の反射が早くなると考え採用した。また、取得した音源情報や推定した角度結果などをPCやスマートフォンに送信し、視覚的に音源方向を伝えることも可能である。CASH-H本体は、Fig.3に示すように、制御を行うマイコン、無線通信用のBluetoothモジュール、増幅回路、電源回路、バッテリーで構成されている。また、CASH-H本体の寸法はTable 1に示すように手のひらサイズである。

CASH-Hは、使用者の『危険回避』はもちろんのこと、補聴器と人工内耳より気軽に使用できるように『低コスト』、使用したくなる『デザイン』を開発目標としている。

本試作機の部品代は、パラメータを変更できるようにハイスペックのマイコンを用いたため約2万円である。

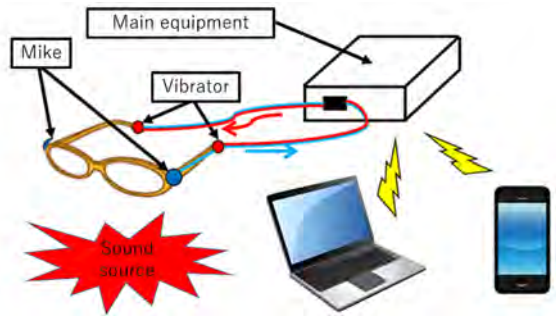


Fig.2 CASH-H diagram

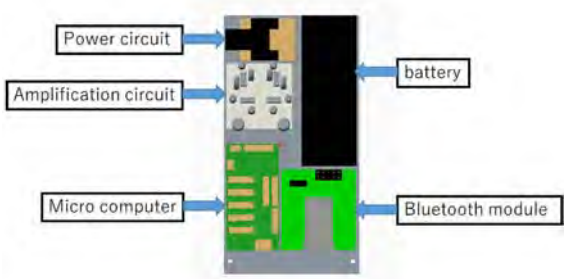


Fig.3 CASH-H configuration

Table1 Specifications of CASH-H

L×W×H[mm]	125×67.0×25.5
Weight[g]	256

4.　実験方法

ILD法及びITD法による音源方向推定精度を実験的に評価する。実験では、ダミー人形の両側面にマイクロホンを取り付ける。2つのマイクの距離aは170mmである。音源は、車やバイクのクラクションやパトカーのサイレンなどの音源をターゲットとしているため周波数3,200Hzの電子ブザーを用い、ダミー人形までの距離1は3.00mである。外部環境の影響を除くため、電子ブザーを固定し、ダミー人形を回転させることで音源方向θを調整する。Fig.1のようにダミー人形の真後ろ方向がθ=0°とし、±90°の範囲で15°毎に測定する。サンプリング周期は2.08μsである。ILD法ではサンプル数を左右4000、 20000点の2つの条件で行いサンプル数の影響を評価する。また、測定回数を1回及び20回の平均を出力し測定回数の影響を評価する。ITD法はサンプル数左右4000点、測定回数1回で行う。

5.　実験結果

はじめにILD法による音源方向推定結果について評価する。Fig.4に音声信号の左右の強度の割合Iと音源方向θとの関係の実験結果を示す。理論曲線は、式(3)に実験条件を与え求めた結果である。プロット点は、サンプル数と測定回数がそれぞれ20000点・1回、4000点・1回、4000点・20回の実験条件の測定結果を示している。理論曲線と実験結果はほぼ一致している結果となった。また、サンプル数による測定や測定回数による大きな影響は見られない結果となった。以上より今後の実験ではこの理論曲線を用いて音源方向推定することとする。

実際の音源方向の角度θに対するILD法により推定した角度θ_{ILD}の結果をFig.5に示す。ここで、図中の中央の太線が理想直線であり、プロット点が直線に近いほど

正確に推定できていることを示している。また、理想直線の上下にある点線は目標としている推定誤差±30°の線となっている。Fig.5より各実験条件とも音源推定が行えており、その誤差は±30°以内であることがわかる。ILD法は、理論式の三角関数の特徴からθ=0°付近の精度が高く、±90°付近の精度は低くなる特性となることが理論式からわかっており、結果も多少同様の傾向が見られた。サンプル数が多い20000点の条件がもっともばらつきが小さく正確に推定できていることがわかった。また、測定回数による影響はあまり見られなかった。これは理論曲線で用いた実験条件と実際の実験装置の差異が角度推定に影響しているためであると考えられる。キャリブレーションは実施しているものの、左右のマイクの感度の違いや取り付け角度、回路の増幅度の差などの影響を取り除くことができなかったためと考えられる。

次にITD法による音源方向推定結果について評価する。Fig.6に音声信号の時間差と音源方向との関係の実験結果を示す。理論曲線は、式(5)に条件を与え求めた結果である。プロット点は、実験結果を示している。理論曲線と実験結果はほぼ一致しているのがわかる。以上より今後の実験ではこの理論曲線を用いて音源方向推定することとする。

実際の音源方向の角度に対するLTD法により推定した角度の結果をFig.7に示す。ここで、Fig.5と同様に図中の中央の太線が理想直線、点線が誤差±30°の線となっている。

Fig.7よりITD法でも音源推定が行えており、その誤差は±30°以内であることがわかる。ITD法も、理論式の三角関数の特徴からθ=0°付近の精度が高く、±90°付近の精度は低くなる特性となることが理論式からわかっているが、結果はあまりその傾向は見られなかった。これは、ITD法では音の波形の位相差を測定しており、外乱などに波形が乱れたため、より位相差の計測精度が角度推定により大きく影響を与えたためと考えられる。

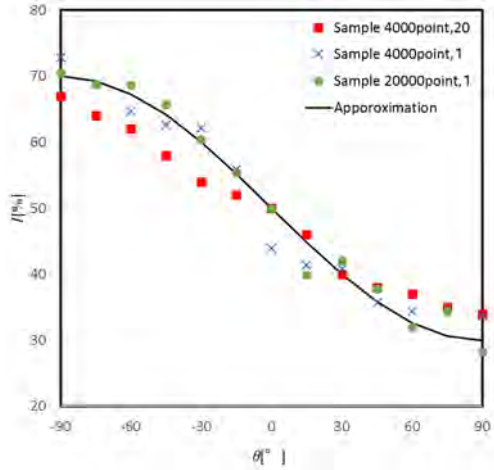


Fig.4 Characteristics of sound signals

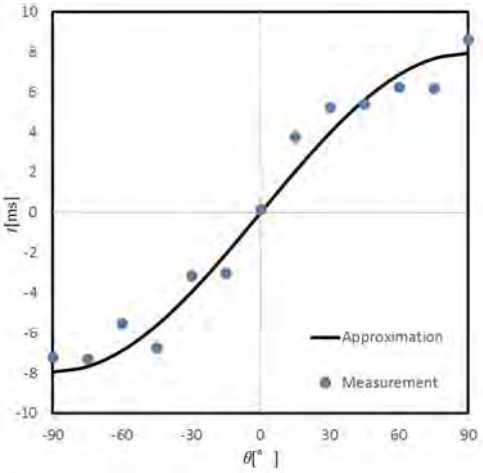


Fig.6 Time difference of sound signal

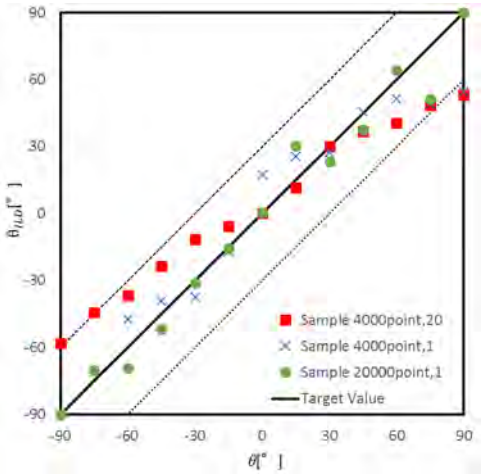


Fig.5 Sound source direction estimation of ILD

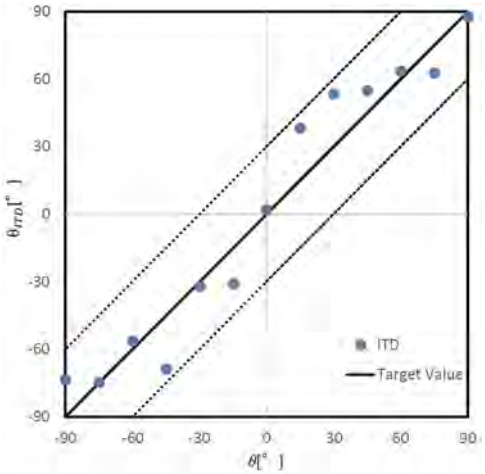


Fig.7 Sound source direction estimation of ITD

ILD法とLTD法の角度推定精度の評価を行う。ILDは実験条件サンプリング数20000点をにより評価する。各角度における角度推定誤差θ_E[°]をFig.8に示す。Fig.8に示すようにILD法、ITD法のどちらもばらつきはあるものの、目標精度以内の±30°以内に推定できていることがわかる。平均誤差はILD法が6.20°、ITD法が10.7°となった。以上よりILD法及びITD法を用いたCASH-Hによる音源方向推定が可能であることがわかった。

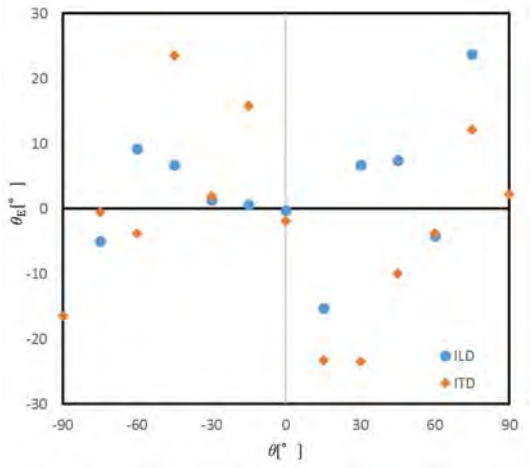


Fig.8 Angle estimation error of ILD ITD

6. 結言

本論文では、聴覚障がい者のための音源方向推定装置 CASH-H の開発を行った。開発した CASH-H に対して、ILD 法及び ITD 法を適用し、音源方向推定精度を実験的に評価しその有効性を検討した。

開発した CASH-H は持ち運びが簡単な携帯型の装置であり、入出力部分は眼鏡型を採用しており、使用者の装着時の負担や不快感を軽減している。音源推定精度は、ILD 法及び ITD 法共に目標精度以内の±30°以内となった。CASH-H により危険を認知後視覚等により情報をさらに得られることを考慮すると十分な推定精度である。

以上の結果より使用者が危険を回避するための音源推定装置としての有効性を示すことができた。

参考文献

[1] 一般社団法人日本補聴器工業会 Japan Trak 2015, http://www.hochouki.com/files/JAPAN_Trak_2015_reportv3.pdf

[2]御苗航大 内田敬久 早川洋平 澤井雄輝 鈴木綾：FFT 解析を用いた携帯型音源方向推定装（CASH-H）の開発 第 32 回ライフサポート学会　3A2-D02 pp.428-429 (2016)

交流磁界を用いた経鼻栄養チューブ先端位置検出用コイルの開発

Development of Detection Coil for Tip position of Nutrition Feeding Tube using AC Magnetic Field

○浅見亮（東京電機大学大学院理工学研究科）　塚原彰彦（東京電機大学理工学部）

栗城眞也（東京電機大学情報環境学部）　内川義則（東京電機大学大学院理工学研究科）

Ryo ASAMI, Graduate School of Science and Engineering Tokyo Denki University
Akihiko TSUKAHARA , School of Science and Engineering Tokyo Denki University
Shinya KURIKI, School of Information Environment Tokyo Denki University
Yoshinori UCHIKAWA, Graduate School of Science and Engineering Tokyo Denki University

Abstract: Nutritional supplementation using an nutrition feeding tube has been performed for patients with decreased swallowing function. In order to perform nutritional supplementation, it is necessary to accurately confirm whether or not the tip of the tube in the living body is in the stomach. We are developing a system to magnetize the magnetic material attached to the tip of the tube by AC magnetic field and to detect the magnetic field generated outside the body to estimate the position of the tip end of the tube. In this study, we design a magnetic field detection coil and report magnetic field detection characteristics.

Key Words: Detection coil , Feeding tube, AC Magnetic field

1. はじめに

現在，食べ物を胃まで送り込む嚥下機能が低下した患者に対して鼻腔からチューブを挿入し，チューブ先端を胃まで送りこみ，そのチューブを介した栄養補給が行われている[1]．この栄養補給法は胃ろうのように大きな手術をする必要が無く，取り回しも容易といった利点がある．しかし気道への誤挿入や偶発的にチューブ先端が食道に移動するなどの問題点がある[2]．チューブが胃内に無い状態で栄養補給を行うと嘔吐や合併症を引き起こす要因となる[2]．現在，X 線による確認は最も信頼できるチューブの位置検出法である[3]. しかし, 被曝や大きな装置が必要となるため, 日常的に確認を行うことは現実的ではない．これらのことから，簡便なチューブ先端位置の検出法が望まれる．

2. 目的

先行研究において簡便なチューブ先端位置検出法として, 磁性体，励起コイル及び検出コイルを用いた検出法が提案されている[1]．本研究では，ベッドに使用されている磁性体金属が発生する誤信号の影響を低減することを目的としている．本稿では検出コイルにモノコイルと試作したグラジオメータを用いた場合の検出特性についてシミュレーションを行ったので報告する．

3. 実験方法

Fig.1 に経鼻栄養チューブ先端位置検出システムの基本構成を示す．本研究の検出システムは経鼻栄養チューブ先端に取り付けた磁性体マーカ(図中 A)とその磁性体マーカを体表から磁化するための励起コイル(図中 B，C)と，磁化された磁性体マーカからの磁界を検出するための検出コイル(図中 D)からなる．励起コイルと検出コイルは一体化させ検出器とする．

磁化された磁性体マーカによる磁界は磁性体マーカと検出器の距離により変化するため，検出器を体表面上で移動させ, 磁界の分布から経鼻栄養チューブ先端位置を推定し, 胃内にあるかを確認する．

Fig.2 に本システムの動作確認用の実験システムのブロック図を示す. 発振器及び電流増幅器(図中①, ②)を用いて励起コイル(図中③)に 16kHz の交流電流を印加する．励起コイルによる励起磁界により磁性体マーカ(図中④)を磁化させる．磁化された磁性体マーカは励起磁界に同期した磁界を発生させる．この磁界を検出コイル(図中⑤)で電気信号に変換し, 低ノイズ増幅器(図中⑥)で増幅を行う. 増幅された信号と, 励起電流に同期した電圧を位相補償回路(図中⑦)で調整することで励起磁界の影響をキャンセルし, オシロスコープ(図中⑧)で出力を確認する．

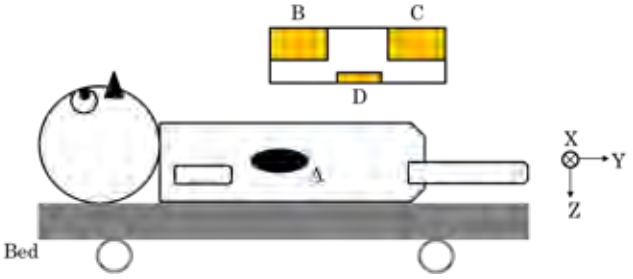


Fig.1 Configuration of detection system.

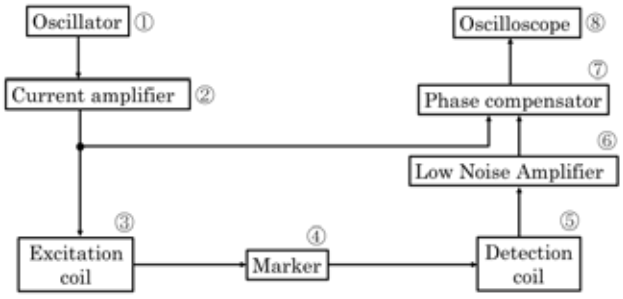


Fig.2 Block diagram of experiment system.

4. シミュレーションによる検出コイルの検討

4. 1 一次微分型検出コイル

本研究の提案する検出システムの検出コイルとして標準的なモノコイルと比較して一様な磁場を検出しないグラジオメータを用いた場合を検討する．

Fig.3 に試作した一次微分平面型グラジオメータを示す. X 方向の長さ G_X=30[mm], Y 方向の長さ G_Y=13[mm], ベースライン ΔY=17[mm]とした．差動接続された 2 つの検出コイルを同一平面上に配置した．本検出コイルの検出磁界は Y 軸に平行に配置したため，dB_z/dy となる．

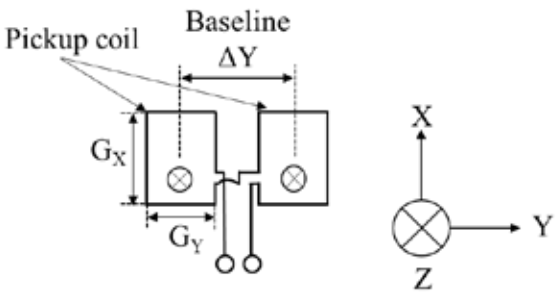


Fig.3 A gradiometer of planer type.

B_zはコイル位置における Z 方向の磁界成分である．磁界源の位置推定精度は信号磁界の検出感度と平面型グラジオメータの空間配置および空間的な検出領域に依存する[4]．本稿ではグラジオメータを Y 軸に平行に配置し dBz/dy を検出した場合の検出特性についての検討を行う．

4.2 シミュレーション方法

Fig.4 にモノコイルと励起コイル，Fig.5 にグラジオメータと励起コイルの関係を示す．磁性体を磁化させるための励起コイルは矩形に 2 対配置しそれぞれ 160 回巻きとし，励起コイルには定常電流 0.12[A]を流した．励起コイル間 W_L=73[mm]，励起コイルの X 軸方向の長さ W_X=83[mm]，Y 軸方向の長さ W_Y=40[mm], 2 対の励起コイルの中心を(0, 0，0)とした．Fig.4 に示す検出用モノコイルの X 方向の長さ Mx=30[mm]，Y 方向の長さ M_Y=13[mm]とした．Fig.5 に示す検出用グラジオメータの X 方向の長さ G_X=30[mm]，Y 方向の長さ G_Y=13[mm]，ベースライン Δ Y=17[mm]とした．

シミュレーションにおいて励起コイルが発生する磁束密度 $\boldsymbol{B}$ を式(1)，式(2)より求めた[5]．ベクトルポテンシャル $\boldsymbol{A}$ は

$$\boldsymbol{A} = \frac{\mu_0}{4\pi}\oint \frac{\boldsymbol{Ids}}{\mathrm{r}} \tag{1}$$

となる．μ_0 は真空中の透磁率，$\boldsymbol{I}$ は電流線素，r は電流線素と電流線素が及ぼす磁界までの距離を示す．磁束密度 $\boldsymbol{B}$ は，

$$\boldsymbol{B} = \mathrm{rot}\boldsymbol{A} \tag{2}$$

となる．

磁化された磁性体が発生させる磁界を式(3), 式(4)より求めた．Y 軸方向に磁化された場合の点 P(x,y,z)における磁位 φ_m は

$$\varphi_m = \frac{m}{4\pi\mu}\left\{\frac{1}{\sqrt{\left(y-\frac{a}{2}\right)^2+\left(\sqrt{x^2+z^2}^2\right)}} - \frac{1}{\sqrt{\left(y+\frac{a}{2}\right)^2+\left(\sqrt{x^2+z^2}^2\right)}}\right\} \tag{3}$$

となる．m は磁化の強さ，μ は透磁率，a は磁性体の直径である．

磁界 $\boldsymbol{H}$ は

$$\boldsymbol{H} = -\mathrm{grad}\varphi_m \tag{4}$$

となる．

シミュレーションでは，磁性体マーカとベッドの床に用いられている磁性体金属による影響について検討を行った．

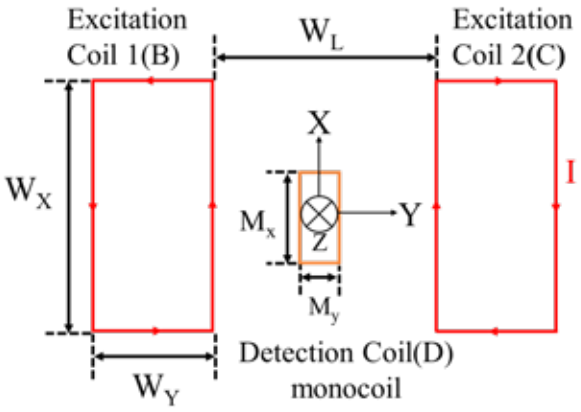


Fig.4 Relationship between excitation coil and monocoil.

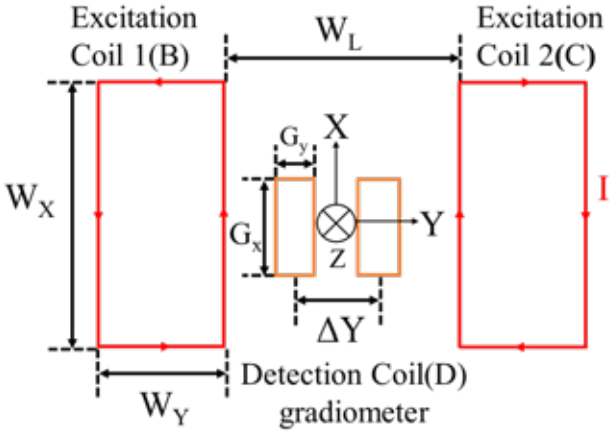


Fig.5 Relationship between excitation coil and gradiometer.

4.3 モノコイル及びグラジオメータの検出特性

4.3.1 磁性体マーカの検出特性のシュミレーション

磁性体マーカと検出器は Z 方向に 100[mm]離れているとした．磁性体マーカの中心が(0，0，-100)にある径 3[mm]，長さ 30[mm]の磁性体マーカから発生する磁束密度に対する検出特性を計算より求めた．検出器は Y 方向に-70[mm]から 70[mm]移動させた．磁性体マーカは長軸側を Y 軸に平行とし Y 軸方向に磁化されたとした．

4.3.2 磁性体金属の検出特性のシュミレーション

ベッドの床用いられている磁性体金属と検出器は Z 方向に 200[mm]離れているとした．磁性体金属の中心が(0，0，-200)にある径 100[mm]，長さ 200[mm]の磁性体金属から発生する磁束密度に対する検出特性を計算より求めた．検出器は Y 方向に-30[mm]から 150[mm]移動させた．磁性体金属は長軸側を X 軸に平行とし Y 軸方向に磁化されたとした．

4.4 結果及び考察

4.4.1 磁性体マーカのシュミレーション結果及び考察

Fig.6 に磁性体マーカの検出特性のシミュレーション結果を示す．モノコイルを用いた場合磁性体マーカの直上で検出される B_z 成分の磁束密度は 0 となり，-30[mm], 30[mm] 付近で極性が反転した最大の B_z 成分の磁束密度(図中 A, B)となることが確認できる．グラジオメータを用いた場合は磁性体マーカの直上で検出される B_z 成分が最大の磁束密度(図中 C)となり磁性体マーカから離れるほど検出される B_z 成分の磁界が小さくなることが確認できる．これよりモノコイルを用いた場合には B_z 成分の磁束密度が 0 の位置を見つけることで磁性体マーカの位置を特定するが，グラジオメータでは検出される B_z 成分の磁束密度が最大の位置を見つけることで磁性体マーカ位置を特定することができると考えられる．しかしながら，モノコイルでは，検出される磁束密度が 0 となる点が複数あるため，検出位置が一意に定まらず，誤検出を招く恐れがある．対してグラジオメータでは，磁束密度が最大となる箇所は磁性体マーカの直上一箇所のみであり，検出位置が一意に定まる．

4.4.2 磁性体金属のシュミレーション結果及び考察

Fig.7 に磁性体金属の検出特性のシミュレーション結果を示す．磁性体金属においても磁性体マーカと同様にモノコイルでは磁性体金属の直上で検出される B_z 成分の磁束密度(図中 A)は 0 となりグラジオメータでは検出される最大の B_z 成分の磁束密度(図中 B)となった．モノコイル，グラジオメータとともに磁性体金属からの影響を受けるが，磁性体金属が遠方にある場合，グラジオメータでは影響が小さくなる(図中 C)ことが確認できる．これよりノイズ源が遠方にある場合ではグラジオメータを検出コイルに用いることでノイズ源の影響を低減することができると考えられる．

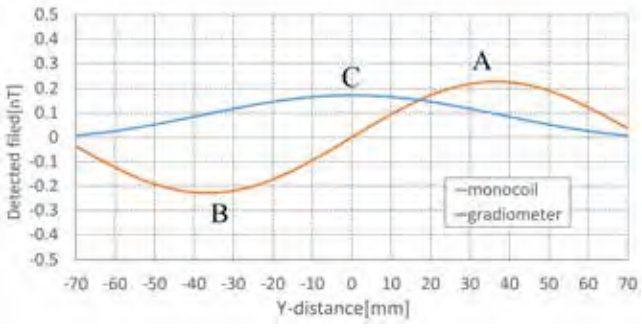


Fig.6 Charactaristic of detection coils to magnetic filed produced by magnetized marker of Z=-100[mm] located.

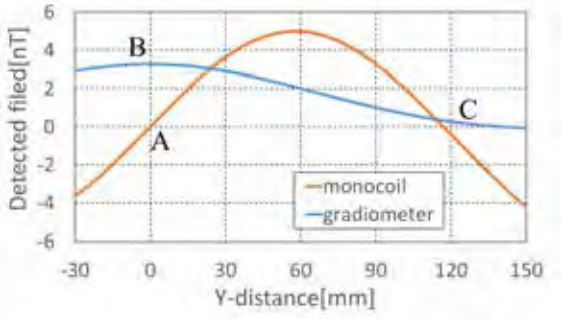


Fig.7 Charactaristic of detection coils to magnetic filed produced by magnetized magnetic metal of Z=-200[mm] located.

5. 結論

本稿では提案した検出システムにおいて磁界検出用コイルとしてモノコイルとグラジオメータの磁性体マーカ及び磁性体金属が発生する磁界に対する検出特性のシミュレーション結果を報告した．

今後はこれらの結果を実験的検討する．

参考文献

[1] 武内裕香，田中慶太，内川義則，栗城眞也：経鼻チューブ先端位置の磁気的検出法の開発，電気会論文誌C，vol. 133，No. 11，pp. 2075-2081，2013

[2] 芳賀克夫，山口健，松村史朗，永松佳憲，吉留幸一深野久美，川野美代子，椿松由美子，的場浩二，古河敏子，藤内豊子：経鼻栄養胃管気道内誤挿入防止のための指針，日本医療マネージメント学会雑誌，Vol. 9，No. 2，pp. 359-363，2008

[3] N.A.Metheny：Preventing respiratory complications of tube feeding: Evidence-based practice，Am J Crit Care Vol. 15，No. 4，pp. 360-369，2006

[4] 大海学，池田正徳，茅根一夫，葛西直子：磁界源一推定におけるシステムパラメータの影響－平面型グラジオメータシステムにおいて－電子情報通信学会論文誌，vol. J76，pp. 755-764，1993

[5] 山田直平，桂井誠：電磁気学[3版改訂]，株式会社オーム社，pp203，2005

臨床現場で測定可能な身体機能項目による上肢防御動作評価法の提案

Proposal of a new evaluation method of upper limb defensive actions by physical functions measurable at cinical settings

○ 長尾朋紀　　二瓶美里　　鎌田実（東京大学大学院新領域創成科学研究科）

Tomoki NAGAO, Misato NIHEI, Minoru KAMATA
The University of Tokyo

Abstract: The falls from wheelchairs frequently occure in the cinical settings such as elderly facilities, hospitals, or in-home. Therefore, a number of procautionary measures to prevent falls have been proposed. However, at the present time, it is sensuously judged the likelihood of falls and the ability of defensive actions. Hence, in this study, we proposed a new evaluation method that judges the ability of defensive actions by upper limbs and predicts the degree of injury damage at the time of falling. This method performs by multi-body model in which posture reflex response time, lift speed, and upper limb muscle strength are embedded.

Key Words: Wheel Chair, Fallings, Injury Prediction, Simulation

1. 研究背景

車椅子に関する事故の原因のうち最も多いものが転倒であるといわれており，その半数以上が 70 歳以上の高齢者の被害である(1)．高齢者の転倒事故は要介護状態や寝たきりの状態の主要因となっており(2)，生活の質の大きな低下につながるため，転倒被害を軽減する必要がある．近年では車椅子からの転倒防止や転倒による骨折対策として，転倒防止装置やプロテクターなどが提案され，用いられるようになった．しかしながら，それらの対策を取るべきか否かの判断は介護者に委ねられており，その判断の難しさから，臨床現場では判断材料が求められている．

車椅子からの転倒事故において，受傷の程度を左右するのは上肢による防御動作の能否である(3)．上肢による防御動作の能否は，例えば，バランス感覚の低下によって転倒に気付くのが遅れてしまうことで防御が間に合わず，頭部を打撲したり，動作が遅れることで打ち身で済むところが骨折するといった致命的な重大事故に繋がる．そのため，対象者の上肢による防御動作が可能かどうか事前に知ることができれば，介護者が転倒防止策の導入をすることや防御動作に必要な身体機能のトレーニングを実施すること等の判断材料になると考えた．

そこで，本研究では介護施設などの臨床現場において，身体機能を測定することで対象者が適切な防御姿勢を取れるか否かを事前に知る簡単な方法を提案することとした．ここで，防御姿勢とは接地時の身体の姿勢とし，防御動作とは転倒開始時の初期姿勢から防御姿勢へ移行する動作のことと定義する．また，適切な防御姿勢とは，重大な被害が起きないような防御姿勢のことを指す．

車椅子からの前方転倒時における防御動作には，上肢を使う動作や，受け身のように身体を捻る動作などがあるが，本研究では，高齢者の運動能力を考慮し，上肢動作に着目することとした．

2. 研究目的・研究方針

2.1.研究目的

本研究では，車椅子からの転倒場面を先行研究にならい，「フットサポートを上げ忘れて立ち上がり，車椅子が前方に傾いて前方転倒する」転倒状況を想定することとした．この場面において，上肢による防御動作の能否判断と転倒時の受傷被害の程度予測を行うことを目的とする．

目的を達成するために，本研究では(1) 上肢による防御動作に支配的に関わる身体機能の特定，(2) 転倒時の受傷と特定した身体機能の関係を明らかにすること，を目標とした．

2.2.研究方針

2.2.1　転倒時の上肢による防御動作と身体機能

車椅子からの転倒防御動作が，どのようなタイミングで発生し，体勢が変化する中で上肢の挙動がどのように変化するのかを，模擬的な転倒実験により明らかにすることとした．また，その動作に関係する身体機能を抽出することとした．

2.2.2　転倒時の防御動作を含む受傷評価

本研究での受傷評価には，先行研究の手法を用いる．先行研究では，高齢者の車椅子からの前方転倒について，人体マルチボディ・モデルに関節可動域や関節トルク，関節角度を設定することにより高齢者の身体機能の低下と上肢の転倒防御姿勢を表現し，Head Injury Criterion (HIC)を用いて頭部の受傷評価を行う手法を開発した．また，上肢による防御姿勢の受傷評価を行う部位として，頭部だけでは不十分であるとして，上腕と前腕にかかった曲げモーメントから上肢受傷評価（Upper Limb Injury Criterion (ULIC)）を定義しモデルに反映させることで，頭部と上肢を総合的に評価する手法の開発を行った(6)．

しかし，先行研究では，防御姿勢が取れると仮定したモデルを用いていたため，防御姿勢が不完全であったり，防御が間に合わないといった防御動作の不十分な状態は考慮されていなかった．そのため，本研究では，先行研究で用いたモデルに，上肢による防御動作を動作開始タイミングから接地時タイミングまで表現できるモデルを組み込むことを検討する．その際に，前節で示した身体機能の測定項目をパラメータとすることを前提とした．

本研究は東京大学倫理審査委員会の承認の下に行われた．

3. 上肢による防御動作に関わる身体機能の特定

3.1.車椅子転倒時の上肢の防御動作に関わる身体機能

本研究では，まず立位からの転倒の文献調査(7)(8)と先行研究(5)における若年者転倒模擬実験の動作観察により，転倒時の動作を時系列に従い分類する．

(1)　転倒動作の時系列分類

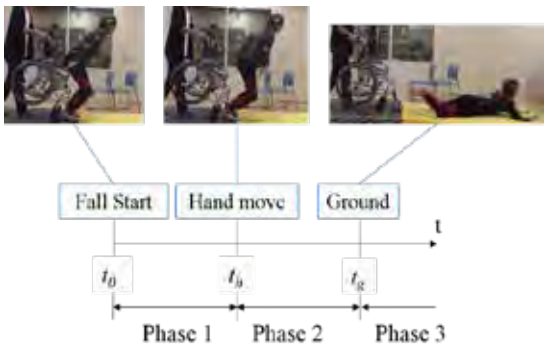


Figure 1　Classification of a Fall by Time Series

上肢による転倒防御動作は，全身のバランスが崩れそうになった際に直ちに反応し平衡を維持しようとする機能である平衡反応の一部であり，上肢の保護伸展反応と呼ばれている．この上肢の保護伸展反応とは重心の変化に対して上肢の伸展により支持面を広くし，姿勢の安定を図る反応[9]であり，この反応が起こる条件は，重心が支持基底面からはずれた時，体幹のバランス反応で対応出来なくなった時である[10]．しかしこの反応は高齢になると神経伝達の遅れ等により，反応に要する時間が増加すると言われている．

身体の挙動を考える際，転倒が開始するか否かの判断には，支持基底面と重心線の位置関係が用いられる[11]．人体の重心は骨盤重心付近にあることから，骨盤の重心線が身体の支持基底面の外側に出た瞬間を転倒開始と定義する．これらを踏まえると，転倒状況は図 1 のように 3 つのフェーズに分類することができる．

Phase 1 (t_0-t_h): 転倒開始してから防御動作を開始するまでの期間.

Phase 2 (t_h-t_g): 防御動作が開始してから接地するまでの期間.

Phase 3 (t_g-): 接地してからの期間.

(2)　転倒の時系列分類における身体機能項目の抽出

転倒を防御するために必要なことは，転倒をできるだけ早く知覚し（Phase 1），早く手を出し（Phase 2），身体を支える（Phase 3）ことである．ここで，転倒をできるだけ早く知覚する機能は，前述のとおり保護伸展反応に関連していると考えることができる．また，手を出す動作は上肢の運動機能に，手掌接地時の防御能力は上肢の筋力に関連すると考えられる．

保護伸展反応は急激な姿勢の崩れに対する上肢の保護的な反応を言う．しかし，それ自体を測定することは困難であることから，本研究では，上肢の保護伸展反応が起こった反応時間を測定対象とすることとした．また，上肢の運動機能については，手掌接地に至るまでの上肢姿勢の決定に関与する上肢関節の動作から，肩関節の屈曲，外旋，肘関節の屈曲，手関節の橈屈などを抽出し，その中から最も支配的な動作と考えられる肩関節の屈曲動作の時間変化を測定対象とすることとした. さらに, 上肢筋力については，上肢関節トルクを測定対象とすることとした.

3.2.人体モデルに組み込む動作の選定

反応時間の遅れなどを人体モデルに組み込むには，上肢の動作の時間変化を関節パラメータに組み込む必要がある．手掌接地以前の防御動作の時間変化を既存の人体モデルを用いて表現するには，既に設定されているパラメータである関節トルク以外の「保護伸展反応の反応時間」と「挙上動作に関係する肩関節屈曲角度の時間変化」を簡便なパラメータとして表現する必要がある．

(a)Experiment　(b)Motion capture

Figure 2　Experiment of Falls

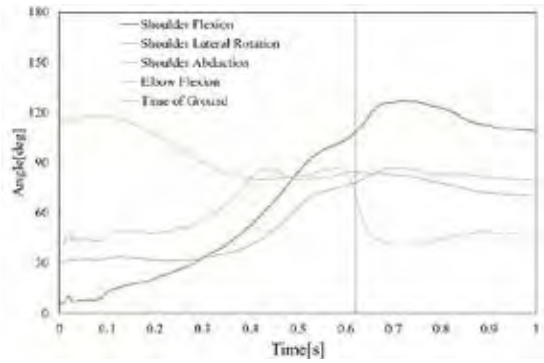


Figure 3　Changes of Joint Angles

3.3.転倒時の肩関節屈曲角度の時間変化

想定した転倒をした際に，肩関節屈曲角度がどのように変化するのかを調べるために，転倒模擬実験を実施した．

(1)　実験方法

若年健常者 1 名（20 代，男性）に対して，「突然フットサポート上に立ち上がり，車椅子が前方に傾いて前方転倒する」という転倒実験を実施した．実験参加者の身体には合計 45 個マーカを貼り付け，MAC3DSystem (MotionAnalysis 社) 光学式モーションキャプチャシステムによる三次元動作計測を行った．

転倒の際には，構えたりせず自然な転倒防御動作が出るよう，膝の上に手をおいた状態を初期姿勢とし，車椅子を傾けるタイミングは実験参加者に知らせない条件で実施した．図 2 に実験の様子と計測結果を示す.

なお，実験は安全のために被験者には頭部・肘・膝・臀部に防具を装着させ，倒れこむ位置には厚さ 10[cm]のウレタンマットを 2 枚重ねにしたものを設置した.

(2)　実験結果

図 3 に防御動作中の肩関節屈曲角度・肩関節外転角度・肩関節外旋角度・肘関節屈曲角度の時間変化を示す．0.1[s]付近で各関節が動作を始め，0.7[s]付近で肩関節屈曲角度が最も大きな値(130°)を示している.

本研究では，この肩関節屈曲の開始時間を「保護伸展反応の反応時間」とし，肩関節屈曲角度の変化を「挙上動作をさせた際の肩関節屈曲角度の時間変化」として扱うこととした.

3.4.身体機能の測定方法

本研究では, 防御動作と受傷に関わる身体機能として「保護伸展反応の反応時間」「肩関節屈曲動作」「上肢関節トルク」を設定している．そこで，これらの測定方法を文献調査及び医療職従事者へのヒアリングにより以下のように決定した．測定方法を決定する際，臨床現場において介護者が容易に測定可能である簡便性を重視した.

(1) 保護伸展反応の反応時間：理学療法において用いられている立ち直り反応の評価方法の際に発生する身体反応の反応を加速度計を用いて計測する．図 4 に示すように，左

Figure 4　Experiment of Parachute Reaction Time

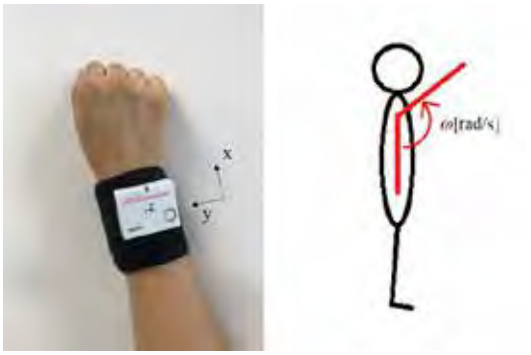


Figure 5　Experiment of Elevation

Figure 6　μTasF-1 and Experiment of Flexion Torque

肩と右手首に時間を同期させた加速度計(ATR-Promotion 社 TSND121)を装着し，検査者が左肩を右方向に押すことで保護伸展反応を誘発する．反応時間は，左肩を押してから右手首が反応するまでの時間として加速度を参照値として測定した．

(2) 肩関節屈曲動作：図 5 に示すように立位で上肢を自然に下ろした状態（肩関節屈曲角度 0°）から可動域限界まで手を挙げた際の挙上速度を算出する．挙上速度は，被験者にできるだけ早く手を挙げるように教示し，手を動かし始めてから挙上した状態で止まるまでの時間を加速度計おを用いて測定した．

(3) 上肢関節トルク：各上肢の関節トルクはより，肘関節の屈曲トルクと比例関係にあることから[12]，肘関節屈曲トルクを計測する．肘関節屈曲トルクは，肩関節 90°屈曲，肘関節 90°屈曲における等尺性関節トルクを図 6 のように徒手筋力計 μTasF-1（アニマ社）を用いて測定した．また，測定した値を成人男子平均値を 100 とした割合(R[%])で表現した．

4. 転倒シミュレーションの条件設定

4.1.シミュレーションモデル

本研究においては，MADYMO（Ver7.5，TASS 社）を用いて，マルチボディ・モデルを使用したシミュレーションを行うこととした．図 7 に示すような日本人成人男性サイズ（166.9cm，66.5kg）の人体モデルと車椅子モデルを用いた．なお，人体モデルは剛体が 32 個（上半身 20 個，下半身 12 個），関節が 32 個，外表面が 56 個の楕円からなり，車椅子モデルは 10 個のパーツからなる．

Figure 7　Multi-Body Model of the Human and the Wheelchair

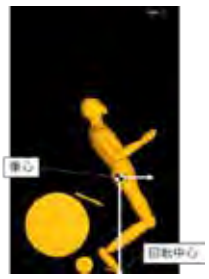


Figure 8　Initial Position of the Simulation

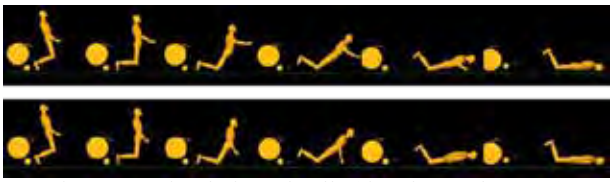


Figure 9　Simulation of Falls (time interval 0.125s)
Up:Young ($t_h = 0.18, \omega = 255, R = 130$)
Down:Elder ($t_h = 0.38, \omega = 162, R = 30$)

4.2.シミュレーション条件

(1) 上肢による防御動作の設定

転倒模擬実験の結果より，肩関節屈曲角度の時間変化を上肢による防御動作として設定することとする．その際肩関節屈曲角度(θ [rad])は式(1)に示すよう時間に対する 1 次式で近似を行った．ただし，t_h[s]は反応時間，ω[rad/s]は肩関節屈曲速度を表す．

$$\theta(t) = \begin{cases} 0 & (0 \le t \le t_h) \\ \omega(t - t_h) & (t_h \le t) \end{cases} \quad (1)$$

また，前方転倒の防御姿勢に関わるその他の関節角度である，肩関節外転・外旋，肘関節屈曲，手関節橈屈の角度は転倒模擬実験の結果より設定をした．

(2) 筋力パラメータの設定

転倒時の接地後に関わるのは上肢の各関節の関節トルクであり，前方転倒においては肩関節の屈曲，肘関節の屈曲，手関節の尺屈・伸展の 4 つが関わると言える．そのため，筋力のパラメータとして肩関節屈曲，肘関節屈曲，手関節尺屈・背屈の 4 つの関節トルクを設定した．

(3) 初期位置・初期角速度の設定

シミュレーションの初期位置は，本研究における転倒開始の定義から，人体モデルの重心線が支持基底面を越える地点に設定した．重心の初期角速度は転倒模擬実験の結果より設定した．これらを図 8 に示す．

(4) シミュレーションの実施

図 9 にシミュレーションを実施した一例を示す．ここでは，若年健常者，高齢者の身体機能をそれぞれ組み込みシミュレーションを実施した．反応時間が遅くなると，防御動作が始まるタイミングが遅くなり，防御姿勢が不十分になる．また，防御動作を開始する時間が同じでも挙上速度が遅いと，同様に防御姿勢が不十分となる．また，筋力が低いと同じ防御姿勢となっても身体を十分に支えられず，受傷が大きくなると考えられる．

5. 受傷評価指標

5.1.頭部の受傷評価指標

頭部の受傷評価については，HIC と Abbebiated Injury Scale(AIS)を用いることとした．HIC とは頭部の傷害を表す指数であり，式(2)で算出される[13]．

$$HIC = \left[\frac{1}{t_2 - t_1}\int_{t_1}^{t_2} a dt\right]^{2.5}(t_2 - t_1) \qquad (2)$$

ここで，a は頭部重心における合成加速度，$t_2 - t_1$は HIC が最大になる時間(<36ms)である．

HIC と AIS の関係[14]から，以下のように受傷の程度が分類できる．(1) HIC が 135 未満の場合には，頭部には受傷が発生しない．(2) HIC が 135 以上 520 未満の場合には，頭痛やめまい，挫傷といった軽傷を頭部に負う．(3) HIC が 520 以上の場合には，意識障害が発生するような中等傷以上の受傷を負う．

5.2.上肢の受傷評価指標

上肢の受傷評価については，ULIC を用いることとした．ULIC は，式(3)により算出される[6]．

$$ULIC = \frac{M_{Z\_max}}{M_0} \times 100 \qquad (3)$$

ここで，M_0とは骨折許容モーメントであり，M_{Z_max}は上肢の各骨に作用する最大の曲げモーメントの値である．

ULIC の大小は受傷可能性を示しており，ULIC が小さいほど上肢の受傷可能性が低いと判断できる．

6. 上肢防御動作を組み込んだ転倒シミュレーションと受傷評価

転倒経験がある車椅子利用高齢者を対象に，提案した身体機能測定項目を用いて受傷評価を行った．対象者は介護施設に入所しており，施設職員（医療職）が転倒リスクが高いと判断した後期高齢者 2 名 K1，K2（84 歳・要介護度 2，87 歳・要介護度 4）である．また，比較のため若年健常者 3 名 A，B，C（20 代，男性）も対象とした．

測定結果（t_h，ω，R）をモデルに組み込み，転倒シミュレーションおよび受傷評価を行い，頭部・上肢の傷害値（HIC，ULIC）を算出した．測定結果，算出結果を表 1 に示す．

若年健常者 3 名は受傷値 HIC155・ULIC54，HIC115・ULIC67，HIC126・ULIC83 と受傷はほとんど無いと算出され，高齢者 2 名は HIC252・ULIC71，HIC437・ULIC36 と頭部の受傷が大きいと算出された．そのため，今回測定した 2 名の後期高齢者は転倒した際に防御動作をうまく行えず頭部を受傷する可能性が高いので，転倒防止装置や頭部プロテクターなどの受傷低減策を講じる必要があるといえる．

7. 結論

本研究では，「突然フットサポートに立ち上がり，車椅子が前方に傾いて前方転倒する」という転倒状況を想定し，転倒を「転倒開始から防御動作開始」・「防御動作開始から手掌接地」・「手掌接地後」に分類した．また，防御動作に関わる身体機能として保護伸展反応の反応時間，拳上動作，上肢の各関節の関節トルクを抽出した．さらに，その防御動作を人体モデルに組み込むために若年者転倒模擬実験を実施し，肩関節の屈曲動作開始時間，屈曲角度変化，上肢筋力を反映させた上肢防御動作を行う転倒シミュレーションモデルを作成した．転倒リスクの高い高齢者に対し，上記の身体機能を簡便に測定する実験を行い，得られたデータを基に転倒シミュレーションを行った結果，高齢者は頭部受傷が大きくなることがわかった．この手法を用いることで，事前に転倒した際の受傷を予測できるようになった．

今後の課題として，実施した身体機能測定実験の改善が挙げられる．車椅子を使用する高齢者には認知機能の低下がみられる場合もあるため，選定した指示に対する応答を見る方法は臨床現場においてさらに工夫を要するが分かった．今後の展望として，作成したシミュレーションモデルの立位からの転倒への応用がある．認知機能に問題が無く，身体機能に不安を覚える高齢者を対象としたとき，立位からの転倒が多くなるはずである．転倒状況は複雑になるが，転倒時に防御動作をとれるか否か事前に知ることができるのは意義があると考えられる．

Table 1　Subjects' Profiles and Results of the Simulations

Subject	t_h[s]	ω[°/s]	R[%]	HIC	ULIC
A	0.27	235	102	155	54
B	0.16	222	101	115	67
C	0.18	255	130	126	23
K1	0.26	182	25	252	71
K2	0.38	162	30	437	36

謝辞

本研究にご協力いただきました，東京大学医学系研究科 土屋瑠見子様，宇田和晃様，富士見台特別養護老人ホームの海老根典子様，坂真由美様 TASS 社の嶋田正人様に厚く感謝を申し上げます．

参考文献

(1) 独立行政法人国民生活センター，http://www.kokusen.go.jp/ news/data/n-20011106_ 2.html，（最終閲覧日 2017/07/14.）
(2) 角田亘，他，転倒をなくすために－転倒の現状と予防対策，慈恵医大誌 123，347-371，2008.
(3) 石川耕介，他，車椅子転倒時におけるダミー人形を用いた人体損傷評価」，第 25 回バイオメディカル・ファジィ・システム学会年次大会講演論文集，181-184，2012.
(4) 石川耕介，他，車椅子走行中における前方転倒時の人体傷害推定」，第 27 回バイオメディカル・ファジィ・システム学会年次大会講演論文集，137-138，2014.
(5) 佐久間菜月，他，車椅子使用時の転倒における人体損傷予測手法の開発，リハ工カンファレンス in おきなわ，2015.
(6) 佐久間菜月，他，ウィルチェアーラグビー競技時の転倒と防御動作に関する研究，LIFE2016，648-651 2016.
(7) E.T.Hsiao, et al., Common protective movements govern unexpected falls from standing height，Journal of Biomechanics 31，1-9，1998.
(8) 渡辺明日香，他，健常男子学生の側方模擬転倒における防御動作パターンとその役割，日本生理人類学会誌 Vol.8 No.4，225-230，2003.
(9) 中島正夫，他，壁に対する上肢の保護伸展反応における触覚・固有覚の意義について－パラシュート反応の発達と関連して－，脳と発達 13，615-618，1981.
(10) 弓岡光徳，他，姿勢反応とボバースアプローチの紹介－平衡反応を中心に－，West Kyushu Journal of Rehabilitaion Science 3，35-44，2010.
(11) 井上由起子，他，生活支援技術　自立に向けた移動・姿勢保持・生活経営・住まい・安全の支援第 2 章　姿勢保持，移動・移乗の支援技術」，建帛社，44-52，2009.
(12) 独立行政法人製品評価技術基盤機構編：NITE 人間特性データブック（関節トルク），2009.
(13) 田口真，他，鉄道車両における乗客の衝突安全性評価に関する研究（衝突加速度と傷害値の関係の研究），日本機械学会論文集 Vol.80 No.814，11pages, 2014.
(14) J.A. Pike，Automotive Safety, Society of Automotive Engineers，Warrendale，PA，1990.

情報支援ロボットシステムの家庭環境における効果検証

Validity verification of life support system using information support robot for the elderly

○齋藤大輔[1]，西浦裕子[1]，大中慎一[2]，渡部幸一[3]，森村泰之[3]，児島宏明[4]，佐土原健[4]，濱田浩美[5]，二瓶美里[6]，井上剛伸[1]

1 国立障害者リハビリテーションセンター研究所，2 日本電気株式会社，3 株式会社生活科学運営，4 産業技術総合研究所，5 フランスベッド株式会社，6 東京大学

○Daisuke SAITO[1], Yuko NISHIURA[1], Shinichi ONAKA[2], Koichi WATABE[3], Yasuyuki MORIMURA[3], Hiroaki KOJIMA[4], Ken SADOHARA[4], Hiromi HAMADA[5], Misato NIHEI[6], Takenobu INOUE[1]

1 Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, 2 NEC Corporation, 3 Seikatsu Kagaku Un-Ei Co., Ltd, 4 National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, 5 France Bed Co., Ltd., 6 University of Tokyo

1. はじめに

我が国では，高齢化が急速に進み，認知症者が増加している．さらに，軽度認知障害（MCI）を含む高齢者も増加傾向にある．認知症者およびMCIは，2020年にはそれぞれ323万人，519万人に増加するといわれている．また，疾病レベルにまで至らない軽いもの忘れのある高齢者も多く，生活に支障をきたす場合も多くみられる．2015年には認知症施策推進総合戦略～認知症高齢者等にやさしい地域づくりに向けて～（新オレンジプラン）[1]が策定され，軽いもの忘れ，MCIおよび認知症者が住み慣れた地域環境で，主体的な生活を維持することが今後の高齢社会において重要となるとされている．

我々は，これまでにロボットとの対話により，生活で必要となる情報を認知機能の低下した高齢者に伝えられることを示し，フィールドにおけるコンセンサス・ワークショップ，ビジネスモデルの検討，情報伝達実験等から，システムへの要求機能を明確にし，日時や予定などの情報提示機能を軸に，日常生活行動を促す情報支援ロボットを用いた生活支援システムの開発を行ってきた．また，重度認知症者への情報伝達は，行動を工程分けして伝えることがわかりやすいとされているが，軽度認知症者においては情報が過分となり結果として判断力が低下する可能性もある．西浦らにより，ロボット音声情報を用いて認知機能レベルの違いによる情報伝達手法の検討では，認知機能レベルの違いにより情報伝達手法を変更する必要性があることが示された[2, 3]．これらの結果を反映したロボットシステムの開発を行い，利用者の認知機能レベルに応じた情報提供を行うため導入手法を構築した[4]．そこで本研究では，高齢者を対象に家庭環境に作成した情報支援ロボットシステムを導入し，本提案システムを利用した際のどのような効果あるかを検証した．

2. 情報支援ロボットシステムによる生活支援手法

本システムは，家族や支援者が遠隔地から情報支援を行えるシステムであり，クラウドサービスを利用し，入力された情報を対象者へ伝えるシステム（図 1）となっている．情報支援ロボットとして，図2に示すNEC製Papero iをプラットフォ

図 1　情報支援ロボットシステム

図 2　Papero i

ームとして用いている．

また，認知機能低下した高齢者を対象としていることから，情報を正確に伝えるため，情報伝達は，人の会話の構造[5]である「注意喚起」→「先行連鎖」→「情報伝達」の 3 段階からなる構造とした．具体的には，注意喚起として，利用者の名前の呼びかけ，先行連鎖では情報伝達に先立ち関連した情報を提示し，その後，目的とする情報伝達を行う．注意喚起や情報伝達においては聞き取れたかどうかを音声認識により確認し，確認できない場合には繰り返すこととした．具体的な情報支援ロボットの対話アルゴリズムと発話例は，図 3 のとおりである．

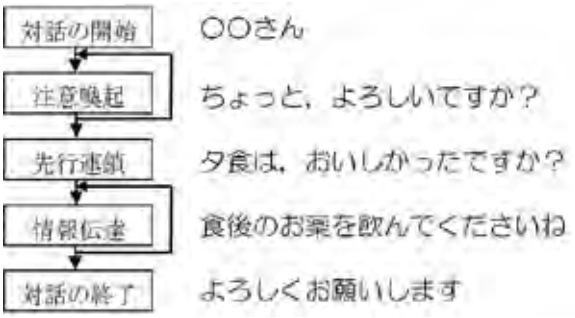


図 3　発話アルゴリズムと発話例

3．実験

3.1 実験方法

本研究では，情報支援ロボットシステムを家庭環境で使用した際の効果を検証するため，自立型高齢者施設に入居されている高齢者または在宅高齢者を実験対象とした．本システムの効果を検証するため，被験者には，ロボットによる情報支援がない生活（基本行動）を 1 ヶ月間，その後，ロボットを導入し，ロボットにより情報支援のある生活(ロボット使用)を 1 ヶ月間送ってもらった．これらの生活の変化から，本システムの効果を検証した．実験では，最初に生活状況のヒアリングを実施，情報支援内容を決定した．今回の実験での効果検証項目は，服薬の状況と睡眠（起床および就寝時間），外出頻度，トイレの回数，居室内での行動状況とした．さらに，自立型高齢者施設では，毎朝実施される安否確認，食事の注文書の提出についても実施した．効果検証は，被験者の行動を確認するために，人感センサ，実感センサ付きビデオカメラを設置，ロボットとの対話を確認するために IC レコーダを設置し，残薬確認および施設への確認により実施した．さらに，ロボットが受け入れられるかどうかをユーザビリティ評価（SUS）により評価した．

また，本実験は，国立障害者リハビリテーションセンターの倫理審査委員会の承認を得た上で，実験の対象者に対してインフォームドコンセントを得て実施した．

3.2 被験者

被験者は, 認知機能検査（MMSE, COGNISTAT）を実施した上で，認知機能レベルに低下があり，聴力が正常な方を抽出した．実験には，平均年齢 83.0 歳±0.0 歳の女性 6 名に参加いただいた．被験者の詳細は表 1 に示すとおりである．

4．情報支援内容と発話シナリオの作成例

EVE-6 を例に情報支援内容および発話シナリオの作成手法を以下に示す．

生活情報調査の結果、服薬（骨粗鬆症の薬）および行動（生活リズムの変化）を効果検証項目に設定した。また、情報支援内容用は、効果検証項目の支援の他に、朝晩の挨拶、外出予定（デイサービス、病院、畑作業、等）の案内、健康チェック（血圧および体温の測定と確認)、食事の準備、ゴミ捨て、洗濯の情報支援ンを行った。基本的な 1 日の情報支援内容は、表 2 に示す通りである。

表 1　被験者情報

被験者 ID	施設／在宅	年齢	性別	MMSE	認知機能低下
EVE-1	自立型高齢者施設	77 歳	女性	24 点	理解，記憶
EVE-2*	自立型高齢者施設	88 歳	女性	28 点	注意
EVE-3	自立型高齢者施設	84 歳	女性	28 点	見当識
EVE-4	自立型高齢者施設	80 歳	女性	30 点	注意
EVE-5	自立型高齢者施設	86 歳	女性	28 点	見当識，注意
EVE-6	在宅	83 歳	女性	27 点	注意

*要介護 1

表 2　情報支援の基本パターン

時刻	情報支援内容
6：00	朝の挨拶
6：30	朝食準備
7：00	服薬確認
7：30	ニュースの確認（テレビ）
8：15	掃除の促し
10：00	畑仕事の促し
11：30	昼食準備
15：00	夕食準備
18：15	就寝前服薬確認
18：30	就寝の挨拶

また、曜日ごとに異なる情報支援として、以下の情報支援を行った。

月曜：　7:15　ゴミ出し
火曜：　7:15　ゴミ出し
　　8:00　デイサービス
　　14:30　洗濯の確認
水曜：11:15　血圧、体温測定の促し
　　11:25　血圧、体温の確認
　　14:30　洗濯の確認
木曜：　7:15　ゴミ出し
金曜：　7:15　ゴミ出し
　　12:45　血圧、体温測定の促し
　　12:55　血圧、体温の確認
　　14:30　洗濯の確認
日曜：12:45　血圧、体温測定の促し
　　12:55　血圧、体温の確認
　　14:30　洗濯の確認

これらの内容に対して，発話シナリオを作成した．発話シナリオの作成は，作業療法士と相談の上，認知機能レベルに応じ，被験者に情報が正確に伝わるようにした．

5．実験結果および考察

安否確認および食事の注文書の提出および服薬についての行動達成率を算出した結果を表 3-1 および表 3-2 にまとめる．いずれの被験者においても対象とする行動の行動達成率は，基本行動よりもロボット使用時で高くなるか変化がみられない（忘れない）結果となっていた．このことから，目的とする行動を忘れてしまうことがある場合には，ロボットによる情報支援が有効に作用していることがわかる．

生活状況の結果をみてみると，生活状況の結果は，人感センサの発火パターンから，起床時間，就寝時間，睡眠時間，外出時間（短時間，長時間），トイレの回数，センサ発火数およびリラックス時間を検出した．行動は，被験者ごとにパターンが異なるため，EVE-6 の結果を表 4 にまとめる．表 4 によると、ロボットを使用することで起床時刻および就寝時刻が 1 時間程度早くなる方向にスライドしているが、起床および就寝の時間のばらつ

表 3-1　検証項目ごとの行動達成率（EVE-1～3）

検証項目	EVE-1		EVE-2		EVE-3	
	基本行動	ロボット	基本行動	ロボット	基本行動	ロボット
安否確認	100% 28/28 回	100% 28/28 回	100% 28/28 回	100% 28/28 回	96.4% 27/28 回	100% 28/28 回
食事の注文書の提出	100% 4/4 回	100% 4/4 回	100% 4/4 回	100% 4/4 回	100% 4/4 回	100% 4/4 回
服薬	92.9% 26/28 回	100% 28/28 回	82.1% 69/84 回	85.7% 54/63 回	100% 4/4 回	100% 4/4 回

表 3-2　検証項目ごとの行動達成率（EVE-4～6）

検証項目	EVE-4		EVE-5		EVE-6	
	基本行動	ロボット	基本行動	ロボット	基本行動	ロボット
安否確認	100% 28/28 回	100% 28/28 回	100% 28/28 回	100% 28/28 回		
食事の注文書の提出	100% 4/4 回	100% 4/4 回	100% 4/4 回	100% 4/4 回		
服薬	100% 28/28 回	100% 28/28 回	96.0% 215/224 回	97.7% 219/224 回	100% 28/28 回	100% 28/28 回

表 4 生活状況の変化（EVE-6）

	基本行動	ロボット使用時
起床時刻	6:11±0:30	5:10±0:24
就寝時刻	20:23±0:46	19:12±0:17
睡眠時間[h]	8.42±0.78	9.20±0.48
短い外出[回/day]	1.70±0.18	2.11±0.33
長い外出[回/day]	0.48±0.14	1.56±0.28
トイレ[回/day]	9.30±0.59	11.48±0.75
睡眠中トイレ[回/day]	1.17±0.42	0.63±0.18
センサ発火数[回/day]	956±50	1185±52
リラックス時間[h/day]	5.93±0.47	5.63±0.24

表 5 SUS の得点

被験者 ID	SUS 得点
EVE-1	85.0 点
EVE-2	80.0 点
EVE-3	82.5 点
EVE-4	92.5 点
EVE-5	87.5 点
EVE-6	87.5 点
平均	85.8 点

きが小さくなる傾向であり、睡眠時間をみると 1 時間程度長くなり、睡眠時間のばらつきの小さくなる傾向であった。さらに、睡眠中のトイレの回数をみると、ロボット使用後に減る傾向であった。これらの結果から、ロボットの使用により、夜間トイレに起きることなく良質な睡眠がとれるようになっていると考える。また、ロボット使用時の短い外出および長い外出の頻度が増える傾向であった。また、センサの発火回数が増加していることから、家の中にいる際も活動的になっていることがうかがえる。これらの結果からは、ロボットの使用により生活が活動的になっていることがうかがえる。

SUS の結果は，表 4 にまとめたとおりである．SUS の結果からは、平均 85.8 点と非常に高い評価であり、本研究で提案している生活支援システムの受け入れ可能と判断できる。

以上の結果から，本研究で提案する情報支援ロボットシステムが家庭環境において効果があることが示された．

6. おわりに

本研究では，高齢者を対象に家庭環境に作成した情報支援ロボットシステムを導入し，本提案システムを利用した際のどのような効果あるかを検証した．その結果，情報支援ロボットを使用することで目的とする行動の行動達成率が高くなるあるいは変化しないこと，生活状況においては良質な睡眠，外出頻度の増加，生活が活動的になることが示された．さらに，ユーザビリティ評価においても受け入れ可能と判断されたことから，家庭環境において提案する情報支援ロボットシステムが有効であることが示された．

謝辞

本研究は日本科学技術振興機構戦略的イノベーション創出推進プログラムの助成により実施された．

参考文献

[1] 厚生労働省，認知症施策推進総合戦略（新オレンジプラン），http://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/0000064084.html，2016.10.20 accessed.

[2] Y. NISHIURA, T. INOUE and M. NIHEI, Appropriate talking pattern of an information support robot for people living with dementia: a case study, Joutnal of Assistive Technologies, Vol. 8, No. 4, pp177-187, 2014.

[3] 西浦裕子，井上剛伸，二瓶美里 他，認知症高齢者に対する生活支援ロボットの効果的な情報伝達手法の提案，日本作業療法学会抄録集 2015，O1359, 2015

[4] 齋藤大輔，西浦裕子，井上剛伸 他，在宅高齢者向け情報支援ロボットの導入手法の構築，第 29 回バイオメディカル・ファジィ・システム学会年次大会講演論文集（USB），2016

[5] 岡本真一郎：言葉の社会心理学 第 3 版，ナカニシヤ出版，2006

【論文】

体調急変推定に向けた心臓血管系モデルの構築

Construction of a cardiovascular model for the estimation of sudden change in physical condition

角谷健斗（日本機械学会学生会員）*，　金子成彦（日本機械学会フェロー）*

Kento Kadoya* and Shigehiko Kaneko*

Abstract

Recently, the traffic accident caused by sudden change in physical condition during driving has become a significant social problem. To prevent such an accident, it is useful to detect the incidence of sudden change in physical condition by making use of drivers' biological signals such as blood pressure and heart beat. However, we are short of biological data at sudden disease to be used as training data, and have not yet successfully constructed reliable estimation algorithm up to now. Therefore, in our research, we aimed to construct a new cardiovascular system model by combining a cardiac system model and vascular system model, in which we are able to calculate the fluctuation of biological signals at sudden change in physical condition. As a result, we confirmed that the model is able to reproduce the fluctuation of blood pressure according to the state of autonomic nerves.

Key Words

Sudden change in physical condition, Cardiovascular system, Biological signal, Autonomic nerve

1．研究背景

日本国内の交通事故死亡者数は，自動車の安全技術の向上により年々減少傾向にあるが，未だに約 4000 人の方が交通事故で亡くなっている[1)]．その中で，最近大きな社会問題となっているのが，疾病などが原因でドライバーの体調が急変したことにより引き起こされる事故（以下，健康起因事故）である．健康起因事故の際には主に，心筋梗塞や大動脈解離などの心臓血管系の疾病の発生が確認されており[2)]，高齢化や対策の遅れなどが原因で健康起因事故は年々増加傾向にある（事業用自動車の場合）[3)]．また，健康起因事故の場合には，ドライバーが危険を認知し咄嗟に回避するための行動をとることができないため，多くの人を巻き込む重大な事故に発展する可能性が高い．以上を踏まえると，交通事故による死傷者数を減少させるためには，健康起因事故を未然に防止するための対策を講じることが急務であると言える．

* 東京大学大学院工学系研究科機械工学専攻，〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1

* The University of Tokyo, Dept. of Mechanical Engineering, 7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo, 113-8656 Japan

そこで，ドライバーから採取できる生体信号を用いた健康状態モニタリングによる，体調急変の発生の検知に着目する．ドライバーにかわり車両を減速停止させる機能が車両に備わっていれば，体調急変の発生を検知することで事故を未然に防ぐことができる[4)]．

体調急変を検知するためには，通常時の生体信号データ（正常時）に加えて疾病発生時の生体信号データ（異常時）を取得し，その両データを教師データとし，事前に各々のパターンを学習する必要がある．しかし，疾病が発生した際のデータは狙って取得できるものではないため，教師データとして用いるに十分なデータ数が確保できず，現状，信頼性のある推定手法を構築することは難しいと考えられる．

そこで，人間の心臓血管系の働きを再現できる数理モデルを構築し，モデル内で疾病発生時の挙動を再現することで，計算により異常時の生体信号データを取得することを考える．本研究では，データ計算に用いるための，心臓血管系の働きを再現した数理モデルを構築することを目指す．

2．心臓血管系モデルの構築

心臓血管系の働きを再現するための数理モデルを構築するた

めの手法を考える．ここで心臓系とは，自律神経状態に応じて心臓の拍動発生を司るシステムを意味し，また血管系とは，心臓から拍出された血液を動脈網を通して全身に運搬するシステムのことを指す．心臓系と血管系は単独で存在するわけではなくその相互座用を考慮しなければならないので，心臓血管系の働きを再現するためには，心臓系，血管系のはたらきをそれぞれモデル化した上で，両モデルを組み合わせ新しい心臓血管系モデルを構築する必要がある．

以下，2.1 節で心臓系モデルについて，2.2 節で血管系モデルについて説明し，2.3 節で両モデルを組み合わせた心臓血管系の数理モデルの構築手法について述べる．また，2.4 節では数理モデルの定性的な妥当性検証を行う．

2.1 心臓系モデル

Seidel ら[5]，Kotani ら[6]は自律神経の活動状態が心臓を含む循環器系にどのような影響を及ぼすかを再現したモデルを構築した．この心臓系モデルの概要を以下に説明する．（詳細な数式は参考文献に委ねる．）

心臓系モデルは主に，Fig.1 の赤枠で示した圧受容体，中枢神経，洞結節の 3 組織から構成され，組織間で各状態量をやり取りすることで計算が進む．その手順を以下に述べる．

ⅰ）まず，心臓系の圧力センサーである圧受容体に血圧値が入力されると，それに対する応答として圧受容体活動が得られる．ⅱ）次に，圧受容体活動は中枢神経の入力となり，呼吸活動および心臓血管中枢の作用を受けた後に自律神経活動（交感，副交感神経活動）が得られる．ⅲ）そしてこの自律神経活動に基づいて算出された血圧値が再び圧受容体に入力されることで，次のループの計算が行われる．ⅳ）また，このループを繰り返す度に，心臓のペースメーカーを担う洞結節において，洞結節位相が徐々に増加する．そして，この位相が閾値に達した際に心臓が収縮し，位相は 0 に戻り，次の拍動へと移行する．よって，この拍動タイミングより拍動間隔を算出することができる．

以上が心臓系モデルの 1 拍分の計算フローであり，心臓部血圧および拍動間隔を得ることができる．以上が心臓系モデルの概要である．

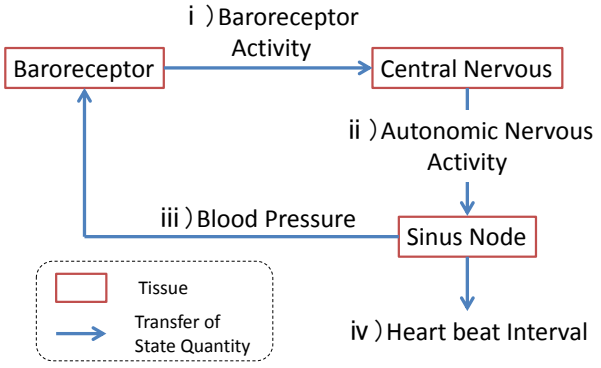


Fig.1 A schematic diagram of cardiac model

2.2 血管系モデル

血管系モデルとして，Olufsen ら[7]が提唱した動脈網の脈波伝播シミュレーションを取り上げる．脈波伝播シミュレーションでは，Fig.2 に示す 55 本の動脈を 1 次元でモデル化し，連続の式，ナビエ-ストークス方程式，血圧と管断面積の関係式の 3 つの支配方程式を解くことで，各動脈の流速，血圧および管断面積を求めている．なお，初期条件として拍出時の心臓血圧を与える．

次に，境界条件について説明する．血管系モデルの境界として，入口部，分岐部および末梢部の 3 つが存在する．入口部の境界条件には，Olufsen ら[7]によって実験的に測定された人体の心臓の拍出流量（Fig.3）を与える．分岐部の境界条件には，質量保存の式とベルヌーイの式を用いる．末梢部の境界条件には，自由流出境界を仮定する．

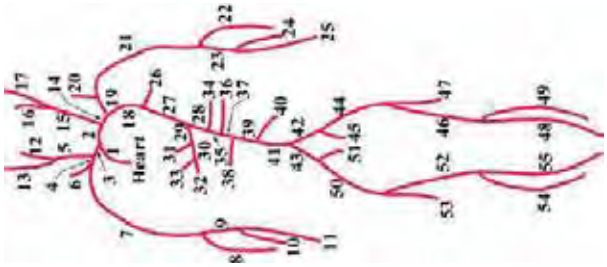


Fig.2 Arterial network
targeted in the simulation of pulse wave propagation

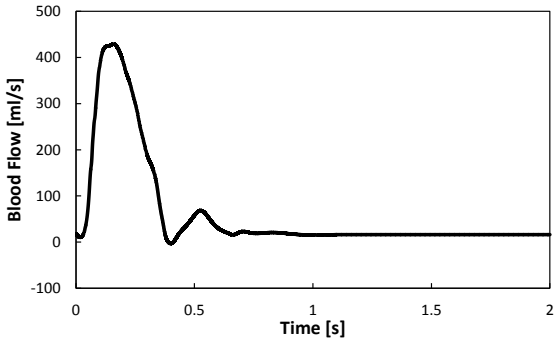


Fig.3 Blood Flow as an inlet boundary condition
of the simulation of pulse wave propagation

2.3 心臓血管系モデル

本節では，2.1 節の心臓系モデルと 2.2 節の血管系モデルを連成させた心臓血管系モデルを構築する方法を考える．両モデルを組み合わせるために，1 拍ごとに，①心臓系→血管系，②血管系→心臓系にどのような状態量をやり取りするべきかを考える．

①心臓系→血管系

2.1 節で述べたように，心臓系モデルで 1 拍分の計算を行うことで，自律神経活動に応じた心臓部血圧と拍動間隔が計算される．ここで，平均動脈（心臓部）血圧と Fig.4 に示すポンプ機能曲線[8]を考慮すると，1 回の心臓収縮で放出される 1 回拍出（血液）量を求めることができる．このようにして求めた 1 回拍出量が，Fig.3 の拍出流量と拍動間隔から求められる 1 回拍出量と等しくなるように，各時間ステップの拍出流量を定数倍する．このようにして得られた拍出流量を血管系モデルの入口境界条件とし，初期条件として心臓部の拍出血圧を与えることで，1 拍の拍動間隔分だけ動脈

網シミュレーションの計算を行うこととする.

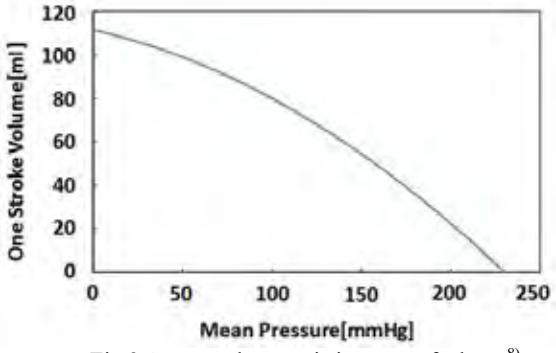


Fig.3 A pump characteristic curve of a heart[8)]

②血管系→心臓系

上述したように，1 回拍出量と拍出血圧をもとに， 1 拍の動脈における脈波伝播を計算する. ここで，血管系が心臓系へ与える影響を考慮するために，心臓系の血圧検知を担う圧受容体が動脈内のどの位置に存在するかについて検討する.

一般的に，人体に存在する圧受容体の中でも，最も血圧の変動に応答すると考えられているのが血管圧受容体であり，頸動脈と大動脈弓に存在する[9)]. 頸動脈部の圧受容体は舌咽神経を通して，大動脈弓の圧受容体は迷走神経を通して血圧に働きかける. 舌咽神経，迷走神経はどちらも脳神経の一つである. 両者のうち，内蔵の神経支配を迷走神経が担っている[10)]ことを考えると，迷走神経を通して血圧を制御する大動脈弓の圧受容体が心臓系の血圧検知に関して支配的であると考えられる.

以上の生理学的知見を踏まえ，本研究では，大動脈弓（Fig.2 の血管番号 2）の血圧値を血管系から心臓系へと渡す状態量とする.

①②で述べたモデル間での状態量のやり取りを踏まえた心臓血管系モデルの模式図を Fig.4 に示す.

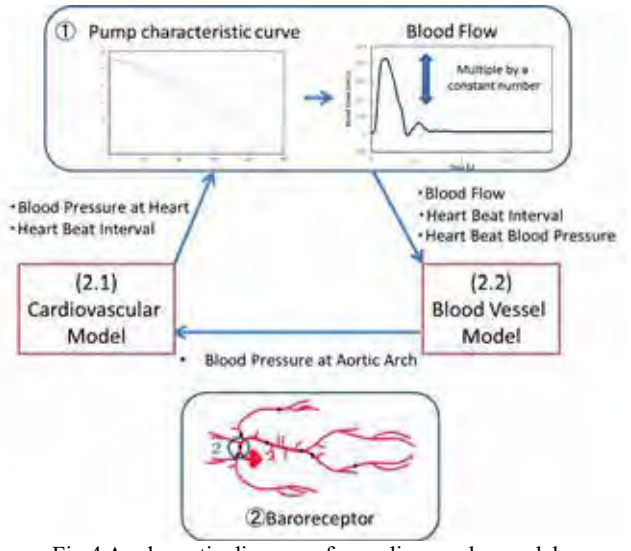


Fig.4 A schematic diagram of a cardiovascular model

2.4 心臓血管系モデルの妥当性検証（自律神経の状態変化に伴う血圧波形の変動）

本節では，心臓血管系モデルの妥当性検証を行うために，自律神経状態に応じた血圧波形を算出し，その結果が一般的な生理学的知見と一致しているかどうかを調査する. ここでは，自律神経状態として，心臓系モデル内の状態量である交感神経活動と副交感神経活動に適切な重みづけを施すことで[A]交感神経優勢時，[B]副交感神経優勢時を再現し，その際に出力される血圧波形を確認する. なお，重みの設定方法は文献11)に倣うものとする.

Fig.5 に心臓部（Fig.2 の血管番号 1）および右橈骨（Fig.2 の血管番号 8）の 1 拍分の血圧波形に関して，[A]交感神経優勢時，[B]副交感神経優勢時を想定し計算した結果を示す. また Table1 は，各条件における収縮期血圧，拡張期血圧および心臓の拍動間隔を示したものである.

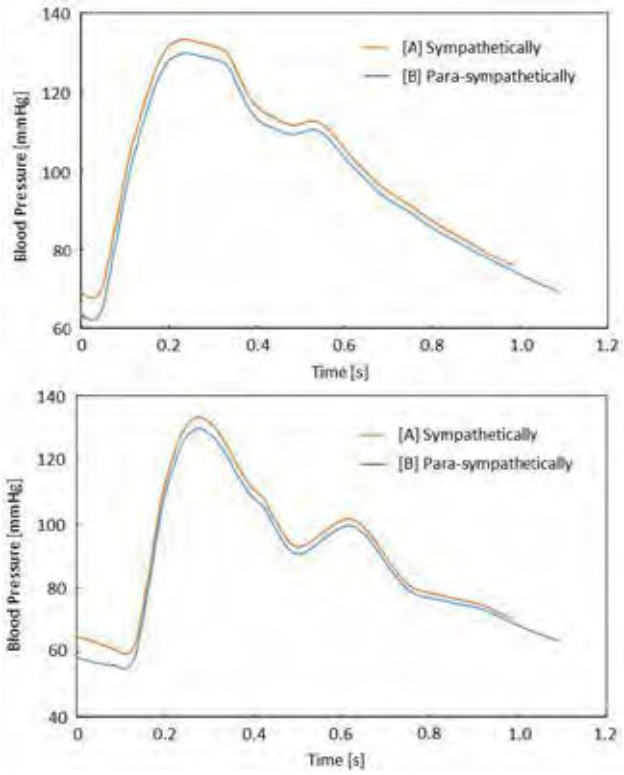


Fig.5 Blood pressure at heart (top) and at radial (bottom)

Table 1 Systolic and diastolic blood pressure and heart beat interval (Sympathetically and Para-sympathetically)

	[A] Sympathetically		[B] Para-sympathetically	
	Heart	Radial	Heart	Radial
SBP [mmHg]	133.30	133.40	129.81	129.92
DBP [mmHg]	67.57	59.65	61.07	55.15
Heart Beat Interval [s]	1.11		1.31	

まず，交感神経優勢時および副交感神経優勢時の差異に着目すると，交感神経優勢時の方が高い血圧値を示していることがわかる．また心臓の拍動間隔は短縮している．一般的に交感神経の亢進に伴い，末梢血管抵抗が増加し全身の血圧が上昇するのとともに心拍数が増加し拍動間隔は短くなる[8]．この生理学的知見を考慮すると，心臓血管系モデルは自律神経の状態変化に伴う血圧波形の変化を定性的に妥当に表すことができていると言える．

次に，心臓部と橈骨部の血圧波形の特徴の違いに着目する．一般的に血圧波形には 2 つのピークが存在しており，第一ピークは心臓が収縮して心室から大動脈の入口に向かって血液を送り出した時の駆出波，第二ピークは駆出波が全身の血管に跳ね返って戻ってきた反射波に由来するものである[12]．Fig.5 を見てみると，心臓部および橈骨部の血圧波形には2つのピークが存在しているが，第二ピークに関しては，橈骨の方が顕著に表れている．これは，心臓から距離が離れるほど，反射波が駆出波に遅れて到達する現象を意味しており，臨床的に計測された血圧波形[13]とその波形の特徴は一致している．

以上より，本研究で構築した心臓血管系モデルは自律神経状態に応じた血圧波形を定性的に妥当に再現できていると言える．また，計測位置による血圧波形の特徴に関しても適切に表すことができている．

3. 結言

本研究では，心臓血管系の働きを再現することのできる数理モデルを構築した．また，自律神経状態の変化に伴う血圧および拍動間隔の変化を調査することで，モデルが定性的に妥当であることを確認した．

今後は，本研究で構築した心臓血管系モデル内で適切なパラメータ変化を行うことで，対象とした体調急変が発生した際の生体信号変動データを算出することが期待される．

参考文献(HP の最終アクセス日は 2017/07/19)

1) 平成 28 年中の交通事故死者数について，総務省統計局，2017; http://www.e-stat.go.jp/SG1/estat/List.do?lid=000001168544
2) 自動車運送事業に係る交通事故要因分析検討会報告書，国土交通省自動車局，2014; https://www.mlit.go.jp/jidosha/anzen/03analysis/resourse/data/h25_2.pdf
3) 自動車運送事業用自動車事故統計年報（自動車交通の輸送の安全にかかわる情報）（平成 26 年），国土交通省自動車局，2016; https://www.mlit.go.jp/common/001149551.pdf
4) ドライバー異常時対応システム（減速停止型）基本設計書，国土交通省自動車局，2016; https://www.mlit.go.jp/common/001124853.pdf
5) H.Seidel, H.Herzel,“Bifurcations in a nonlinear model of the baroreceptor-cardiac reflex”, Physica D : Nonlinear Phenomena, 1998; 115(1): 145-160
6) Kiyoshi Kotani, Zbigniew R. Struzik, Kiyoshi Takamasu, H. Eugene Stanley, and Yoshiharu Yamamoto, “Model for complex heart rate dynamics in health and disease”, Physical review E, 2005; 72: 041904-1-8
7) Olufsen, M.S, Peskin, C.S, Kim, W.Y, Pedersen, E.M, Nadim, A, and Larsen, J,“Numericaal simulation and experimental validation of blood flow in arteries with structured-tree outflow conditions”, Annals of Biomedical Engineering, 2000; 28: 1281-1299
8) 岡田隆夫他，心臓・循環の生理学，メディカル・サイエンス・インターナショナル，2013
9) 本郷利憲，廣重力，豊田順一，小澤瀞司，福田康一郎，本間研一，大森治紀，大橋俊夫，“標準生理学”，第 6 版，医学書院
10) 加藤宏司，後藤薫，藤井聡，山崎良彦，“ベアーコノーズパラディーソ神経科学:脳の探求”西村書店
11) 角谷健斗，斉藤聡平，坂上聡，金子成彦，“RR 間隔を用いた眠気推定に向けた数理モデルの構築”，Dynamics and Design Conference 2016，山口，2016-08-23/26
12) 高沢謙二，血圧革命，講談社，2006
13) Wilmer W.NICHOLS, MICHAEL F.O’ROURKE, McDONALD’S BLOOD FLOW IN ARTERIES Theroretical, experimental and clinical principles, Hodder Arnold

加速度脈波を用いた体組成計上での脈波伝播速度測定に関する研究

Study on Pulse Wave Velocity Measurement Method using Acceleration Plethysmography during Standing on Body Composition Monitor

○高橋翔　　前田祐佳　　水谷孝一　　若槻尚斗（筑波大学）

Shyo TAKAHASHI, Yuka MAEDA, Koichi MIZUTANI, Naoto WAKATSUKI

Abstract: Pulse Wave Velocity(PWV) is one of the indices for arteriosclerosis. Measurement of PWV is important to early detection and diagnosis of arteriosclerosis. In this research, we proposed a system to measure PWV in standing position for more convenient measurement, and explored the possibility of our proposed method. PWV was calculated from electrocardiogram and a-wave or b-wave of acceleration plethysmography obtained from finger. PWV obtained from a-wave had smaller correlation with systolic blood pressure than that obtained from b-wave. On the other hand, when the subjects were restricted to low coefficient of variation of PWV (under 0.4), the correlation coefficient between PWV obtained from a-wave and systolic blood pressure was improved compared with that obtained from b-wave. These results suggested that the accuracy of the PWV measurement was increased with the combination of a-wave and b-wave of acceleration plethysmography.

Key Words: Pulse Wave Velocity, Standing position, Acceleration Plethysmography

1. 序論

現代の日本では，心疾患や脳血管疾患などの動脈硬化性疾患を死因とする割合が 20%以上を占めており[1]，問題となっている．動脈硬化は自覚症状が現れず進行するため，重症化に至りやすい．重症化する前の投薬治療や生活習慣の改善のために，動脈硬化の早期発見・診断が緊要である[2]．

動脈硬化の指標の 1 つに脈波伝播速度（Pulse Wave Velocity, PWV）がある．脈波とは，心臓から送り出された血液によって生じた動脈の拍動が末梢へと伝播する波である．脈波伝播速度と血管の弾性の関係は，Moens-Korteweg の式によると，

$$PWV = \sqrt{\frac{E \cdot h}{2r \cdot \rho}}, \qquad (1)$$

と表される．ここで E は Young 率，h は血管壁の厚さ，ρは血液の密度，rは血管の半径である[3]．Eq. (1) は動脈硬化などで血管の壁が硬いほど，PWV は速いことを表している．また，動脈壁の硬さは血圧に大きく影響され，収縮期血圧と PWV は有意に関連していることが知られている[4]．

上記の原理で動脈硬化を評価する指標に，上腕－足首間 PWV (brachial-ankle PWV, baPWV) があり，医療機関などで広く用いられている．baPWV の計測は，両腕と両足首に血圧測定カフを装着し安静仰臥位で行う．この手法は，非侵襲的であることや再現性が高いという利点があるが，現在は専用の設備のある医療機関に通院する必要がある．また，計測には一定時間安静仰臥位を保つ必要があり，自宅や職場での簡便で日常的な PWV のモニタリングに適していない．

そこで，立位時の PWV 計測[5]に着目し，すでに広く普及している健康管理デバイスである体組成計を用いて，立位時 PWV を計測する手法を提案した．本研究では提案手法で計測した立位時 PWV が収縮期血圧との相関関係にあるかを検証すると共に，PWV を算出する際に適した脈波立ち上がり点同定方法について検討した．

2. 計測原理

Figure 1 に示すように，PWV は脈波が伝播した距離を脈波伝播時間 (Pulse Arrival Time, PAT) で除することで算出される．本研究では，心電図 R 波の頂点と脈波の立ち上がり点の時間差を PAT として PWV を算出した．心臓から右手第 2 指までの距離を L [cm]とし，脈波伝播時間を PAT [s]として，Eq. (2) より PWV を求めた．このとき L は，baPWV に用いられる算出式，身体の高径寸法比率[6]，および身長からの上肢の作業域推定式[7]から，算出式 Eq. (3) を定義した．

$$PWV(\mathrm{cm/s}) = L/PAT, \qquad (2)$$

$$L(\mathrm{cm}) = 0.5588\times(\text{身長})(\mathrm{cm}) - 11.9734. \qquad (3)$$

脈波の計測には，光電式脈波センサを使用した．脈波の立ち上がり点の同定には脈波を 2 階微分した波形のピーク点を立ち上がり点とする 2 階微分法を用いた．脈波を 2 階微分した波形には特徴的な山があり，それぞれ a 波，b 波，c 波と呼ばれている．**Figure 2** に示すように，本研究では a 波を

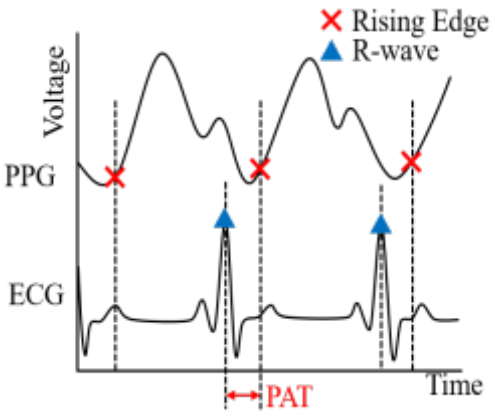


Fig.1 Definition of PAT.

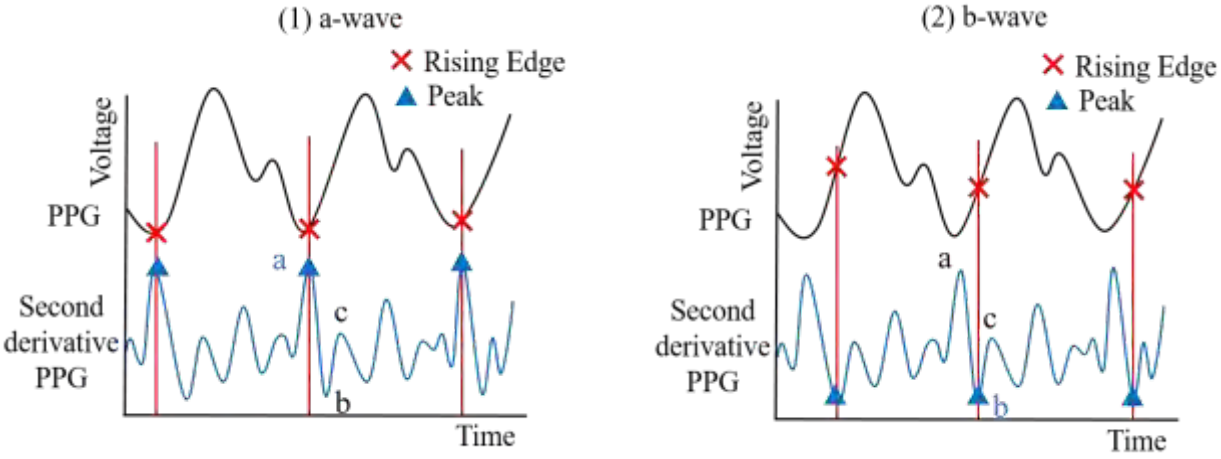


Fig.2　Detection methods of rising edge.

用いた 2 階微分法，b 波を用いた 2 階微分法を用いて PWV を算出し比較した．心電の計測には標準 12 誘導のうち，最も R 波が明瞭となる第Ⅱ誘導法を利用した[8].

3. 立位時 PWV 計測システム概要

Figure 3 に立位時 PWV 計測システムの概要図を示す．実験には体組成計インナースキャン 50 V (BC-621，タニタ)を用いた．体組成計には，体脂肪率や骨量を計測するための電極が左右グリップ部，左右足底接触部に搭載されている．提案システムでは，右手グリップ部に光電式脈波センサ(SEN-11574, Spark Fun)を取り付けた．また，心電図記録のための電極の貼付位置は，標準 12 誘導心電図中の四肢双極誘導第Ⅱ誘導をもとに，心電図計測用電極を右手グリップ部に陰極，左足足底部に陽極，左手グリップ部にグラウンドとなるように取り付けた．体組成計の電極部を利用することで，被験者の身体に直接電極を貼付せずに，心電図の記録を行った．

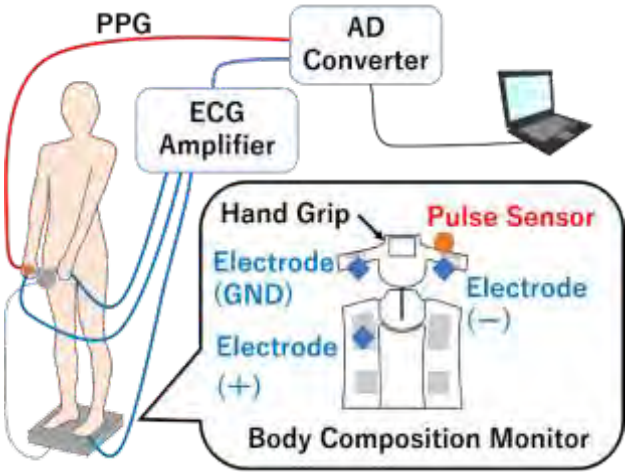


Fig.3 PWV measuring system.

4. 実験

健常若年男性 13 名 (年齢 22.0±1.5 [歳]，身長 171.3±5.6 [cm]，体重 65.0±5.0 [kg]) に対し，高さ約 30cm の台を用いて昇降運動を 100 回行う血圧上昇タスク前後の PWV の変化を検証した．実験の流れを **Fig.4** に示す．60 秒の立位安静後，提案システムを用いて安静状態において脈波・心電を 30 秒間計測し(Fig.4，①)，同時に左腕に装着したデジタル血圧計 (UA-851PBT-C, A&D Medical)を用いて血圧計測を行った．次に血圧上昇タスクを実施し,その後提案システムを用いてタスク後 300 秒間の脈波・心電，および脈波・心電計測開始から 15 秒(Fig.4，②)，150 秒(Fig.4，③)，285 秒(Fig.4，④)の血圧をデジタル血圧計を用いて計測し，安静時とタスク後の PWV と血圧の推移を比較した．

5. 解析

5.1　PWV の算出

脈波においては，商用電源ノイズ等の高周波ノイズの除去

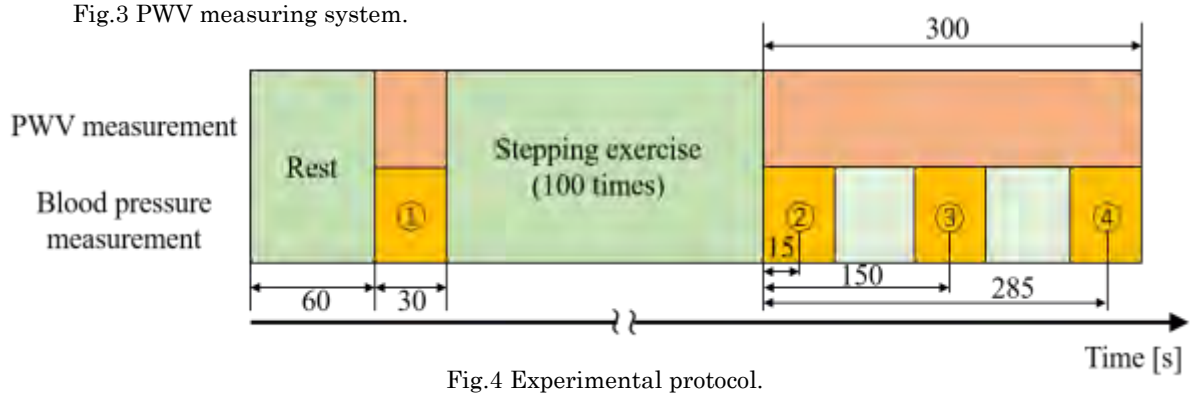


Fig.4 Experimental protocol.

のため，カットオフ周波数 50 Hz のディジタル・ローパスフィルタおよび，基線動揺ノイズを除去するためのカットオフ周波数 0.5 Hz のディジタル・ハイパスフィルタを適用した．心電の解析は，脈波と異なる帯域にノイズを持つことから，カットオフ周波数 30 Hz のディジタル・ローパスフィルタおよび，カットオフ周波数 1 Hz のディジタル・ハイパスフィルタを適用した．ノイズが発生する原因として，被験者の身体に直接心電計測用電極を貼付せず，体表面が接する体組成計の電極に心電計測用電極を貼付したことが考えられる．

体動によって脈波立ち上がり点が誤検出された際の PWV の誤った値の数を低減するため，被験者ごとに算出した PWV の標準偏差，1 拍ごとの PWV の偏差を求め，偏差が標準偏差の 3 倍以上であるものを外れ値として除外した．

5.2 変動係数

PWV の時間変化におけるばらつきの評価として変動係数を用いた．変動係数は血圧上昇タスク前の 30 秒間，およびタスク後の脈波，心電計測開始から 0–30 [s]，135–165 [s]，270–300 [s]の 4 区間において標準偏差を平均値で除算することにより求めた．

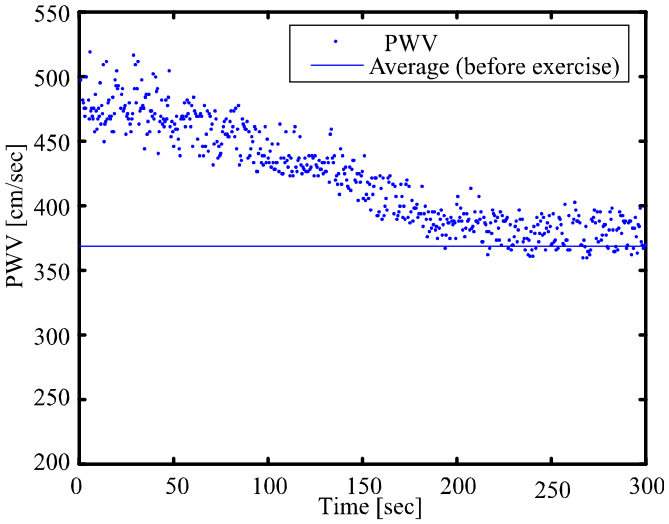


Fig.5 Typical example of PWV change (a-wave).

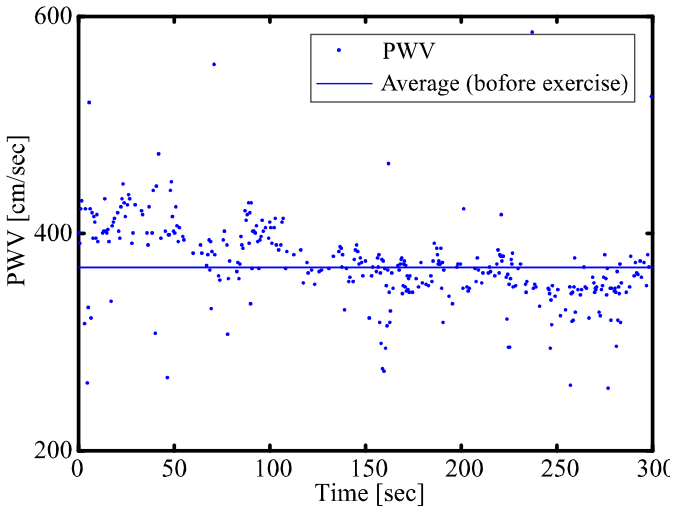


Fig.6 Example of PWV change with large variations.

5.3 相関係数

提案システムにより PWV 測定が可能であるかを検証するために，提案システムにより算出した PWV と収縮期血圧の相関を求めた．血圧上昇タスク前の 30 秒間，およびタスク後の脈波，心電計測開始から 0–30 [s]，135–165 [s]，270–300 [s]の 4 区間において算出された PWV の区間平均を用い，PWV と血圧の関係を評価した．

6. 結果

6.1 a 波を用いた 2 階微分法による PWV

本研究では a 波，b 波を用いた 2 階微分法の 2 手法を用いて，提案デバイスにおいて適切な立ち上がり点同定法について検証した．a 波により算出した PWV の推移の典型例を **Fig.5** に示す．Fig. 5 は，縦軸は PWV，横軸は時間を表し，血圧上昇タスク後の PWV の推移をプロットしたものである．各グラフの横軸に平行な実線は，それぞれの手法から求めた血圧上昇タスク前の平均 PWV である．Fig. 5 において PWV は時間経過と共に血圧上昇タスク実施前の PWV へ漸近している．しかし，**Fig.6** に例を示すように，ある被験者においては PWV のばらつきが大きくなった．このような被験者においては変動係数が大きくなることが確認された．

13 人の被験者から得られた，a 波による 2 階微分法から求めた PWV と収縮期血圧の関係を **Fig. 7** に示す．Fig.7 の横軸は a 波を用いて算出した PWV，縦軸は収縮期血圧である．このとき，相関係数 r=0.29，有意確率 p=0.008 となり，提案システムにより算出した PWV と収縮期血圧は弱い相関関係にあると示された．

相関係数が小さくなった原因として，PWV の変動係数が大きい被験者が含まれていることが考えられる．5.2 で求めた変動係数の平均が 0.4 以下となった被験者 7 人分のデータから PWV と収縮期血圧の相関をみると，相関係数 r=0.87，有意確率 p=0.0004 となり強い相関がみられた．このときの PWV と収縮期血圧の関係を **Fig.8** に示す．

6.2 b 波を用いた 2 階微分法による PWV

b 波を用いた 2 階微分法で算出した PWV の推移の典型例

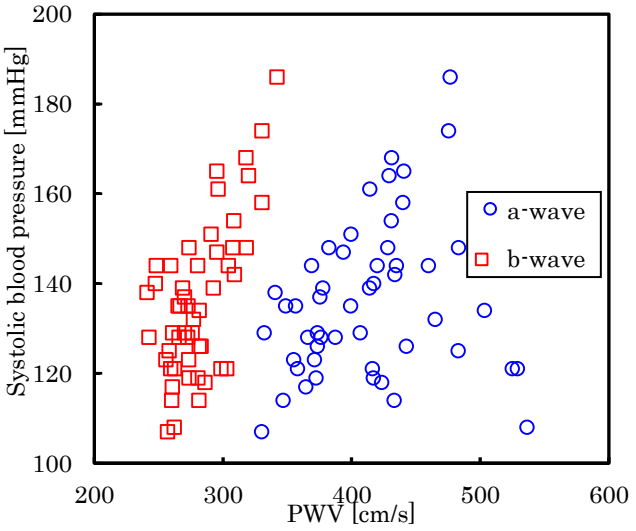


Fig.7 Cross-correlation of blood pressure and PWV (n=13).

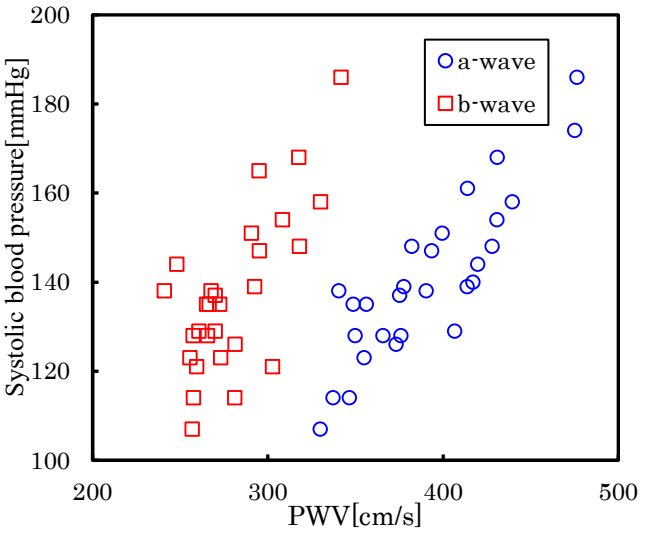


Fig.8 Cross-correlation of blood pressure and PWV (n=7).

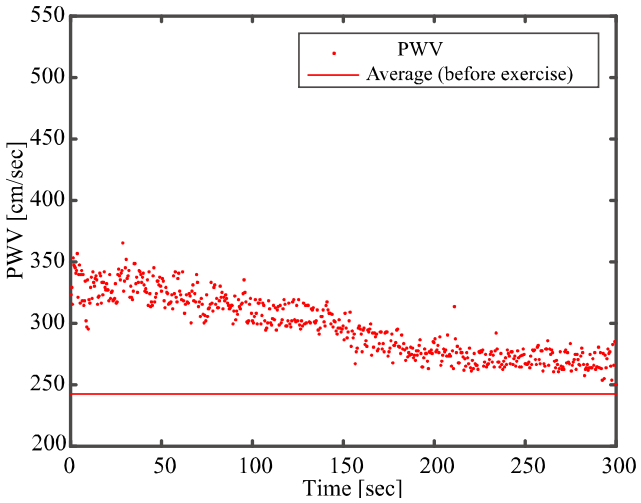


Fig.9 Typical example of PWV change (b-wave)

を **Fig.9** に示す．Fig.9 の縦軸は PWV，横軸は時間を表し，血圧上昇タスク後の PWV の推移をプロットしたものである．a 波を用いて算出した PWV と同 様に，b 波を用いた 2 階微分法によって算出した PWV は血圧上昇タスク後から時間経過と共に運動前の PWV の平均値 に漸近していた． b 波を用いた 2 階微分法によって算出した PWV と収縮期血圧の相関を **Fig.7** に示す(n=13)．相関係数 r=0.557，有意確率 p=0.3 となった．この結果は，b 波を用いて算出した PWV と収縮期血圧の方が a 波を用いて算出した PWV と収縮期血圧の相関(n=13)より強い相関を持っていることを示している．しかし，b 波を用いた 2 階微分法により算出した PWV の変動係数が 0.4 以下となる被験者 7 人分のデータから PWV と収縮期血圧の関係(Fig.8)を見ると r=0.71，p=0.00002 となった．

7. 考察

提案システムより算出された PWV は時間経過と共に血圧上昇タスク実施前の PWV へ漸近することが確認された．この結果は，血圧上昇タスク実施後直後から時間経過に伴い安静時の値へと漸近していく血圧の変化と同様の傾向であった．

全ての被験者から収縮期血圧と加速度脈波の a 波より求めた PWV の相関を求めたところ r=0.29 となり，弱い相関を示した．また，全ての被験者から収縮期血圧と加速度脈波 b 波により求めた PWV の相関を求めたところ r=0.56 となり，相関があることを示した．b 波より算出した PWV と血圧の相関の方が a 波より算出した PWV と血圧の相関より高い相関を示した原因は，a 波より算出した PWV の変動係数より b 波より算出した PWV の変動係数の方が小さくなる被験者が多かったためであると考えられる．

a 波により算出した PWV の変動係数が 0.4 以下の被験者から相関係数を算出ところ r=0.87 となり，強い相関を示した．b 波を用いて算出した PWV の変動係数が 0.4 以下の被験者から PWV と血圧の相関係数を算出すると r=0.71 となった．

以上から，PWV の変動係数が 0.4 以下である被験者に対しては加速度脈波の a 波による 2 階微分法を用いることで血圧との相関関係を得られることが示された．また，a 波で算出した PWV において変動係数が大きくなるデータが得られた場合には，b 波を用いて PWV を算出することで血圧との相関関係を得られることが示された．

8. まとめ

実験において提案システムを用いて計測した PWV と血圧が相関関係にあることから，提案システムを用いた PWV 計測の有用性が示唆された．このとき，得られた PWV の変動係数の値によって，加速度脈波 a 波と b 波を併用することが必要であることが示された．

この提案システムを用いて日々の PWV の変動を計測することで，家庭や職場の簡便なモニタリングが可能になり，動脈硬化の早期発見につながると考えられる．

参考文献

(1) 厚生労働省，“平成26年患者調査の概況”，受療率, 2014.
(2) 日本動脈硬化学会,”動脈硬化性疾患予防ガイドライン”，共和企画, 2007.
(3) 入内島十郎，脈波の基礎，圧波と血流波：生理学的考察，脈波速度，メジカルビュー社, pp.12–16, 2002
(4) 宗像正徳, PWV を知るPWV で診る，中山書店, 2006
(5) 西巻祐，前田祐佳，水谷孝一，若槻尚斗，光電脈波センサを用いた立位時PWV推定に関する研究, LIFE2015公演予稿集, USB, 3D2-02, 2015
(6) 吉岡松太郎，河内まき子，横井孝志，堀田明裕，横山一也，身体の高径寸法比率の分析，人間工学 Vol.29 Supplement, pp244–245.
(7) 黄經綸，大箸純也，佐藤陽彦，手の最大作業域について，人間工学 Vol.25 No.1, pp.27–32, 1989.
(8) 田村俊世，医用機器 I，コロナ社, 2006.

光電脈波計測における LED-PD 間隔と体動アーチファクトの関係

Relationship between LED-PD Interval and Motion Artifacts in Photoplethysmography

○大田将平 1，前田祐佳 2，水谷孝一 2，若槻尚斗 2

1. 筑波大学大学院システム情報工学研究科　2. 筑波大学システム情報系

○Shohei Ota1, Yuka Maeda2, Koichi Mizutani2 and Naoto Wakatsuki2

1. Graduate School of Systems and Information Engineering, University of Tsukuba

2. Faculty of Engineering, Information and Systems, University of Tsukuba

Abstract: It is important to monitor the condition of health during daily life and exercise. Photoplethysmography (PPG) is one of the methods for monitor the condition of health. However, this method has a problem that motion causes noise in PPG signals, which is called motion artifacts. Thus, it is difficult to monitor pulse wave by PPG during motion. Here, we attempted to reduce motion artifacts. We investigated the effect of LED wavelength and LED-PD interval on motion artifacts in PPG signal. PPG sensors were composed of one LED and eight PDs which were arranged in different distances from LED.Ten young healthy subjects were recruited to participate in the experiment. The subjects were asked to attach the PPG sensor on their index finger of right hands. Firstly, PPG signals were measured for three minutes with subjects rest. Secondly, PPG signals were measured for three minutes while the vibration was given to subjects' hand in vertical direction by a vibrator. As the result, it was suggested that influence of motion artifacts in PPG signals varies by wavelength of LED and LED-PD interval.

Key Words: photoplethysmography, motion artifacts

1. 序　論

今日の日本では，高齢化の進行や生活習慣病患者の増加により，日常生活や運動時に健康状態のモニタリングを行うことが重要となっている[1][2]．健康状態のモニタリング方法の1つとして，光電脈波計測が挙げられる．光電脈波計測では，光学的手法により非侵襲的な計測が可能となっており，LEDとフォトダイオード（PD）で構成される脈波計を皮膚に接触させるだけで，簡易に脈波を計測することができる[3]．

しかし，光電脈波計測を運動時に行うことは，体動などによりノイズが生じるという欠点から困難である[4][5]．ノイズが増大すると，安定で信頼性のある脈波計測を行うことが困難となる．運動時の光電脈波計測の課題は，体動アーチファクトの除去である[5]．現在ウェアラブル機器として開発されたトレーニング用の脈波計測器は，加速度センサやバンドパスフィルタを用いて体動アーチファクトを除去している[4]．しかし，脈波と同程度の周波数のノイズは除去できないという課題が残る．

そこで，新たなノイズ除去法として，ノイズの混入後の処理ではなく，混入するノイズを減少させるハードウェアからのアプローチが考えられている[6]．このアプローチは，脈波と同程度の周波数のノイズに対しても有効である．ハードウェアからのアプローチを行った先行研究としては，多光源波長における光電脈波計の LED-PD 間隔を検討した研究や，多光源波長を用いて体動下での体動アーチファクトの重畳を信号対雑音比として評価した研究が存在する[7]．しかし，多光源波長と LED-PD 間隔の両者を，体動下で検証した例はない．

そこで本研究では，体動アーチファクトの影響が軽減する条件を検証することを目的とし，光源波長および LED-PD 間隔が，加振器による外乱刺激を与えた際の体動アーチファクトに与える影響を，信号対雑音比や脈拍数検出の誤差率を用いて評価した．

2. 脈波計測原理

脈波とは心拍に伴う物理的な脈動現象であり[3]，光電脈波計測とは，LED と PD を用いて脈波を計測する方法である．LED から指尖などの皮膚へ照射された光は，生体内で透過または反射する．このとき，光は血液や生体組織により吸収される．血液量は心臓の収縮に伴い変動するため，血液に吸収される光の量をとらえた脈波は心拍に連動した周期で変化する．その後，再び生体外へ伝播した光を PD により受光する．受光した光は電気信号へと変換される．

光電脈波計測により得られる信号は，**Fig. 1** に示す通り，心拍周期に対応した血液量の変化に起因する拍動成分（AC 成分）と，静脈などの拍動成分以外の血層や，血液以外の組織に起因する直流成分（DC 成分）とで構成される[8]．

体動によりノイズが生じる原因は，静脈など拍動に対応しない血液の量が変化し，DC 成分中の血液に由来する吸光量が変化するためであると考えられている[6]．DC 成分は検出信号全体に対する比率が大きいため[9]，その変動は検出信号に多大な影響を及ぼす．

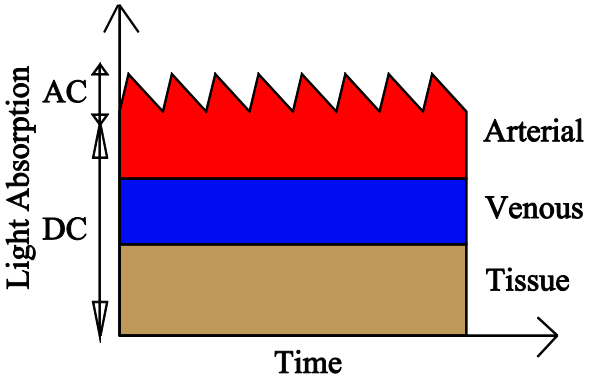


Fig. 1 Light absorption of PPG

3. 実　験

3.1. 対象

本研究は本学倫理委員会の承認を受け，以下すべての実験においては被験者からインフォームドコンセントを得て実施した．実験は健常若年成人 10 名(年齢 23.6 ± 0.5 歳，身長 173.7 ± 4.7 cm，体重 68.5 ± 7.6 kg) を対象に行った．

3.2. 機材・装置

脈波計測器は，ピーク波長 880 nm の LED（SFH 421, OSRAM），525 nm の LED（NSCG100A，Nichia），470 nm の LED（NSCB100A，Nichia）を用いて作製した．LED とフォトダイオードの配置は，**Fig. 2** に示す通りである．また，心電計は自作したものを使用した．さらに，振動発生装置として，ファンクションジェネレータ（33120A, HEWLETT PACKARD），パワーアンプ（AME-100，MITUTOYO），加振器（MES451，MITUTOYO）を使用した．

3.3. 実験方法

被験者には，右手第二指に脈波計測器，胸部に心電電極を取り付けた．脈波の計測位置は，心臓より 30 cm 低い位置と 40cm 高い位置で計測を行った．被験者は 1 分間の安静の後，安静状態で 180 秒間，加振器により 8 Hz の上下方向の振動を与えた状態で 180 秒間, 合計 360 秒間の計測を，光源波長の異なる 3 つの脈波計測器を用いて行った．

計測時は，脈波計測器から 8 つの信号，心電計から 1 つの信号の合計 9 つの信号を取得した. 取得した信号は, A/D 変換器(USB-6211, National Instruments)を介して，LabVIEW (National Instruments) を用いて収録した．収録時のサンプリング周波数は，1000 Hz に設定した．

3.4. 評価方法

信号の解析には Matlab を用いた. フィルタ処理については，位相遅れの発生を防ぐため，フィルタ処理を行ったデータ列を逆にして逆方向に再度フィルタ処理を行う，2 次のゼロ位相ディジタルバタワースフィルタ処理を行った．

(i) 信号対雑音比

脈波計測器により得られる脈波信号を周波数解析し，信号対雑音比（Signal-to-noise ratio : SNR）を体動アーチファクトの指標として評価した．

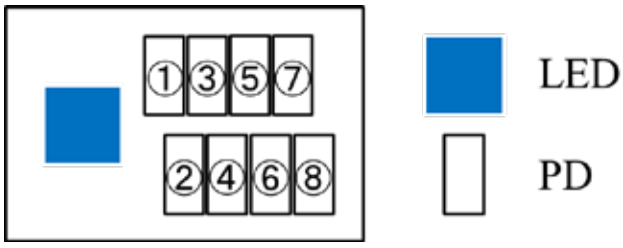


Fig. 2 Arrangement of LED and PD

周波数解析は，脈波信号をカットオフ周波数 30 Hz のローパスフィルタを適用した後, さらにカットオフ周波数 0.5 Hz のハイパスフィルタを適用した信号に高速フーリエ変換（Fast Fourier Transform : FFT）を行った．FFT の解析区間は， 360 秒間のうち，振動時である 210~350 秒間の範囲に設定した．その後，**Eq. (1)** より SNR を求めた．

$$\mathrm{SNR\ (dB)} = 10\log_{10}\left(\frac{P_{\mathrm{prb}}}{P_{\mathrm{mab}}}\right). \qquad (1)$$

ここでSNR (dB) は SNR を，P_{prb} は脈波周波数帯域 0.8~1.8 (Hz)の強度の積分値を，P_{mab} は振動周波数帯域 7.5~8.5 (Hz)の強度の積分値を表す．この周波数帯域は，脈波を表すピークの全体を含む周波数帯域を選び，それと同じ幅の帯域を振動（体動）のピークにも適用した．求めた SNR は，同一被験者の同一計測位置において，最小値が 0，最大値が 1 になるように規格化した．

(ii) 誤差率

脈波計測器と心電計により得られる信号のピーク間隔を求め，それぞれのピーク間隔の誤差率の平均を体動アーチファクトの指標として評価した．

脈波信号は，カットオフ周波数 30 Hz のローパスフィルタを適用した後，さらにカットオフ周波数 0.5 Hz のハイパスフィルタを適用した．次に，脈波信号と心電信号のピーク検出を行った．ピーク検出では，安静時の心拍数を 40~120 (bpm)と考え，ピーク検出後 0.5 s の間に別のピークが存在する場合は，誤検出として除いた．次に，両信号のピーク間隔の時間変化を求め，その信号を 1000 Hz で線形補間した．その後，両信号の位相のずれを考慮して **Eq. (2)** より誤差率の平均を求めた．位相のずれは，心電信号のピーク時刻と，心電信号のピーク後 0.5 s 以内の脈波信号のピーク時刻の時間差を求め，平均した値を用いた．

$$\overline{ER_{PPI}}\ (\%) = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\frac{|PPI_i - RRI_i|}{RRI_i} \times 100. \qquad (2)$$

ここで，$\overline{ER_{PPI}}$ (%) はピーク間隔誤差率の平均を，PPI_iは脈波のピーク間隔を，RRI_i は心電図のピーク間隔を表す．誤差率の解析区間は, 360 秒間のうち, 安静時である 30~170 秒間の範囲と，振動時である 210~350 秒間の範囲に設定した．

4. 結　果

緑色光の LED を用いて 3 番目の PD で計測した脈波信号の典型例を **Fig. 3** に示す．上段が 360 秒間の結果，中段が 60~80 秒間を抜粋した結果，下段が 240~260 秒間を抜粋した結果である．

(i) 信号対雑音比

緑色光の LED を用いて 3 番目の PD で計測した脈波信号を，周波数解析した結果の典型例を **Fig. 4** に示す．また，被験者 10 名の SNR の平均の結果を **Figs. 5, 6** に示す．Fig. 5 は心臓より 30 cm 低い位置，Fig. 6 は心臓より 40cm 高い位置での結果である．

(ii) 誤差率

安静時と振動時の被験者 10 名の$\overline{ER_{PPI}}$の結果を **Figs. 7-10** に示す．Figs. 7, 8 は心臓より 30 cm 低い位置，Figs. 9, 10 は心臓より 40cm 高い位置で計測したときの結果である．また，Figs. 7, 9 は安静時の結果，Figs. 8, 10 は振動時の結果である．

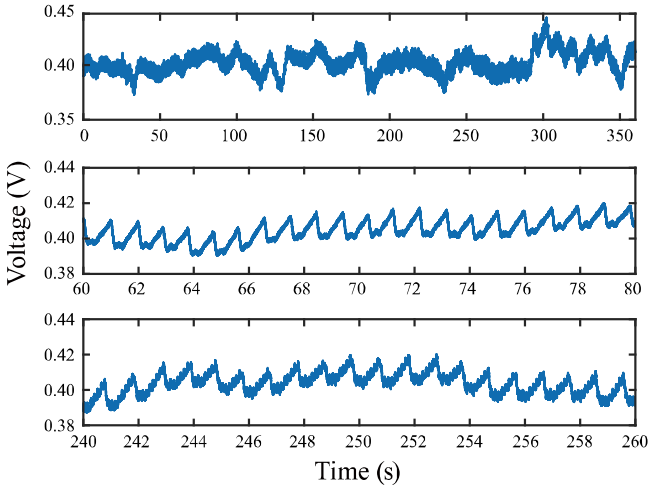


Fig. 3 Typical examples of PPG signals

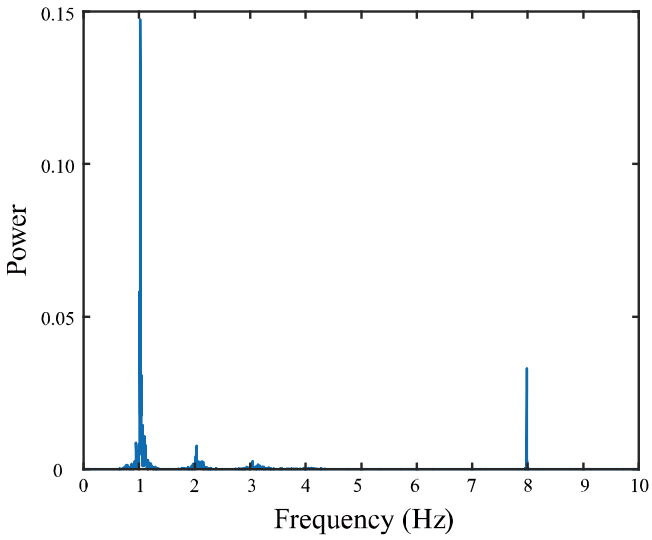


Fig. 4 Typical examples of FFT of PPG signals during motion

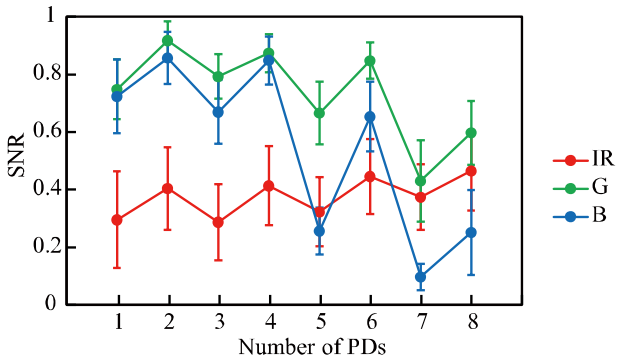


Fig. 5 SNR measured in 30 cm lower position than the heart （n=10）

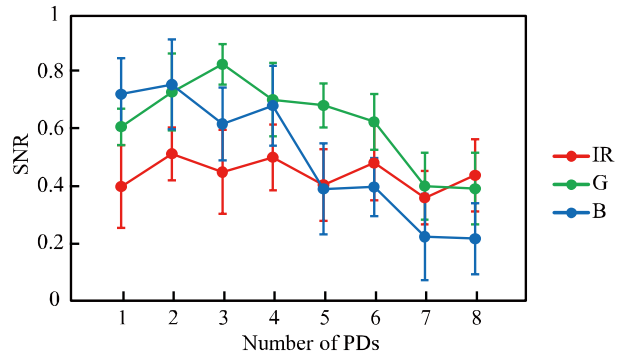


Fig. 6 SNR measured in 40 cm higher position than the heart （n=10）

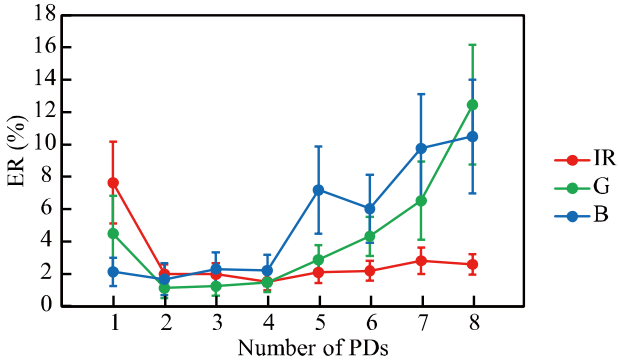


Fig. 7 ER measured in 30 cm lower position than the heart at rest （n=10）

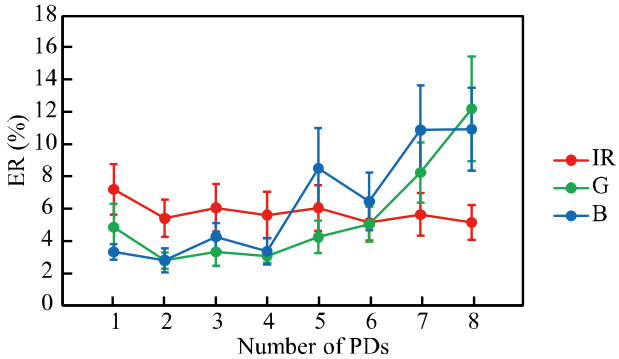


Fig. 8 ER measured in 30 cm lower position than the heart during motion （n=10）

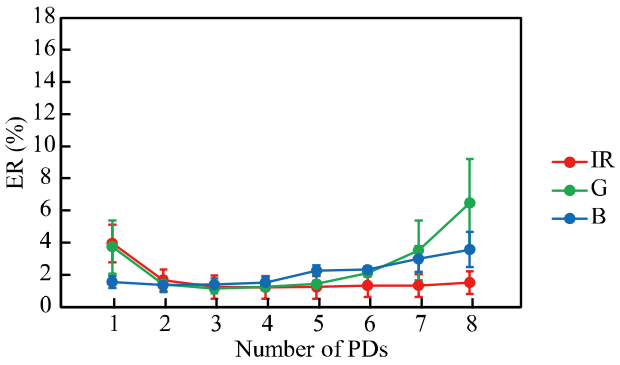


Fig. 9 ER measured in 40 cm higher position than the heart at rest　(n=10)

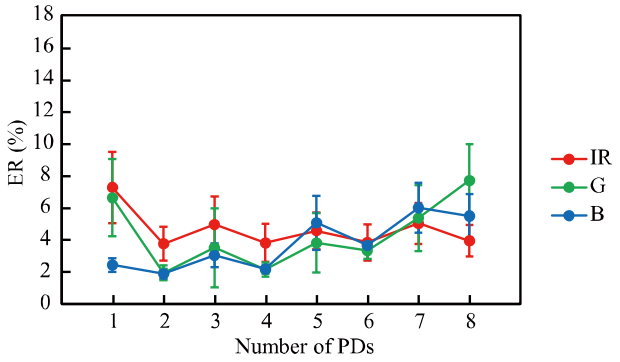


Fig. 10 ER measured in 40 cm higher position than the heart during motion　(n=10)

5. 考　察

(i) 信号対雑音比

Figures 3, 4 より，加振器により 8 Hz のアーチファクトを脈波信号に与えることができたことが示された．また，Figs. 5, 6 より，近赤外光では，広範囲において比較的 SNR が低い傾向が見られた．また，緑色光，青色光では，より小さい LED-PD 間隔において比較的 SNR が高い傾向が見られた．　すなわち，光源波長が短いほど SNR は LED-PD 間隔に依存しており，より小さい LED-PD 間隔のときに SNR が高い傾向が見られた．これは光源波長により皮膚への透過深度が異なるためであると考えられる[10]．近赤外光はより生体深部まで光が到達するため，広範囲において SNR の変化が小さく，緑色光は主に皮膚表層の血流変化の情報を持つため，比較的近距離で SNR が高く，青色光はさらに皮膚表層の血流変化の情報を持つため，より近距離で SNR が高くなったものと考えられる．

SNR の大きさとしては，緑色光と青色光が近赤外光に比べ比較的高い値を得た．このことから，緑色光及び青色光において，より安定して脈波を計測できると考えられる．

(ii) 誤差率

Figures 7-10 より，近赤外光では，広範囲において近い値となった．また，緑色光，青色光では，より小さい LED-PD 間隔において比較的誤差率が低い傾向が見られた．すなわち，光源波長が短いほど誤差率は，より小さい LED-PD 間隔のときに低い傾向が見られた．これは (i) と同様に，光源波長により皮膚への透過深度が異なるためであると考えられる[11]．近赤外光はより生体深部まで光が到達するため，広範囲において誤差率の変化が小さく，緑色光は主に皮膚表層の血流変化の情報を持つため，比較的近距離で誤差率が低く，青色光はさらに皮膚表層の血流変化の情報を持つため，より近距離で誤差率が低くなったものと考えられる．

また，Figures 7-10 より，心臓より高い位置で計測した場合の誤差率と比較して，心臓より低い位置で計測した場合の誤差率の方が高い傾向が見られた．これは，心臓より低い位置で計測した際に，計測部の血液量が増大し，振動によってより血液量が変化したためであると考えられる．

振動時の誤差率の大きさとしては，緑色光と青色光が近赤外光に比べ比較的低い値を得た．　このことから，体動時では緑色光及び青色光において，より安定して脈波を計測できると考えられる．

6. 結　論

本研究では，体動アーチファクトの影響が軽減する条件を検証することを目的とし，光源波長および LED-PD 間隔が，加振器により上下方向に 8 Hz の振動を与えた際の体動アーチファクトに与える影響を，信号対雑音比や脈拍数検出の誤差率を用いて評価した．

実験の結果，　体動時では LED-PD 間隔が小さい場合において，緑色光及び青色光がより安定して脈波を計測できると考えられる．

参考文献

(1) 内閣府, “平成 29 年版高齢社会白書”, (2017).
(2) 厚生労働省, “平成 26 年患者調査（傷病分類編）”, (2014).
(3) 小澤利男，増田善昭, “脈波速度”, 株式会社メディカルビュー社, p. 13, pp. 15 - 16, p. 94, (2002).
(4) 小須田司，青島一郎, “体動アーチファクトに強い脈拍計測技術の開発”, マイクロメカトロニクス, Vol. 48, No. 3, pp. 42 – 51, (2004).
(5) Hayes MJ, Smith PR “Artifact reduction in photoplethysmography”, Applied Optics, Vol. 37, No. 31, pp. 7437 – 7446, (1998).
(6) 前田祐佳，関根正樹，田村俊世，鈴木琢治，亀山研一, “歩行中の光電脈波計に関する計測部位と計測光の比較”, 生体医工学, Vol. 49, No. 1, pp. 132 – 138 (2011).
(7) Jihyoung Lee, Kenta Matsumura, Ken-ichi Yamakoshi, Peter Rolfe, Shinobu Tanaka, Takehiro Yamakoshi, “Comparison Between Red, Green and Blue Light Reflection Photoplethysmography for Heart Rate Monitoring During Motion”, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2013, pp. 1724 – 1727, (2013).
(8) Asada HH, Shaltis P, Reisner A, Rhee S, Hutchinson RC, “Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors”, IEEE Eng Med Biol Mag, Vol. 22, No. 3, pp. 28 – 40, (2003).
(9) Zourabian A, Siegel A, Chance B, Ramanujan N, Rode M, Boas DA, “Trans-abdominal monitoring of fetal arterial blood oxygenation using pulse oximetry”, J Biomed Opt, Vol. 5, No. 4, pp. 391 – 405, (2000).
(10) Anderson RR, Parrish JA, “The optics of human skin”, J of Invest Dermatology, Vol. 77, No. 1, pp. 13 – 19, (1981).

理学療法士による施術が自律神経に及ぼす効果 *
（短時間 心拍変動周波数分析による評価の試み ）

竹市 博臣 [*1]，山口 剛 [*2]，舛本 現 [*3]，野田 茂穂 [*4]，姫野 龍太郎 [*5]

Effects of Physical Therapy on Autonomic Nervous System
(Evaluation by Frequency Domain Analysis of Short-Term Heart Rate Variability)

Hiroshige TAKEICHI[*1], Go YAMAGUCHI[*2], Gen MASUMOTO[*3], Shigeho NODA[*4], and Ryutaro HIMENO[*5]

[*1] Computational Engineering Applications Unit, Advanced Center for Computing and Communication, RIKEN
Hirosawa 2-1, Wako-shi, Saitama, 351-0198 Japan

This study aimed at evaluating effects of orthopedic physical therapy (OPT) on autonomic nervous system by frequency domain analysis of short-term heart rate variability (HRV). Twelve patients with orthopedic disorders and 12 healthy persons with knee problems underwent HRV tests using a finger photo-plethysmography and electrocardiography system (VM302, Hirou Kagaku Kenkyusho, Osaka, Japan), before and after OPT. As a result, reduction of heart rate after OPT was consistently observed in both groups. Additional multiple linear regression analyses suggested that the reduction stemmed from enhanced parasympathetic nervous system activity. Lapse of comparable time did not induce similar effects on 6 healthy persons without receiving OPT. The results imply that OPT may be effective in relaxation as well as therapy and rehabilitation.

Key Words : Orthopedic Physical Therapy, Autonomic Nervous System, Heart Rate Variability, Heart Rate, Relaxation

1. 緒　　言

高齢化の進行に伴い，健康寿命の延伸が課題となっている．長く健康で自立した生活を続けるには，まず身体機能の維持が不可欠である．しかし，高齢者は，リウマチや変形性膝関節症などにより，腰や膝に関節痛や可動域低下などの症状を訴えることが少なくない．それらは，運動器症候群（ロコモティブシンドローム）や転倒のリスクもはらむ．理学療法士による施術（理学療法）は，そうした疾患の治療や症状の緩和，回復支援やリハビリテーションなどに有効である．しかし，施術が身体機能の維持や改善にどこまでどのように寄与するのか，その機序や可能性は必ずしも明らかではない．

本研究は，施術が身体機能，より具体的には，自律神経に及ぼす効果を，短時間心拍変動周波数分析によって評価する試みである．安静時の心拍は安定しているように見えるが，実際にはわずかに変動している．2～5 分間といった短時間に観測される心拍変動は自律神経の調節を反映するものであり，心拍変動の周波数分析によって副交感神経，交感神経それぞれの働きを評価することができるとされ [(1)]，多くの研究で用いられている [(2)]．

[*1] 日本機械学会正員，理化学研究所　情報基盤センター　計算工学応用開発ユニット（〒351-0198　埼玉県和光市広沢 2-1）
[*2] 日本機械学会非会員，自由が丘整形外科（〒158-0085　東京都世田谷区玉川田園調布 1-15-12）
[*3] 日本機械学会非会員，理化学研究所　情報基盤センター　計算工学応用開発ユニット（〒351-0198　埼玉県和光市広沢 2-1）
[*4] 日本機械学会正員，理化学研究所　情報基盤センター　計算工学応用開発ユニット（〒351-0198　埼玉県和光市広沢 2-1）
[*5] 日本機械学会正員，理化学研究所　情報基盤センター（〒351-0198　埼玉県和光市広沢 2-1）
E-mail: takeichi@riken.jp

2. 方　　法

2・1 被検者

自由が丘整形外科通院患者 12 名（男性 1 名，女性 11 名，平均 61.7 歳（45 歳～74 歳），患者群），膝痛を持つが，受診はしていない者 12 名（男性 8 名，女性 4 名，平均 31.8 歳（24～42 歳），健常群 1），および，腰・膝などに症状のない者 6 名（男性 2 名，女性 4 名，平均 45.1 歳（37～51 歳），健常群 2），合計 30 名を測定対象とした．患者群の疾患・施術理由は，リウマチ，変形性膝関節症，腰椎疾患，半月板損傷，股関節・膝関節術後リハビリテーションであった．被検者からは，検査前にインフォームド・コンセントを得た．研究計画は，研究開始前に理化学研究所研究倫理委員会の審査・承認を受けた．患者群の測定は 2016 年 2 月より 3 月の間，健常群 1 の測定は 2016 年 11 月より 2017 年 5 月の間に自由が丘整形外科（東京都世田谷区）併設の Studio SEASONS 内のブースにおいて，健常群 2 の測定は 2015 年 4 月より 6 月の間に理化学研究所和光地区（埼玉県和光市）の会議室において，それぞれ行った．

2・2 測定装置

心拍測定には，株式会社疲労科学研究所（大阪府大阪市）製自律神経測定センサーVM302 を用いた．この装置は，両手の人差し指または中指を内蔵センサーにあてて，脈波および心電波を測定する．測定結果は PC に Bluetooth で送信され，PC 上の付属ソフトウェア（FMCC 疲労ストレス測定システム 1.8.2.1）により周波数分析を行う．心拍 RR(AA)間隔を基に，平均 RR(AA)間隔，平均心拍数，平均 HF（High Frequency，心拍変動の 0.15～0.4**Hz** のパワー値の積分），平均 LF（Low Frequency，同様に 0.04～0.15**Hz** のパワー値の積分），平均 LF/HF（パワー値の比），平均 TP（Total Power，同様に 0.04～0.4**Hz** のパワー値の積分），ccvTP（Compornent of Coefficient of Variation of Total Power，RR 間隔で補正した TP）などが計算・記録される．同一機器をすべての測定に用いた．

2・3 測定方法

患者群は，来院日のうち 1 日の 40 分間の施術の前後に，それぞれ 2 分間の測定を 3 回ずつ，合計 6 回，座位・閉眼安静状態で行った．施術内容は，被検者ごとに疾患・症状に応じて，徒手療法 20～30 分および運動療法 10～20 分で，午前 10 時から午後 5 時 10 分の間に行われた．健常群 1 は，2 回来院頂き，第 1 回来院日に理学療法士が問診などを行い，第 2 回来院日に 30 分間の施術を行って，このとき患者群同様に，施術の前後に，それぞれ 2 分間の測定を 3 回ずつ，合計 6 回，座位・閉眼安静状態で行った．施術内容は，徒手療法 15 分および運動療法 15 分とし，午前 10 時から午後 4 時 30 分の間に行った．健常群 2 は，2 分間の測定を 1 セッションで 10 回連続し，座位・閉眼安静状態で，午前 9 時から午後 5 時 20 分の間に行った．いずれも温度，照明や騒音などにおいて物理的なストレスのない環境で測定した．

2・4 分析方法

VM302 付属ソフトウェアの出力結果を測定値とした．患者群と健常群 1 については，施術の効果を評価するため，次の 3 通りの方法で事前測定・事後測定それぞれの代表値を対象者ごとに求め，統計的に評価した：(1)3 回目の測定値，(2)3 回の測定値の平均，(3)3 回の測定のうち平均 TP が最大となる測定を除外し，残る 2 回の平均値．また，健常群 2 については，反復測定の効果を評価するため，次の 2 通りの方法で統計的評価を行った：(1) 10 回連続測定したうち，1 回目の測定値と 10 回目の測定値の比較，(2)10 回の測定値時系列の線形回帰直線の傾き．

3. 結　　果

3・1 平均 RR 間隔・平均心拍数

患者群では，施術の前後で 12 名すべてに平均 RR 間隔の延長すなわち平均心拍数の低下が認められた（paired t-test, $t(11)=5.51$, $p<0.01$, $d=1.59$）．健常群 1 でも，施術の前後で 9/12 名に平均心拍数の低下が認められた（$t(11)=2.99$, $p<0.05$, $d=0.863$）．健常群 2 において，連続 10 回の計測には 43～50 分を要したが，この間統計的に有意な平均心

拍数の低下は認められなかった（$t(5)=1.50$, $p>0.05$, $d=0.612$）．2.4 で述べたどの方法で評価した場合も同様の結果であった．従って，患者群と健常群 1 において施術の前後で認められた平均心拍数の低下は，時間の経過に伴って生じるものではなく，施術と関係があると推定できる．

3・2　平均 HF・平均 LF・平均 TP・平均 LF/HF・ccvTP

平均 RR 間隔および平均心拍数以外の測定値については，どの群でも，どの方法でも，統計的に有意な施術前後差や時間の経過に伴う変化は認められなかった．

3・3　平均心拍数と平均 HF・平均 LF の多重線形回帰分析

平均心拍数の変動は自律神経による調節を反映したものであり，一般に，平均 HF，平均 LF は，それぞれ副交感神経，交感神経の心臓に対する働きかけの程度を表すとされる．副交感神経が優位であれば心拍低下，交感神経が優位であれば心拍上昇が生じるので，平均心拍数が低下する場合は，副交感神経が優位であり，それを表す平均 HF の増大が予期される．しかし，3.1～3.2 で述べたように，本研究においては，平均心拍数の低下は認められたが，平均 HF の増大は観測されなかった．

平均心拍数の低下の程度には個人差が認められた（患者群：10.0±5.34%，健常群 1：4.56±5.29%，健常群 2：2.75±4.70%）．そこで，副交感神経が優位になること（平均 HF の増大）による平均心拍数の低下や交感神経が優位になること（平均 LF の増大）による平均心拍数の上昇がまったく測定値に反映されていないのかどうかを確認するため，便宜的に，平均心拍数の事前事後変化を応答，平均 HF および平均 LF の事前事後変化を予測子とする多重線形回帰を群別に行った．その結果，残差の 95%信頼区間が推定値を含まない外れ値を示す被検者が，患者群および健常群 1 のそれぞれに 1 名ずつ，合計 2 名認められた．健常群 2 には認められなかった．そこで，患者群および健常群 1 からこれらの被検者を除外し，再分析を行った．

3・4　外れ値を除外した分析

再分析でも前後の比較に違いはなかった．患者群（$t(10)=4.96$, $p<0.01$, $d=1.49$）・健常群 1（$t(10)=2.60$, $p<0.05$, $d=0.783$）では有意な平均心拍の低下が認められ，健常群 2 では認められなかった（$t(5)=1.50$, $p>0.05$, $d=0.612$）．2.4 で述べたどの方法で評価した場合も同様の結果であった．平均 RR 間隔および平均心拍数以外の測定値についても，どの群でも，どの方法の評価でも，統計的に有意な施術前後差や時間の経過に伴う変化は認められなかった．

しかし，再度行った多重線形回帰では，患者群（$R^2=0.644$, $F(2, 8)=7.24$, $p<0.05$）および健常群 1（$R^2=0.869$, $F(2, 8)=26.6$, $p<0.01$）にて決定係数が有意，患者群では，平均心拍数と平均 HF の負の相関（$r=-0.866$, $p<0.01$）が，健常群 1 では，平均心拍数と平均 HF，平均 LF の双方の負の相関（$r=-0.829$, $p<0.01$; $r=-0.634$, $p<0.05$）が有意と認められた．健常群 2（$R^2=0.0919$, $F(2, 3)=0.151$, $p>0.05$）では，決定係数が有意でなかった．これは，施術を受けた患者群・健常群 1 の，施術前後における心拍数の低下が副交感神経優位と関係するという解釈と合致する．

4. 考　　察

4・1　施術の効果

3.1～3.4 で述べたように，本研究から，施術によって平均 RR 間隔が延長し，平均心拍数が低下すること，さらに，それが副交感神経優位によるものであることを示唆する結果が得られた．理学療法士による，運動療法を含む施術がリラックスをもたらし，運動器障害のみならず，自律神経の調節機能，ひいては全身の健康増進，健康寿命の延伸をもたらす可能性が示されたと考えられる．さらに測定を積み重ねることで，どのような施術がリラックスにつながるのか解明できる可能性もあり，施術の質の向上も望める．

ただし，健常群 1 にて，副交感神経のみならず交感神経の優位も認められたことなど，結果の解釈に注意を要する点も少なくない．患者群と健常群 1 では，疾患の有無以外に，年齢・性別・施術内容・施術歴など，複数の要因が異なっており，どの要因が違いを生んだのかは，適切な統制を行って測定を追加しなければ特定できない．

本研究は例数が少なく，統計的に有意でなかった項目や群についても，今後より多くの例数で検討する必要がある．また，この効果が一時的なものなのか，長期的に持続するものなのかについても，検討を加える必要がある．

4・2　短時間心拍変動周波数分析

短時間心拍変動周波数分析では，副交感神経と交感神経のバランスが評価できるとされている．しかし，本研究では，被検者ごとのばらつきが大きいこと，平均 HF，平均 LF といった特定帯域パワーの積分値の施術前後の変化を見るだけなく，多面的な検討が必要な場合もあることが認められた．実際，心拍数と心拍変動の関係は単純ではないとする見方もある [3]．平均 LF については，交感神経機能のみを反映するのか，副交感神経・交感神経の双方の機能を反映するのかについて議論がある．また，心拍変動は性別・年齢の影響も受けるとも報告されている [4]．非線形分析など解析方法についてもさまざまな提案があり [5]，今後の研究技術開発が待たれる．

5. 結　　語

理学療法士による施術が自律神経に及ぼす効果の短時間心拍変動周波数分析による評価を試みた．施術後は施術前に比べて心拍数が低下すること，この心拍数の低下が副交感神経優位（リラックス）によるものである可能性を示した．

6. 謝　辞　等

本研究の遂行にあたり，自由が丘整形外科では，当時ご在籍の理学療法士の先生方に患者群の測定にご協力頂きました．理化学研究所（ライフサイエンス技術基盤研究センター／健康生き活き羅針盤リサーチコンプレックス推進プログラム）・大阪市立大学（健康科学イノベーションセンター）の渡辺恭良先生，水野敬先生，堀洋先生，ほかスタッフの皆様には，自律神経測定についてアドバイスを頂きました．所属機関以外の資金提供元・利益相反はありません．

文　　献

(1) Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, “Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use”, *Circulation*, Vol. 93, No. 5 (1996), pp. 1043-1065.

(2) Kume S., Nishimura Y., Mizuno K., et al., “Music Improves Subjective Feelings Leading to Cardiac Autonomic Nervous Modulation: A Pilot Study”, *Frontiers in Neuroscience*. Vol. 11, No. 108 (2017), pp. 1-11, doi:10.3389/fnins.2017.00108.

(3) Monfredi, O., Lyashkov, A.E., Johnsen, A.-B., et al., “Biophysical Characterization of the Underappreciated and Important Relationship Between Heart Rate Variability and Heart Rate”, *Hypertension*, Vol. 64, No. 6 (2014), pp. 1334-1343., doi:10.1161/HYPERTENSIONAHA.114.03782.

(4) Koenig, J., Thayer, J.F., “Sex differences in healthy human heart rate variability: A meta-analysis.”, *Neuroscience and Behavioral Reviews*, Vol. 64 (2016), pp. 288-310., doi: 10.1016/j.neubiorev.2016.03.007.

(5) Huikuri, H.V., Perkiömäki, J.S., Maestri, R., Pinna, G.D., “Clinical impact of evaluation of cardiovascular control by novel methods of heart rate dynamics”, *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical, and Engineering Sciences*, Vol. 367, No. 1892 (2009), pp. 1223-1238., doi: 10.1098/rsta.2008.0294.

カフの自動的な着脱動作を可能とした血圧計のための上腕に倣う極軽量ソフトアクチュエータの開発

○ 東　健太（滋賀県立大）
安田　寿彦（滋賀県立大）
谷口　実（オムロンヘルスケア(株)）
濱口　剛（オムロン (株)）
西岡　靖貴（滋賀県立大）
山野　光裕（滋賀県立大）
上坂　知里（オムロンヘルスケア(株)）
清水　正男（オムロン (株)）

1. 緒言

近年，高齢化が進行しており，65 歳以上の高齢者人口が総人口に占める割合は 26.7%に達している(1)．高齢者はさまざまな疾患にかかりやすく，特に受療率の高い傷病として外来では高血圧疾患が挙げられる(2)．高血圧は，日常的なヘルスケアで予防できる．日頃から家庭で血圧の測定を行い，血圧管理をすることが重要とされている．

日常的かつ持続的に家庭で血圧管理を行うには，煩わしい動作を排除した，簡便に測定が可能な血圧計が必要であると考える．しかし，一般的な血圧計は測定時にカフという腕帯を上腕に巻き付ける動作を行う必要がある．この動作が，特に高齢者や腕に疾患を持つ人，大きな上腕を有する人にとっては困難となる場合がある．

我々はこれまでに，カフの自動的な着脱が可能な血圧測定システムの開発を実施している．システムの外観を図 1 に示す．この血圧測定システムでは，ユーザーは測定開始ボタンを押し，腕をカフの上に置くという動作を行うのみで測定が行える．カフの巻き付け動作および取り外し動作はプラスティックフィルム製の極軽量空気圧ソフトアクチュエータによって行っている．

しかし，これまでに実施した本血圧測定システムの基礎実験において，巻き付け時に腕形によっては隙間が生じることによる圧迫力の不足が課題として挙げられる．この問題を解決するために巻き付け動作を行うアクチュエータの倣い動作に着目する．

本研究では，この課題解決を目的とした多様な腕の形状に対して倣いながら巻き付け動作を行う新たなアクチュエータの構造および基礎実験について述べる．

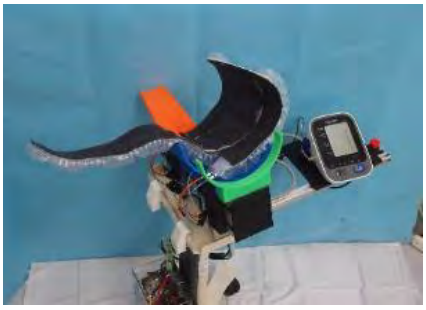


Fig. 1 Active measurement system for blood pressure

2.　多関節アクチュエータの提案

2.1 屈曲型アクチュエータ（基本構造）

上腕への巻き付け動作には図 2 に示す極軽量空気圧ソフトアクチュエータを用いている．これは西岡らが開発してきた，空気圧を印加すると屈曲運動を生成する，折り込み構造を有するプラスティックフィルム製のソフトアクチュエータ（以下，屈曲型アクチュエータ）である(3).このアクチュエータの構造を基本構造として，腕に倣う動作を行う構造を付加させる必要がある．上腕に倣いながらの巻き付け動作を行うにはアクチュエータに空気圧を供給する根元側から動作させる必要がある．先行研究の例では，塩化ビニル板を用いてアクチュエータの根元側と先端側で剛性変化を施したものがある(4)．しかし，この構造では根元から動作するものの，塩化ビニル板の剛性により，腕に倣いながら隙間なく巻き付ける動作を実現できず，その結果として測定が困難な被験者がいた．

Fig. 2 An example of working of a bending type soft actuator(3)

2.2 多関節構造の提案

根元側からの倣い動作を実現するために図 3 に示す多関節構造を提案する．これは屈曲型アクチュエータを直列に結合した構造となっており，この結合部が関節に相当する部分である．そして，その結合間の流路を絞り流路で要素間をつないでいる．この構造に空気圧を印加すると絞り流路により空気の流れに遅れを生み，根元側の屈曲要素から順々に動作し，根元から動作する．柔軟なプラスティックフィルムのみで構成されているので上腕に柔軟な倣い動作が可能であると考えられる．この多関節構造を有した屈曲型アクチュエータを以下，多関節アクチュエータと称す．

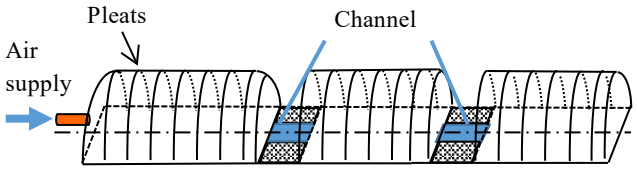


Fig. 3 Structure of a multi-joint bending type actuator

3.　アクチュエータ動作解析実験

3.1 実験方法

実験システムを図 4 に示す．コンプレッサからアクチュエータに 20kPa の空気圧を印加し，円周 305mm の円筒対象物に巻き付け，その様子をカメラで動画撮影する．アクチュエータにはマーカを貼り付け，その軌跡を画像解析ソフト(Adobe 社, After Effects)により記録し，解析を行う．ここで解析方法について記述する．図 5 に示すように，貼り付けたマーカを関節とし，アクチュエータを直線状のリンクを持つ多関節リンクと近似する．このとき，マーカ数を n 個とし i 番目のリンクと i+1 番目のリンクのなす角を屈曲角度とする．マーカ数を n=4 とするので，三つの屈曲角度 $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ を定義する．アクチュエータ動作させ，過渡的な角度の変化を測定する．また，それぞれの角度が空気圧を印加してから収束値の±5%以内に収まるまでの時間を t_1, t_2, t_3 とし，各角度の収束時間を計測する．なお，実験には多関節アクチュエータに加え，関節部を加工していないアクチュエータを用い，関節部による有効性を評価する．

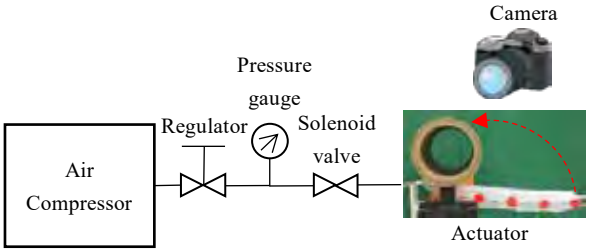


Fig. 4 Experiment system for motion analysis

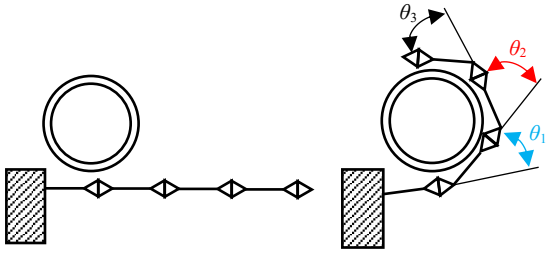
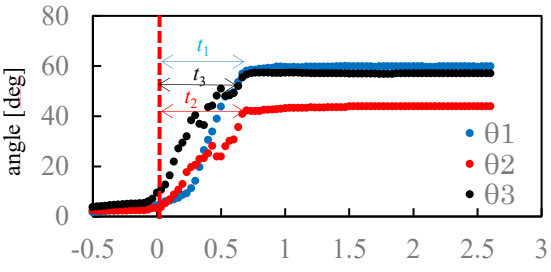


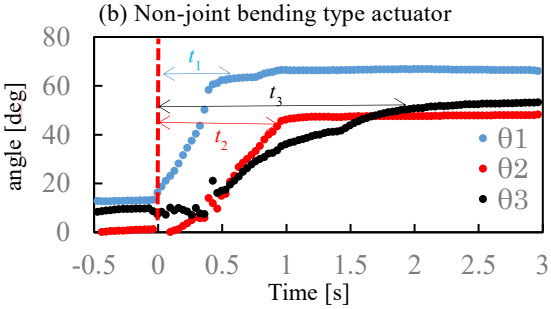
Fig. 5 Definition of bending angles

3.2 実験結果

過渡的な角度の変化を図 6 に，収束時間を表 1 に示す．各角度の過渡的変化について，関節無しの屈曲型は先端側の角度 θ_3 が最初に立ち上がっているのに対し，多関節型は根元側の角度 θ_1 から立ち上がっていることが分かる．また，収束時間について，関節無しの屈曲型はほぼ同時に収束しているのに対し，多関節型は根元側の角度 θ_1 から順番に収束している．以上の結果より，多関節アクチュエータの倣い動作について定量的に示せた．



(b) Non-joint bending type actuator



(b) Multi-joint bending type actuator

Fig. 6 Experimental results of motion

Table 1 Convergence time of bending angles

	t_1 [s]	t_2 [s]	t_3 [s]
(a) Non-joint	0.70	0.70	0.67
(b) Multi-joint	0.56	1.00	1.96

4.　血圧測定実験

4.1 実験方法

多関節アクチュエータを双方向に配置した上腕固定用ソフトグリッパで血圧測定実験を行う．比較対象として製品の腕帯カフ(OMRON Co., HEM-RML31)による測定値を参照とする．腕周長の異なる被験者を対象とし，それぞれ 5 回分の測定データをとり，平均値および偏差を算出する．血圧測定の測定アルゴリズムに関しては，どちらも同じ自動血圧計(OMRON Co.,HEM-7322U-E)を用いることとする．なお，被験者の上腕周囲長の測定には巻き尺を用いて行い，測定箇所は上腕の中点とした．

4.2 実験結果

表 2 に血圧測定値の結果を示す．すべての被験者の測定値において，収縮期血圧，拡張期血圧ともに参照用カフでの測定値よりも低い値となった．これは測定に用いた自動血圧計の測定アルゴリズムが製品のカフに対応していることが原因として考えられる．しかし，測定値のばらつきについては同程度であり，血圧測定の再現性を示せた．

Table 2 Experimental results

(a) HEM-RML31

	Systolic BP [mmHg]	Diastolic BP [mmHg]
215 mm	139 ± 4.4	98 ± 5.6
268 mm	113 ± 3.2	74 ± 2.7
311 mm	108 ± 4.4	68 ± 4.2

(b) Soft gripper

	Systolic BP [mmHg]	Diastolic BP [mmHg]
215 mm	122 ± 4.7	93 ± 5.1
268 mm	95 ± 3.9	73 ± 3.4
311 mm	89 ± 5.3	62 ± 3.6

5.　結　　言

本研究では，カフの自動的な着脱が可能とした血圧計の，腕への巻き付け動作を行うアクチュエータの倣い動作に着目し，多関節アクチュエータを提案した．動作解析実験では，多関節型が根元から動作することを定量的に示し，通常の屈曲型に比べ望ましい巻き付け動作を行えることを確認した．血圧測定実験では，様々な太さの腕での測定可能性を示し，測定値については収縮期血圧，拡張期血圧ともに製品よりも低い値を示したが 測定値のばらつきは製品と同程度であり再現性を示すことができた．今後は，測定する対象者を増やして行う実験や，測定精度についての十分な検証が必要であると考える．

参考文献

(1) 平成28年度版高齢社会白書（全体版）　高齢化の現状と将来像, http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2016/zenbun/pdf/1s1s_1.pdf （参照2017-7-1）
(2) 平成28年度版高齢社会白書（全体版）　高齢者の健康・福祉, http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2016/zenbun/pdf/1s2s_3_1.pdf （参照2017-7-1）
(3) Nishioka, Uesu, Tsuboi, and Kawamura: Proposal of an Extremely Lightweight Soft Actuator using Plastic Films with a Pleated Structure, 19th International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice, pp.491-496, Auckland New Zealand, 28-30 November.
(4) 益田 航，西岡 靖貴，安田 寿彦，谷口 実，濱口 剛，清水 正男，“血圧測定を目的とした人体固定用ソフトグリッパの開発” 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会2015，2H3-5

心拍数変動環境下における椅子型心拍モニタリングシステム開発に関する研究

Study on Development of Chair Shaped Heart Rate Monitoring System
in the Heart Rate Variable Envionment

○ 飛田和邦　前田祐佳　水谷孝一　若槻尚斗（筑波大学）

Kazukuni TOBITA, Yuka MAEDA
Koichi MIZUTANI, Naoto WAKATSUKI

Abstract: Heart rate variability (HRV) is one of the indices for health condition. Although HRV is usually measured by Electrocardiogram (ECG), Phonocardiogram (PCG) and Ballistocardiogram (BCG) are used for the purpose of unobtrusive monitoring. On the other hand, PCG and BCG are disturbed by the body movement. In this study, the chair shaped heart rate valiability monitoring system was developed for continuous HRV measurement. PCG and BCG were simultaneously measured to make up for each other's deficiencies. In this paper, this system was evaluated in the heart rate variable envirnment. Firstly, the accuracies of PCG and BCG were evaluated in breathing arrest that causes an increase in heart rate. Secondly, PCG and BCG were evaluated after an exercise in which causes a decrease in heart rate. The error rates of PCG and BCG in breathing arrest and after an exercise were under 4.3% and 3.9% respectively. These results indicated that the system could detect HRV in the heart rate variable environment.

1. 序　論

心疾患による死亡率はがんに次いで日本国民の死因第二位を占めている[1]．心臓の活動状態，心拍を日常的に把握することは，こうした疾患の早期発見につながると考えられ，現在様々な研究がなされている．心拍を評価する指標の一つに心拍変動 (Heart Rate Variability, HRV) が挙げられる[1]．心拍変動とは，心臓の鼓動リズムの経時的な揺らぎのことを指し，心電図 (Electrocardiogram, ECG) の一拍ごとの R 波と R 波の間隔（R-R 間隔）の時間変化，瞬時心拍数の変動を記録したものである[2]．心拍変動解析を行うことで，自律神経機能を評価することが可能である．日常的に計測を行うことで心筋梗塞などの心疾患だけでなく脳血管疾患など自律神経機能の影響によって引き起こされる疾患の早期発見につながると示唆されている[3]．日常的に心拍変動をモニタリングする上では，計測器具の装着などの自発的・積極的行動を伴った場合，計測自体を被験者に意識させる可能性がある．その結果，計測の緊張から心拍数が上昇する恐れがある[4] ．したがってセンサの皮膚への貼付を要さない低拘束な計測であること，計測自体を意識させない椅子に座る等の日常的行為の中で行うことが重要であると考えられている[5]．

心電図計測は電極を身体に貼付する必要があり，拘束が大きく，また無意識計測が困難である．センサの皮膚への貼付を要さない心拍変動計測手法として，心音図 (Phonocardiogram, PCG) ，心弾図 (Ballistocardiogram, BCG) が挙げられる[6][7]．心音図，心弾図のピーク間隔は心電図より得られる R-R 間隔と高い相関性を持つことから代替利用が行われている[6][7]. **Figure 1** に各信号のピーク間隔と心電図の R-R 間隔を示す．心電図を Fig. 1 上段に示す．心音図は心臓に存在する弁の閉鎖や開放，心臓壁，血管壁の伸展などによって生じる心音を波形として捉えたものである[8]．心音図は Fig. 1 中段に示されるように僧帽弁および三突弁の閉鎖音である I 音と，大動脈弁および肺動脈弁の閉鎖音である II 音と呼ばれる 2 つのピークが発生する[9]．心弾図は Fig. 1 下段に示されるように心拍動に伴う身体の微細な動きを機械的振動として体外で計測したものである[10]．しかしながら，心音図・心弾図はわずかな身体の動き，体動の影響により心拍変動計測が困難となる[5]．

そこで本研究では，低拘束かつ無意識な計測を実現するため，心音図・心弾図に着目した．デスクワーク時などの長時間椅子に座る状況において，心音図・心弾図の同時計測を行い，連続的に心拍変動計測可能なシステムを構築することを目的とした．体動により心音図，心弾図どちらか一方が計測困難となった場合において，互いに補完し連続的に心拍変動計可能な椅子型モニタリングシステムの開発を行った．本稿においては，開発したシステムが心拍数が変動する環境下において，心拍変動計測可能か検証した．

2. システム概要

2.1 心音・心弾計

本研究では，低拘束かつ無意識な計測を実現するため，衣服の上から計測を行った．心音図は背側から，心弾図は臀部側から計測を行った．作製した心音・心弾計とシステムの概略図を **Fig. 2** に示す．なお本研究では，作製した心

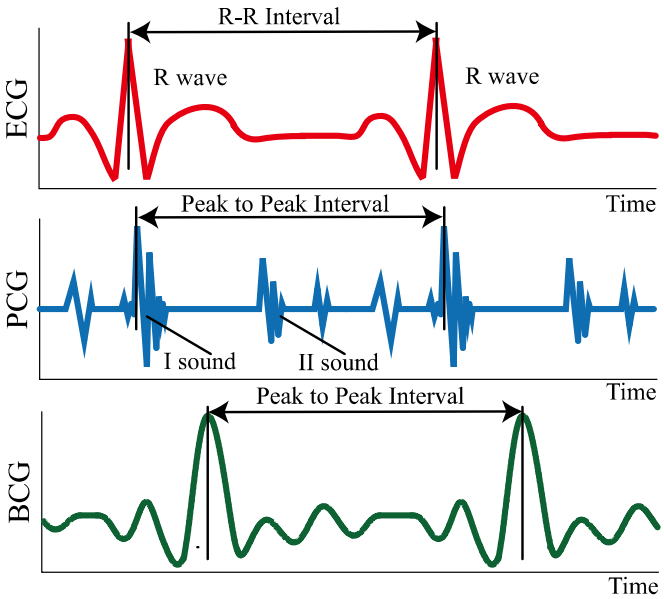


Fig. 1 Pattern diagram of ECG, PCG and BCG.

音・心弾計を既存の背もたれのある椅子に取り付け．心音・心弾計測センサとして Electro Condenser Microphone (XCM6035-2022-354PR, SPL Limited) を使用した．以下略語としてマイクロフォンと記す．マイクロフォンを服の上から背側に接触させて心音図計測を行った場合，身体との接触面積も小さく，また衣服とマイクロフォンが擦れることによるノイズ等の影響で計測が困難になる．そこで，聴診器 (FC-201, Focal Corporation) にマイクロフォンを固定させ身体との接触面積を増大させた．本研究では，心弾図も心音図と同様マイクロフォンを固定した聴診器を用いて計測を行った．また，衣服の擦れる音などによるノイズを減少させる目的でマイクロフォンを固定した聴診器をクッションに埋め込んだ．クッションを用いたことで，その反発性により心音・心弾計を身体に密着させることが可能となった．なお背側のクッションには心音・心弾計を 1 個，臀部側のクッションには 2 個設置した．

2.2 補完システム

心拍変動を心音図・心弾図で補完するシステムのアルゴリズムを **Fig. 3** に示す．椅子の背もたれに 1 個，座面左右に 2 個圧力センサ (FSR-402, Interlink Electronics Inc.) を貼付した．背もたれの圧力センサが荷重を検知した時は心音図の心拍変動を補完波形とする．身体が背もたれから離れ，心音図が計測困難なときは，心弾図の心拍変動を補完波形とする．このとき，座面の左右のうち，心音・心弾計に身体がより密着している，つまり圧力値が大きいほうの心弾図の心拍変動を補完波形とする．心音図のピークは心弾図のピークと比較して周波数が高く，また振幅も大きいため誤検出が少ない．したがって，心音図を基準とするアルゴリズムを構築した．また安静時における健常成人の瞬時心拍数は一般的に 60-70 (bpm) 程度と言われている[11]．この知見に基づき一定範囲外のデータは，外れ値として検出した．外れ値の検出の方法を **Eq. (1)** に示す．本研究では，k = 5 として外れ値検出を行った．また，ここで瞬時心拍数 HR_i とは 60 を心音図，心弾図のピーク間隔で除して算出される．つまり，心音図・心弾図のピークが 1 分間に何回現れるかという数値に換算したものである．

$$\left| HR_i - \frac{1}{2k+1} \sum_{j=-k}^{k} HR_{i+j} \right| \geq 20 \ \text{(bpm)} \qquad (1)$$

その後，外れ値として検出されたデータを除去し，前後のデータより 2Hz で再サンプリングを行い線形補間した．

3. 実　験

3.1 実験 1：心拍数上昇時の心音・心弾計の心拍変動計測精度の検証

被験者 10 名 (年齢 23.5±1.1 歳，身長 172.0±3.6 cm，体重 67.5±11.1 kg) を対象に実験を行った．なおこの後の実験 2 においても同様の被験者を対象に行った．本研究は筑波大学倫理委員会の承認を受け，以下すべての実験において被験者から書面によるインフォームドコンセントを得て実施した．

実験 1 では心拍数上昇時において作製した心音・心弾計及の心拍変動の計測精度を検証した．心電図によって得られる R-R 間隔を参照値とし，計測で得られた心音図・心弾図のピーク間隔と比較し，その誤差率を算出した．なお本実験では胸部第Ⅱ誘導にて心電図の計測を行った．また信号収録は Labview (National Instruments) を用いて，サンプリング周波数 2000 Hz でアナログ/デジタル変換器 (USB-6211, National Instruments) を介して行った．

心拍数を上昇タスクとして被験者に 300 秒間安静状態を維持した後，息こらえを 30 秒間行い，再び 300 秒間安静状態を維持するよう指示した．息こらえ時は，生体内の血中酸素濃度が下がり，それを増やすために心拍数が上昇する．したがって，本実験では，心拍数上昇タスクとして息こらえを採用した．安静状態と息こらえ時の誤差率を比較し，本システムの評価を行った．このとき心音・心弾計は Fig. 2 のように設置した．被験者の心臓位置に聴診器のダイヤフラム面が接触するよう取り付け位置を調整した．一方で心弾図は椅子の座面側に心弾計を取り付け，被験者の尾骨位置がダイヤフラム面に接触するよう調整し計測を行った．

3.2 実験 2：心拍数減少時の心音・心弾計の心拍変動計測精度の検証

実験 2 では，被験者に 300 秒間程度エアロバイクを漕がせ，心拍数を上昇させた後，椅子に座らせ安静状態を 300 秒間維持するよう指示した．上昇させる目標心拍数については，運動強度が 50%となるようカルボーネン法の計算式を用いて算出した．カルボーネン法の計算式を Eq. (2) に示す．Eq. (2) において HR_{tar} は目標心拍数，HR_{res} は安静時の心拍数を表している．

$$HR_{tar} = (220 - HR_{res}) \times 0.5 + HR_{res} \ \text{(bpm)}. \qquad (2)$$

実験 1 で計測を行った安静状態と運動後の誤差率を比較することで本システムの評価を行った．なお心音・心弾計

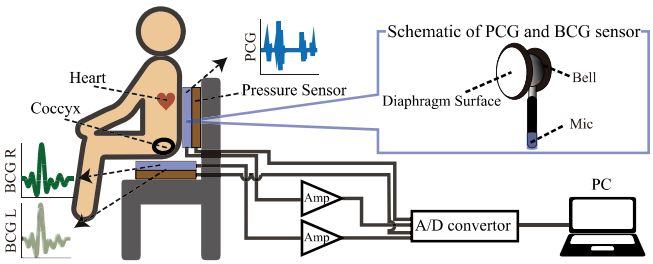


Fig.2 Schematic of the system.

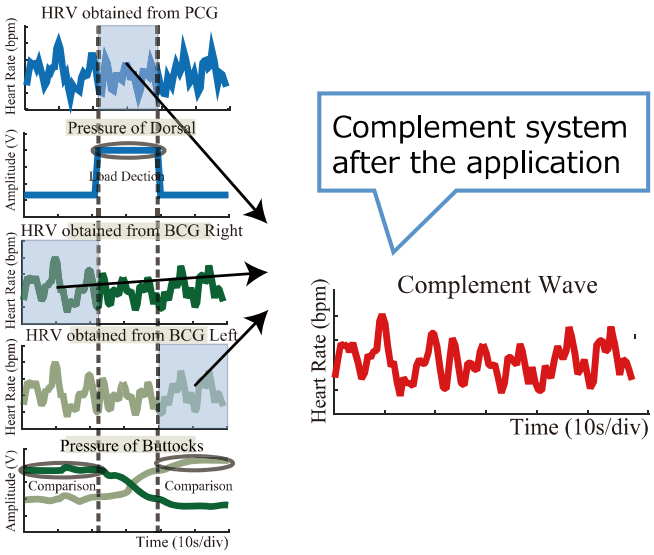


Fig. 3 Algorithm of the completion system.

は実験 1 と同様の位置にそれぞれ配置し，胸部第Ⅱ誘導心電図も同時に計測を行った．

4. 解　析

信号の解析には Matlab を用いた．2 次のバタワースフィルタを用いて，心音図は 20-200 (Hz) ，心弾図は 1-10 (Hz) のバンドパスフィルタ処理を行った．さらに心音図は商用電源ノイズを除去するため，カットオフ周波数 50 Hz の 4 次のバタワース・ノッチフィルタを通した後，それぞれピーク検出を行った．

検出したデータから心音図・心弾図のピーク間隔 *PPI* (s) 及び胸部第Ⅱ誘導心電図 R-R 間隔 RRI (s)を算出し，そのピーク間隔誤差率の平均，$\overline{ER_{PPI}}$ (%) を算出した．本実験では，この$\overline{ER_{PPI}}$を用いて，心拍変動計測精度についての評価を行った．$\overline{ER_{PPI}}$ の定義を **Eq. (2)** に示す．なお$\overline{ER_{PPI}}$を以下の文章では誤差率平均と記す．

$$\overline{ER_{PPI}}(\%) = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\frac{|PPI_i - RRI_i|}{RRI_i} \times 100. \qquad (3)$$

5. 結　果

実験 1 では心拍数上昇時における心音・心弾計の心拍変動計測精度の評価を行った．**Fig. 4** に実験 1 の心音図の典型例を示す．網掛けの箇所は息こらえ時を示している．息こらえ時と比較して安静状態は，ノイズ成分が多く含まれていることが確認できた．計測した心音図・心弾図から算出した心拍変動をそれぞれ算出した結果の典型例を **Fig. 5** に示した．上段から心音図，座面右から計測した心弾図，座面左から計測した心弾図の心拍変動を青線で示した．また，それぞれの波形に参照値として心電図から得られた心拍変動を赤線で示した．Figure 5 から網掛けとなっている息こらえ時において心拍数が上昇していることが確認できた．実験 2 では心拍数減少時における心音・心弾計の心拍変動計測精度の評価を行った．**Fig. 6** に実験 2 の心音図の典型例を示した．時間経過に伴い振幅が減少していることが確認できた．計測した心音図・心弾図から算出した心拍変動をそれぞれ算出した結果の典型例を **Fig. 7** に示した．上段から心音図，座面右から計測した心弾図，座面左から計測した心弾図の心拍変動を青線で示した．また，それぞれの波形に参照値として心電図から得られた心拍変動を赤線で示した．Figure 7 から時間経過をともに心拍数が減少していることが確認できた．

安静状態・息こらえ時・運動後の胸部第Ⅱ誘導心電図を参照値とした心音図，座面右から計測した心弾図，座面左から計測した心弾図の誤差率平均と標準偏差を **Fig. 8** に示した．各条件において左から心音図，座面右から計測した心弾図，座面左から計測した心弾図の順で示した．心音図は左から安静状態, 息こらえ時, 運動後それぞれ 3.2%, 2.7%, 3.0%以内の誤差率平均であった．座面右の心弾図はそれぞれの条件下で左から 4.6%，3.6%，3.9%以内の誤差率平均であった．また，座面左の心弾図はそれぞれの条件下で左から 4.1%，4.3%，2.8%以内の誤差率平均であった．

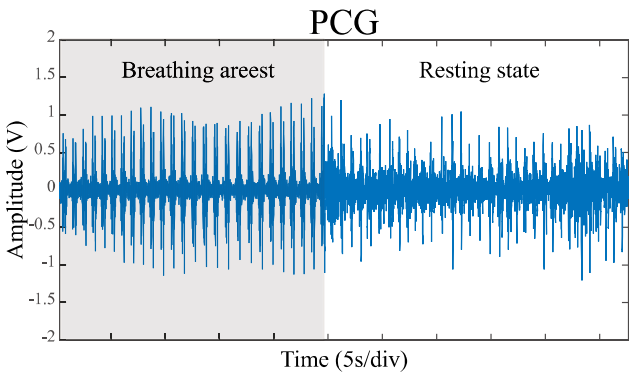


Fig. 4 PCG in breathing areest and resting state.

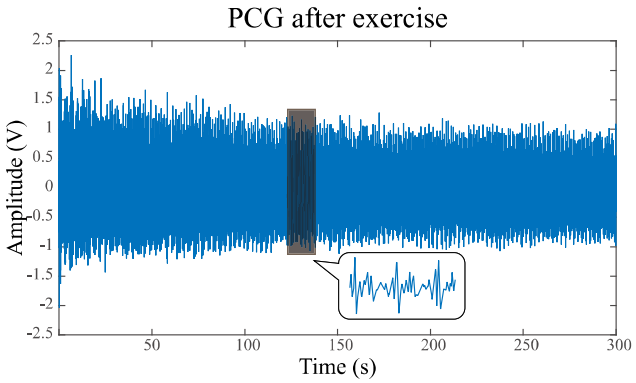


Fig. 6 PCG after exercise.

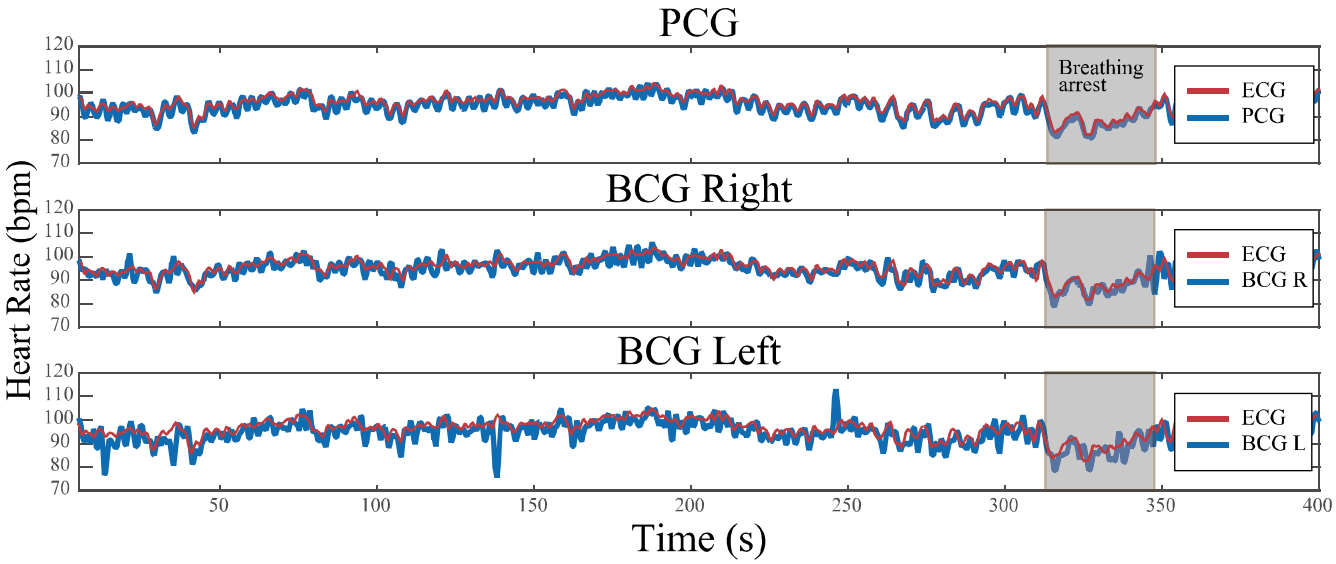


Fig. 5 Typical examples of HRV in the experiment 1.

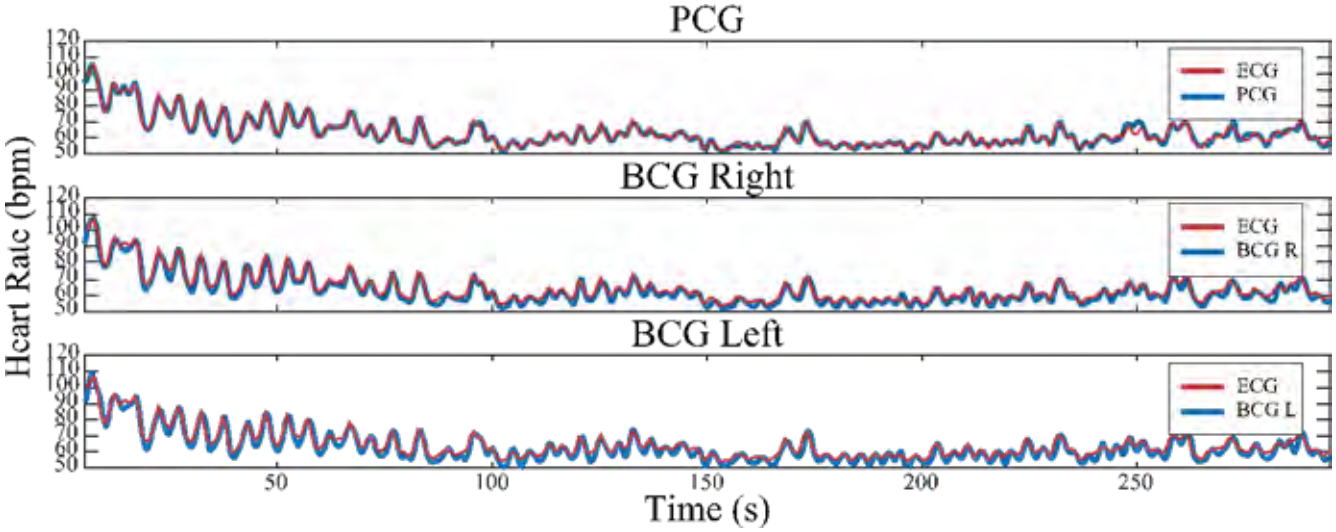


Fig. 7 Typical examples of HRV in the experiment 2.

6. 考　察

Figure 5 に示した通り網掛けの息こらえを開始してから 10 秒程度心拍数が減少した．これは息こらえを行った時，迷走神経が緊張したためだと考えられる．

また，Fig. 8 に示した通り安静状態と比較して息こらえ時・運動後それぞれ誤差率平均が低くなった．息こらえ時においては，Fig. 4 に示される通り心音図・心弾図における呼吸成分がなくなったため，SN 比が高くなったことが理由として挙げられる．運動後においては，血管を通る血流量が増加したことが要因として挙げられる．心音図は心臓の弁の閉じる音を計測したものであるが，血流量が増え，弁を閉じる力が増加したことが要因として考えられる．Figure 6 に示される通り時間経過に伴い振幅が減少していることから，運動によって振幅が増加していたことが考えられる．一方，心弾図は血流量が増加したことで，血管の容積変化が増加したことが要因として考えられる．以上の理由から運動後において SN 比が高くなり，誤差率平均が低くなったと考えられる．

安静状態と比較して，息こらえ時，運動後それぞれ誤差率平均が低くなっていることから，本システムは心拍数が変動する環境下においても，安静状態と同等以内の精度で心拍変動計測可能なことが示された．

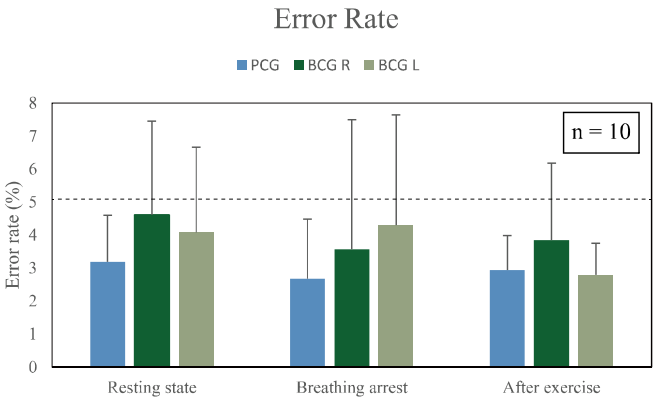


Fig. 8 Error rate of PCG ,BCG Right ,and BCG Left in the experiment 1 and 2

7. ま と め

本研究は椅子型心拍変動モニタリング機器の開発に向け，心音図・心弾図が計測可能な心音・心弾計を作製した．実験 1 では作製した心音・心弾計を用いて，心拍数の上昇を誘発する息こらえ時に計測した各波形のピーク間隔と心電図の R-R 間隔を比較する実験を行った．その結果，心音図・心弾図ともに 4.3%以内の精度で計測可能であることが示された．実験 2 では作製した心音・心弾計を用いて，心拍数が減少する運動後の計測精度について検証した．その結果，心音図・心弾図ともに 3.9%以内の精度で計測可能であることが示された．以上のことから，本システムは心拍数が変動する環境下においても，安静状態と同等以内の精度で心拍変動計測可能なことが示された．

参考文献

(1) 厚生労働省，“平成23年患者調査の概況”，2011
(2) 早野順一郎，山田眞己，藤浪隆夫，“心拍変動と自律神経機能”，生物物理，Vol. 28，No. 4，pp. 198-202，1988
(3) 西郊靖子，”脳卒中患者における心拍変動を用いた自律神経機能に関する研究”，リハビリテーション医学，Vol.39，No. 12，pp. 785-792，2002
(4) 斉藤郁夫，竹下栄子，白衣高血圧の病態：”外来および家庭における交感神経活性”，慶應保健，Vol.1，No. 8，pp 15-19，1996
(5) 山越憲一，“無侵襲，無拘束，そして無意識計測へ”，精密工学会誌，Vol.62，No. 11，pp. 1525-1529，1996
(6) 吉川和磨，伊賀崎伴彦，村山伸樹，“圧電センサによる心拍信号・呼吸信号の抽出に関する基礎的研究”，電子情報通信学会技術研究報告，Vol. 112，No. 417，pp. 61-64，2013
(7) 田中正吾，松本佳昭，“心音センサを用いた心拍および呼吸の無拘束計測，非破壊検査，Vol.50，No. 9，pp. 612-619，2001
(8) 渋谷実，”心音図と脈波，特に心尖拍動図について”，東京女子医科大学学会，Vol.40，No. 5，pp. 281-287，1970
(9) 佐伯勝敏，鬼頭亨東，“DSPを用いた心音特徴検出システムに対する検討，電子通信学会論文誌，Vol.J93-A，No. 11，pp. 743-752，2010
(10) 荻原健，杉田典大，“シート型微小変位センサを用いて推定した心拍数変動の信頼性評価”，生体医工学，Vol.52，pp 18-24，2014
(11) 秋山俊雄，“安静時心拍数と予後の関係”，JPN.J.ELECTROCARDIOLOGY，Vol.31，No. 4，2011

可変構造の容量性電極を用いた心電図計測の提案

Proposal of electrocardiogram measurement using variable capacitance electrode

鈴木修平*，有馬祐杜*，中村哲夫**，中村壮亮*
Shuhei Suzuki*, Yuto Arima*, Tetsuo Nakamura**, Sousuke Nakamura*

1．はじめに

図1に示すように，厚生労働省によると死因順は悪性新生物，心疾患，肺炎である[1]．この中で，心疾患は心電図検査で診察することができる．しかし病院における検査は12誘導測定法，ホルター心電図，モニター心電図といった，肌に直接電極を付ける計測法が主流である．そのため，この計測法を日常生活で用いるとすると，直接電極を肌に付けなければならず不自由さを感じる可能性がある．また，長時間，肌に直接電極を付け続けると計測者自身の体に悪影響を及ぼす可能性も考えられる．

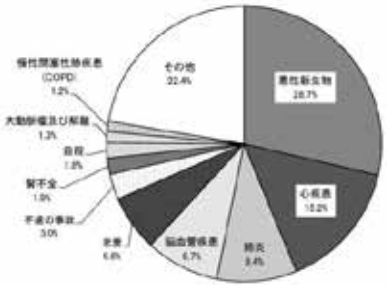


図1　主な死因別死亡数の割合

昨今では時計型，リストバンド，ボディスーツなどのウェアラブル機器による生体計測が流行している[2]．この傾向は病院に行って検査をするというわけではなく日常生活の中で健康チェックをしていくという予防医療ないしは日常ヘルスケアに軸足が移ってきていると考えられる．

*法政大学，東京都小金井市梶野町 3-7-2(〒184-8584)
**明星大学，東京都日野市程久保 2-1-1(〒191-8506)

そこで現在，非接触計測方法である容量性電極を用いた心電図計測が考案されている[3]．容量性電極を用いることで衣服の上など，直接電極に肌が触れることなく生体情報を計測することができる．

しかし，既存の容量性電極を用いた心電図計測では，姿勢変化に弱いという問題があった．人の寝返り等による動きを許容するために電極のサイズを横に長くするといった取り組みもなされているが，対応できる姿勢は限定的である．

そこで，著者らは容量性電極の構造を可変とする事で被測定者の姿勢に応じた電極構造での心電図計測を可能とするシステムを提案する．なお，このシステムでは同一電極を転用して姿勢推定も可能である．

提案手法は，電極をマトリクス構造に設置することで人がどの位置にいても電極配置を適切な形に変化させて心電を計測することができる．マトリクス構造にすることで＋，－，Ground，動作しない電極にそれぞれ振り分けることができる．このシステムを作成することで電極にかかる無駄な電力消費を抑え，常に最適な電極形状によって心電図の計測が可能である．また，実験を通して，病院等での心電図計測において定説となっている電極配置の正当性を確認できると考えられる．このマトリクス構造を日常生活(ベッド・椅子 etc.)に適応することで，非拘束，非侵襲の状態で心電図を計測することができ，長時間の心電の計測を実現することができる．

松尾一矢氏ら[4]は 256 に分割した触覚センサからの情報を元に人の呼吸成分と心拍を取得しているが，これは人が呼吸をすることで胸が広がるため，心臓付近の体圧が大きくなる．また安静時には，呼吸と心拍はほぼ一定の周期を保つことから帯域フィルタによって分離できる．しかし，触覚センサを用いているため，R 波以外の波形を見ることはできない．

Tobias Wartzek 氏ら[5]は車の運転席に容量性電極を配置した．始めに圧力センサを用いて一番体が接触する最適な電極配置にするために圧力試験を行った．

このように，姿勢推定では圧力センサの利用が一般的であるが，心電も同時計測する場合，複数種のセンサを使わなければならない．しかし，著者らの提案手法では同一の容量性電極で，心電図計測のみならず人の位置の推定も可能であり，コスト削減・構成の簡易化が見込める．

2．容量性電極を用いた既存の心電センサ

容量性電極とは皮膚と電極の間をコンデンサのように結合して心電図の信号を導出するものである[6]．図２に直接電極を肌に付けた場合と容量性電極を用いた場合の違い，図３に容量性電極の計測原理を示す．

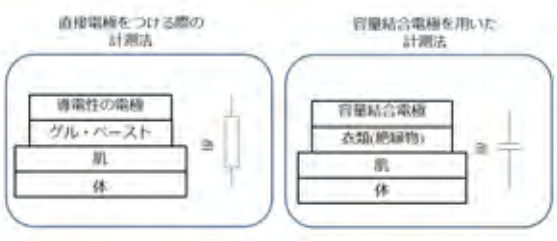


図２　直接肌に電極を付けた場合と容量性電極を用いた場合の違い

直接肌に電極を付けることで，体との密着度を高い状態に保つことができるが，肌と電極の間にペーストやゲルを挟む必要がある．肌と体の間にペーストやゲルを挟むということは皮膚と電極の間を抵抗で接続したと見なすことができることになる．一方容量性電極ではゲルやペーストを使わず，体と電極の間に衣料を挟むことで絶縁物とし，コンデンサのように接続することができ，心電の信号を計測できる．

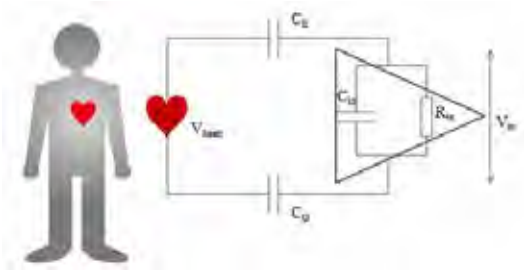


図３　容量性電極の計測原理

この等価回路において，初段アンプの入力段に発生する電圧 V_{amp} は(1)式で与えられる．

$$\frac{V_{in}}{V_{heart}} = \frac{1}{\frac{1}{j\omega C_E R_{in}} + \frac{C_{in}}{C_E} + \frac{1}{j\omega C_G R_{in}} + \frac{C_{in}}{C_G} + 1} \quad \cdots(1)$$

C_E : 生体電気信号源と電極間のキャパシタンス
C_G : 生体－大地－回路間キャパシタンス
C_{in} : 初段アンプの入力キャパシタンス
R_{in} : 初段アンプの入力抵抗
V_{heart} : 生体電気信号の電圧
V_{in} : 初段アンプが受け取る信号電圧

この式において，$C_{in} << C_E$，C_G，　$R_{in} >> 1$ の条件の時，すなわち初段アンプの入力抵抗値が十分に大きく，入力静電容量値が十分に小さければ，式(1)は

$$\frac{V_{in}}{V_{heart}} \cong 1 \quad \cdots(2)$$

と表すことができ，心電図の信号を初段のアンプの電圧として取り出すことができる．

3．提案手法

3．1　システム構成

マトリクスに配置した電極から信号を入力する．入力した信号を増幅し，全ての信号の関係性から人の位置を推定する．人の位置の情報を元に電極を改めて選択する．選択した電極から計測した信号はマイコンを通して AD 変換を行い，PC にデータを送信し記録する．

３．２　可変構造の容量性電極における心電計測手法

電極をマトリクス状に配置する．全ての電極において信号を計測するために，全ての電極のスイッチを接続する．そして，人の位置の推定によって電極を選択した時，選択されなかった電極についてはスイッチを開放する．スイッチを開放することで電力消費を抑えることができる．

マイコンの分解能によって本来の信号の数値が変わる可能性があるため，本来の信号の数値を伝えるために適応フィルタを用いる．

３．３　センサ回路の提案

図４にセンサ回路図を示す．

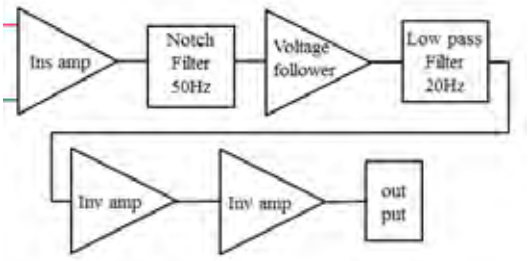


図４　センサ回路図

電極を選択した後，計装アンプ(Instrumentation amp)に入力する．この計装アンプは入力両方に共通する信号(同相信号)を除去して，入力信号の電圧間の差を増幅する回路である．この回路を用いることで本来，欲しい心電の信号成分だけ残しコモンモードノイズだけ除去することができる．

次に，ノッチフィルタ(Notch Filter)に入力する．このノッチフィルタは特定の周波数のみ大きく減衰させるフィルタである．生体信号は数 mV~数 100mV であり商用電源は 100V であるため大きなノイズ源である．商用電源のノイズ(50Hz)を除去する為にノッチフィルタを用いる．

前段の回路でノイズを除去する計装アンプを挿入しているが生体計測では十分でないケースも多いため，ノッチフィルタが必要である．

次に，ボルテージフォロワ(Voltage follower)に入力する．ボルテージフォロワは信号増幅をするために用いる訳ではない．ボルエージフォロワはインピーダンス変換のために用いられる．生体信号を計測する際に電極と肌の間にインピーダンスが生じてしまう．そのため，インピーダンスの低い回路を接続してしまうと信号が分圧してしまう．そのため入力インピーダンスの大きいオペアンプを用いることで信号が分圧されない．またオペアンプの出力インピーダンスはとても小さいため，入力された電圧をそのまま出力することができる．

その後，心電図の信号以外は不要なのでローパスフィルタをかけて，心電図の信号増幅のために２段の反転増幅器に入力をする．

また，実際の心電図計測において計装アンプのみではノイズを除去しきれないことが多い．この原因として，入力する信号の非対称性であると考えられる．この非対称性は２つの電極間のインピーダンス差が関係していると考えられる．そこで著者らは DRL(Driven-Right-Leg)回路の利用を検討している．DRL 回路[7]は入力信号の差分を取り出して反転増幅回路に入力し，再び体に信号を戻すことで計装アンプに入力される信号のノイズを除去できるものである．また Ko Keun Kim ら[8]が体に直接電極を貼らずに布を介した状態でも DRL 回路は動作することが報告されていることから著書らが考える回路においても有効であると考えられる．

４．今後

可変構造をもつ容量性電極を使った心電図計測システムを構築し，さらには実応用として，心電図計測のみならず，それを利用した個人認証，熟睡度合いや眠気の推定等を考えている．また，無線給電に向けた電極構造の検討も視野に入れている．

５．参考文献

1) 厚生労働省，「平成 27 年　人口動態統計月報年計(概数)の概況」
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/geppo/nengai15/dl/gaikyou27.pdf>

2) 塩澤　成弘，テキスタイル電極による心電図計測，生体医工学，2016;54(3):135-138.

3) 植野　彰規，古沢　洋一，星野　洋，石山　陽事，布を介した電極からの容量性電極結合に基づく心電図導出，電学論 C，2004;124(8):1664-1671.

4) 松尾一矢，向井利春，加藤陽，郭士傑，柔軟面状触覚センサを用いた呼吸と心拍の無拘束計測，日本機械学会論文集 2015;81(826):1-12.

5) TobiasWartzek，Benjamin Eilebrecht，　Jeroen Lem，Hans-Joachim Lindner，Steffen Leonhardt，　Marian Walter，ECG on Road: Robust and Unobtrusive Estimation of Heart Rate，IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING，2011;58(11):3112-3120

6) 牧川方昭，吉田正樹，南部雅幸，塩澤　成弘，岡田志麻，ヒト心身状態の計測技術－人に優しい製品開発のための日常計測－，コロナ社，2010，109-112

7) Bruce B. Winter, John G. Webster, Driven-Right-Leg Circuit Design, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, 1983; BME-30(1):62-66

8) Ko Keun Kim, Yong Kyu Lim, Kwang Suk Park, Common Mode Noise Cancellation for Electrically Non-Contact ECG Measurement System on a Chair, Proceeding of the 2005 IEEE,5881-5883.

AE信号処理を用いた膝関節の異常検出に関する研究

イスラム　カーン　○楠本　将人　　中村　勇貴
佐賀大学　工学系研究科　先端融合工学専攻
佐賀県佐賀市本庄町1番地

1.　はじめに

膝関節は骨，軟骨，筋肉，腱，靭帯からなる人体でもっとも大きな関節の一つであり，歩行や方向転換，その他多くの動作を，痛みを感じることなく行うことができる．

膝関節の病気の代表例として，変形性膝関節症(OA)がある．症状としては，膝関節を動かすときに伴う痛みや膝関節が腫れるということが挙げられる。変形性膝関節症の原因として，膝関節の軟骨や半月板の変性・磨耗による荒廃と軟骨および骨の新生，増殖による骨の変形が挙げられる[1]．現在では，この変形性膝関節症の診断方法としてX線やMRIを用いた診断方法が一般的である．これらの検査方法では，ごく少量ではあるが放射線をあてなければならないことや設備が大きくなること，また静的な画像しか取ることができないことが欠点として考えられる．

膝関節を動かす場合にも，関節内部からAEが発生している[2]．このことから膝関節にAEセンシングを用いると，膝関節にエネルギーを与えずに膝関節状態の分析を行うことができると考えられる．またX線やMRIを用いた検査とは異なり，膝関節を動かしながら検査を行うので，関節の動きや歩行状態の分析などを行うこともできると考えられる．さらには検査装置を小さくすることができ，検査設備を比較的簡単なものにできる．そこで，AE手法を用いた膝関節の異常検出が可能であるか検証することを本研究の目的とした．

2.　AE技術

近年，一般的にAEセンシングは材料などの非破壊検査などに用いられている手法である．たとえば，構造物の異常を非破壊で検査する際に広く用いられている．これは材料内部から発生するAEをAEセンサで検知し，その波形を分析することで材料内部の状態を検査する方法である[3]．

AE（アコースティック・エミッション）とは「材料が変形したり亀裂が発生したりする際に，材料が内部に蓄えていたひずみエネルギーを弾性波として放出する現象」である．この弾性波を材料の表面に設置したAEセンサで検出し，信号処理を行うことにより材料の破壊課程を評価する手法がAE法である．簡単な例として，地震が挙げられる．ただし，地震とAE現象では違いがある．地震は発生源の規模が大きく，地震波の周波数帯が数Hzという低い周波数成分からなるが，AE現象では数MHzにも及ぶ高い周波数成分を持つため，地震では規模や振幅の大きさを身体で感じることができるが，AEでは耳で聞くこともできないのが一般的である[4]．検出されるAE波形には，主に最大振幅，立ち上がり時間，持続時間，カウントの4つのパラメータがある．また，ノイズを取り除くためにある一定の値をしきい値として任意に設定する．

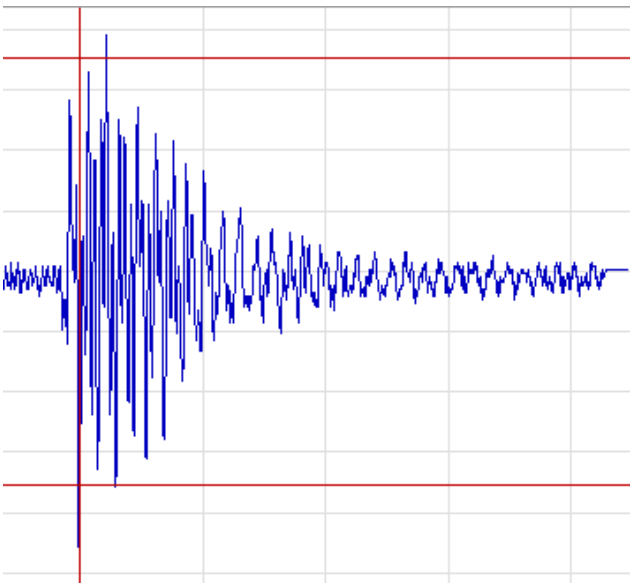


図1　AEの波形

3.　実験方法

3.1　実験装置

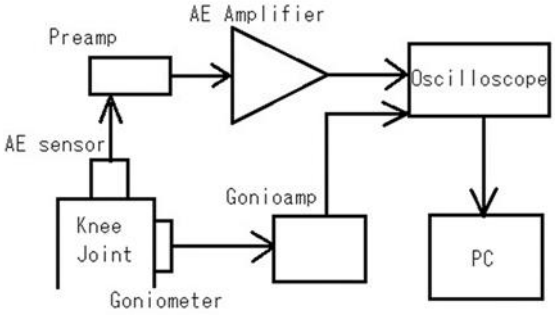


図 2　実験装置簡易図

実験装置は AE 波を電気信号に変換する AE センサ, 前置増幅器（プリアンプ）, 主増幅器（メインアンプ）および波形解析装置から構成されている. AE 信号は非常に微弱なためアンプにより 50dB 増幅されて解析装置(オシロスコープ)に入る. それと同時にゴニオメータで角度を計測する. オシロスコープで AE 信号がでたとき自動的にその瞬間の波形を記録する機能を使って AE 波形を記録する. それと同時にゴニオメータの波形も記憶されるので, パソコンで整理し角度を出す. 上図に実験装置の概要を示す.

3.2　実験動作

本実験では，被験者は膝関節が 90 度になるように高さを調節した椅子に座り，立ち座りの運動を行う．このとき，立ち座りの速度は被験者が行いやすい速度で行うことにする．初めに膝関節を 90 度にし，座っている状態から始まるものとし，立ってから座るまでを 1 サイクル，3 サイクルを 1 セットとし，1 セットの中でデータを取得する．1 セットの途中でデータが取得できた場合は，その時点で立ち座りを止め 1 分間休憩した後に実験を再開する．1 セットの動作の中でデータが取得できなかった場合は 1 分間の休憩をした後に実験を再開する．1 サイクル目から 3 サイクル目の座った状態から立ち上がる動作の中でそれぞれ 5 個，1 サイクル目から 3 サイクル目の立ち上がった状態から座る動作の中で

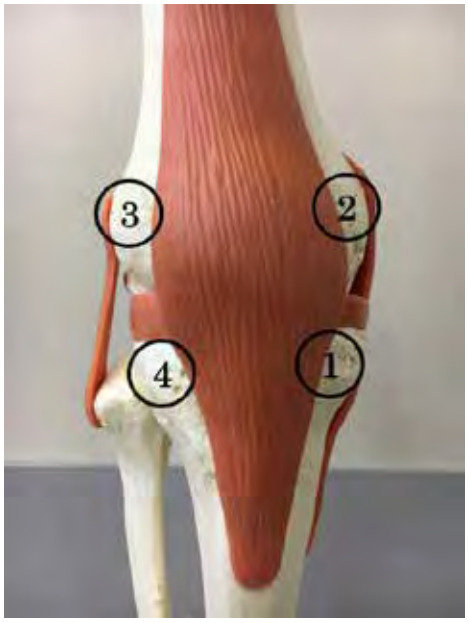


図 3　AE センサの取り付け位置

それぞれ 5 個のデータを取得し，最大 30 個のデータを取得する．また，できるだけ多くのサイクル時のデータを集めるためにデータが 5 個そろえば，それ以上のデータは取得せずに流すこととする．データが 30 個取得できない場合は，40 セットで打ち切りとする.

3.3　AE センサ，ゴニオメータの取り付け

AE センサは図 3 に示されている場所に 4 つ取り付けるものとする．図 3 は右膝の伸展時の前面からの図である．図 3 に示す通り，膝関節内側の下側のセンサをセンサ 1，その上のセンサをセンサ 2，外側の下側のセンサをセンサ 3，その上側のセンサをセンサ 4 とする．AE センサは膝関節の比較的肉が少なく骨に近い場所につける．肉つきのいいところや筋肉があるところでは，AE 信号がうまく拾えないためである． AE センサの固定には. 太さ約 50 ㎜の伸縮性医療用テープを使用し，肌と密着するようにカップリンググルを使用する．また十分にセンサを押さえつけた状態でセンサを固定する．またゴニオメータは図 3 に示すように，足の側面に両面テープで固定し，AE データが取得できたときの膝の角度を記録する.

3.4　被験者のグループ分け

実験は, 膝関節に痛みを感じたことがなく一度も

病院に掛かったことが無い 20 代, 40 代, 60 代の人たちと, 膝に病気を持っている人たちのグループを対象に行った. それぞれのグループは表 1 に示すように分類した.

表 1　グループ分類

年齢別グループ		文字名
20 代		A
40 代		B
60 代		C
病院	OA	D
	半月板損傷	D'

4.　実験結果

今回の実験では, 発生率, 最大振幅, AE が発生したときの膝角度について着目した. 上記の 3 つの結果を次に示す.

発生率は次の式(1)で定義した.

$$\text{発生率} = \frac{1\ \textit{サイクル目の合計のAEデータ}}{1\ \textit{サイクル目のデータが揃うまでに行った屈伸回数}} \quad \cdots (1)$$

表 2　グループ別平均発生率

グループ	A	B	C	D+D'
平均発生率[%]	39.7	53.5	69.5	76.7

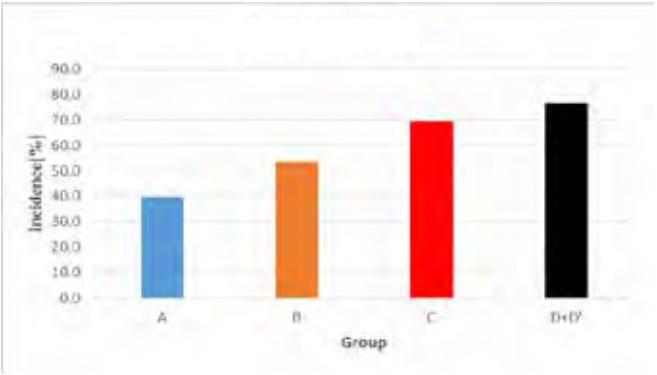


図 4　グループ別平均発生率

表 3　グループ別平均最大振幅

グループ	A	B	C	D+D'
平均最大振幅[dB]	74.1	75.1	79.7	75.4

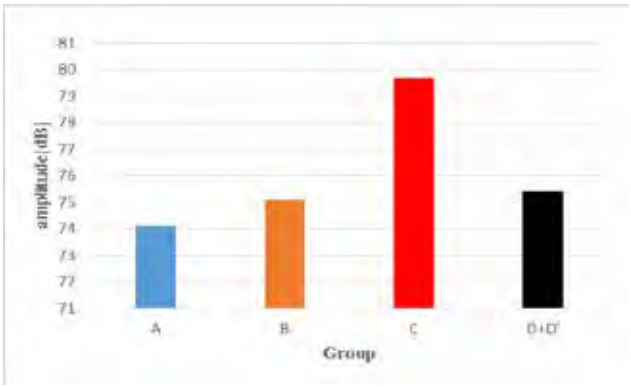


図 5　グループ別平均最大振幅

表 4　被験者 D8 の範囲別発生率

角度範囲　[°]	発生率　[%]
90-60	12.5
60-30	12.5
30-0	75.0

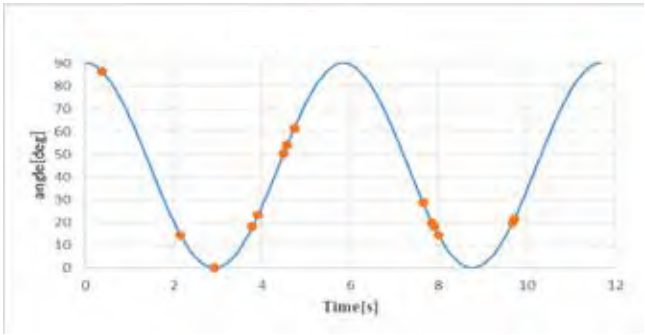


図 6　被験者 D8 の角度分布図

表 5　被験者 D'1 の範囲別発生率

角度範囲　[°]	発生率　[%]
90-60	61.5
60-30	30.8
30-0	7.7

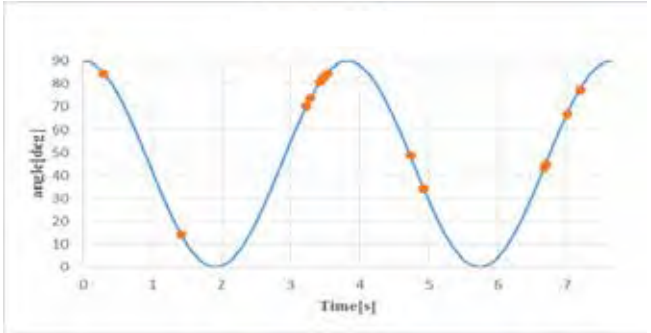


図 7　被験者 D'1 の角度分布

表 2，図 4 はグループごとに(1)式の発生率を平均した結果を示す．表 3，図 5 はグループごとに発生した AE の最大振幅を平均した結果を示す．表 4，図 6 は被験者 D8 の AE が発生した角度分布図と角度範囲別の発生率を示す．表 5，図 7 は被験者 D'1 の AE が発生した角度分布図と角度範囲別の発生率を示す．表 2，図 4 からは年齢が増加するほど発生率は大きくなり，膝に問題があるグループが最も大きいことがわかる．表 3，図 5 からは年齢のグループが上がるにつれて最大振幅が大きくなっていることがわかる．一方で膝に問題があるグループの最大振幅はグループ C よりも小さいことがわかる．表 4，図 6 からは被験者 D8 は膝角度が 0-30° の範囲に AE の反応が集中していることがわかる．表 5，図 7 からは被験者 D'1 は膝角度が 60-90° の範囲に AE の反応が集中していることがわかる．

5. 考察

今回着目した発生率, 最大振幅, AE が発生したときの膝角度の結果から AE 信号処理を用いた膝関節の異常検出は可能であると考える．実験結果からは 4 つのグループ間において差異が存在する事が確認できる．

表 2，図 4 からは年齢のグループが上がるごとに発生率が増加し膝関節に問題があるグループ D+D' が最も高くなっている．年齢が上がるほど発生率が増加するのは，一般的に膝関節は年齢の増加とともに摩耗していくため年齢が高い人ほど膝関節の状態が悪くなるためだと考えられる．またグループ D+D'が最も高くなるのは実際に膝関節に異常があるためだと考えられる．

表 3，図 5 からは年齢のグループが上がるごとに平均最大振幅が大きくなっている．平均最大振幅が大きくなるのは年齢の増加とともに関節の軟骨がすり減っていくため，滑らかな膝関節の動作にならないためだと考えられる．

AE が発生したときの膝角度の結果からは，損傷箇所の推定が可能であると考えられる．実際に膝関節に問題のある被験者であるため X 線や MRI の画像データを基に損傷箇所がわかる．実際の損傷箇所から膝関節がどの角度で損傷箇所が接触しているのかわかる．実験結果から，損傷箇所の角度で AE の発生が集中しやすいことがわかった．

以上の結果から，発生率，最大振幅，AE が発生した角度の 3 つの視点から膝関節の異常検出は可能であると考える．

6. おわりに

本稿では，膝関節に AE センシングを用い，グループ別に AE パラメータを比較することで，膝関節の異常検出の可能性について言及した．この技術が確立すれば，AE センサを取り付け，簡単な立ち座りの動作をするだけで，膝関節の診断が可能になると考えられる．また，AE 信号処理を用いた膝関節診断装置は X 線や MRI などといった，大きな設備や放射線を当てる必要が無く，動的な検査で診断を行うことが可能となる．しかし本実験ではグループ A が 10 人，グループ B が 14 人，グループ C が 16 人，グループ D が 12 人，グループ D'が 11 人と比較人数が少ないため，判断基準を作ることは難しい．そのため，今後は比較人数を増やし，より多くデータを集めることが正確な判断基準を作るために必要があると考える．

7. 参考文献

1) 立花　陽明：変形性膝関節症の診断と治療，第 20 巻 3 号, 236, (2005)
2) Tawhidul Islam Khan, Harino Yoho, "Integrity analysis of knee joint by acoustic emission technique", J. Multimodal User Interfaces (Springer), Vol. 10, Issue 4, pp 319-324, (2016)
3) V. Baranov, E. Kudryavtsev, V. Schavelin, Acoustic Emission in Friction, Elsevier, (2007)
4) 水谷 義弘：アコースティック・エミッション試験 I，日本非破壊検査協会，(2006)

視線検出デバイスを用いたマルチコプタの操作システムの簡素化と操作性の検討

Simplification and Study on a Control System of a Multicopter Using an Eye-Tracking Device

○安達　佳仁*　　甲斐　義弘*
Yoshihito Adachi　　Yoshihiro Kai

*東海大学　Tokai University

概要

本研究では，四肢不自由な患者の QOL 向上のために，患者が新しい情報の獲得の機会や余暇活動の 1 つとして，マルチコプタに搭載されたカメラの映像を見ながら眼球運動で操作を行う，視線検出デバイスを用いたマルチコプタの操作システムを提案してきている（以後，旧システムとする）[1]．この操作システムはまず，マルチコプタに搭載されたカメラの映像をモニタに表示する．そしてモニタを見る眼球の動きを視線検出デバイスを用いて検出し，マルチコプタの操作を行う．このシステムは眼球運動のみでマルチコプタを操作させることが可能であり，四肢不自由な患者がマルチコプタの操作を行うことが可能であると考えられる．

マルチコプタの機体座標系を図 1 に，旧システムのモニタ上の操作画面を図 2 に示す．旧システムではマルチコプタのスロットル・エルロン・エレベータ・ラダー操作全てを眼球運動で行っていた．そのため操作が複雑となり，意図したとおりに機体を操作することは困難であった．

そこで本報告では，視線によるマルチコプタの操作を旧システムよりも容易にするために操作システムを簡素化する（以後，新システムとする）（図 3）．そして操作システムを簡素化したことでマルチコプタの操作が容易になったか否かを実験により検証し，旧システムと新システムとの比較と操作性の検討を行う．

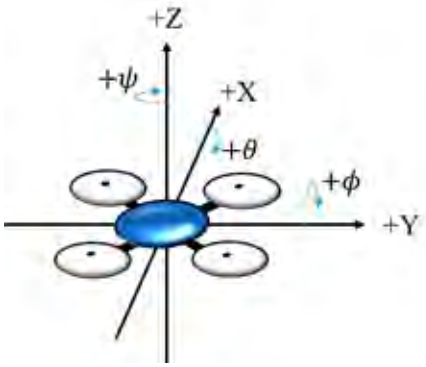


図 1 マルチコプタの機体座標系

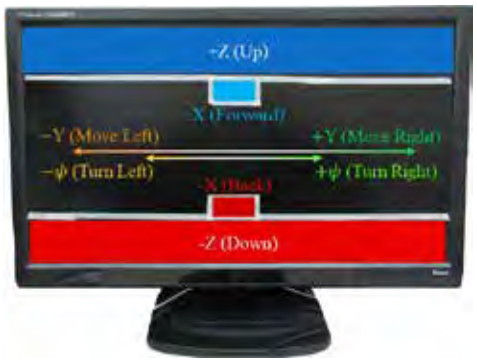


図 2 旧システムのモニタ

図 3 新システムのモニタ

参考文献

[1] Yoshihito Adachi, Yoshihiro Kai, “A UAV System Using an Eye-Tracking Device”, ICMDT 2017 The 7th International Conference on Manufacturing, Machine Design, and Tribology, (2017), pp.253

住居における床振動情報を用いた日常生活動作時の居住者の歩数抽出及び部屋特定アルゴリズムの開発

Development of Counting Steps and Room Identification Algorithm of Daily Living for Resident Using Information of Floor Vibration in the House

○佐々木美緒[1]，Tripette Julien[1]，才脇直樹[2]，元岡展久[1]，太田裕治[1]
1.お茶の水女子大学，2.奈良女子大学
○Sasaki Mio[1],Tripette Julien[1],Saiwaki Naoya[2],Motooka Nobuhisa[1] and Ohta Yuji[1]
1.Ochanomizu University,2.Nara Women's University

1. 研究背景・目的

現在，最も身近な健康管理を行う機器として歩数計が広く利用されている．これまでは単純に歩数を測定するだけであったが，今では体重・性別等の情報を入力することで運動消費量や歩行距離を表示するなど多機能化している．また，近年スマートフォンのアプリやウェアラブルデバイスに歩数計の機能を備えたものが開発され，世界中で利用されている[1]．これらの機器は屋外では意識的に装着することが可能であるが，住居内においては装着すること自体にストレスを感じる，さらに装着を忘れるといった問題点が挙げられる．

先行研究では，実験住宅 OchaHouse において，歩行時における床振動情報を利用した歩数抽出アルゴリズムの開発に成功したと報告されている[3]．このアルゴリズムでは歩行時のみの歩数抽出が可能であるため，本研究では従来の歩数計とは異なり身体に非侵襲であり，住居内での日常生活動作時における歩数抽出及び居住者の位置特定が可能なアルゴリズムの開発を目的とする．

2. 開発

2.1. 実験住宅 OchaHouse

本研究は住居内での利用を想定しているため，実験は実験住宅 OchaHouse(以下，OchaHouse)で行った．OchaHouse とは，「お茶の水女子大学ユビキタスコンピューティング実験住宅」のことである．

図 1　実験住宅 OchaHouse

住環境へのコンピューティング技術の導入や，Real　Life 生体計測技術の実証実験を目的に，2009 年 3 月に大学敷地内に建造された[2]．

2.2. 加速度計設置

本研究では加速度センサ(PV-87，リオン株式会社製)を床面に設置した．加速度センサの寸法 24(Hex)×30.5(H)であり，測定周波数範囲は 1~3000(Hz)である．設置位置は，OchaHouse のリビング，キッチン，洗面所・浴室，ダイニングルームの各部屋に 1 つずつ計 4 か所設置した．この設置位置により，測定可能な範囲を図 3 に示した．

図 2　加速度計設置位置

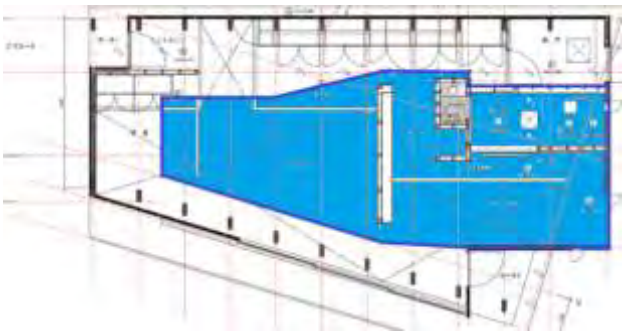


図 3　測定範囲

2.3. 部屋特定アルゴリズム

2.2 において床面に設置した各加速度センサから得られる床振動データから，日常生活動作時での居住者の位置を部屋単位で検知するため，床振動データより特定することが可能なアルゴリズムの開発を行った．開発環境は MATLAB(2015 b)を用い，リビングルーム，キッチン，洗面所・浴室，ダイニングルームの計 4 か所に設置した加速度計のうち，各時間に最大振幅を計測した加速度計の位置を振源位置とし，生活者のいた部屋と特定できるよう構成した．すなわち，リビングルーム，キッチン，洗面所・浴室，ダイニングルームの判別が可能である．

2.4. 歩数計測アルゴリズム

居住者の部屋単位での位置特定に加え，2.2 において床面に設置した各加速度センサから得られる床振動データから，日常生活動作時での居住者の動作に伴う歩数を床振動データより抽出するためのアルゴリズムの開発を行った．開発環境は同上である．

各部屋に設置したそれぞれの加速度計から得られた加速度データを合成し，これに 2 次のバターワースフィルタ処理を行ったのち，加速度値のピークをカウントする．ピークの判定には 2 種類の閾値，MinPeakHeight（以下，MPH）と MinPeakProminence（以下，MPP）を使用した．

ここで歩行時とは，進行方向に対して平行でかつ前方に足を踏み出す時と定義する．

3. Ochahouse 内での日常生活動作実験

OchaHouse において日常生活動作実験を行った．本実験の目的は，1 つ目に歩行時を含め，日常生活動作を行っている際に本研究で開発した部屋特定アルゴリズムが有効であるか検証する．2 つ目，床振動情報に基づいた歩数抽出と従来製品の精度を比較する．3 つ目に，歩数抽出アルゴリズムにおいて使用する最適な閾値を検討する，である．

図 4　行動を行った位置

被験者は成人女性 8 名(22.1±0.9 歳)で，起床から始まりトイレ，歯磨き，着替え，朝食の準備，朝食，お皿洗い，コートを羽織る，家を出る，の順番に行動した際の床振動を計測した．

従来の歩数計と歩数比較を行うため腕部に Actigraph Link(GT9X, Actigraph 社製)とウェアラブルデバイスの Fitbit alta(FB406，Fitbit 社製)，Mi band 2(XMSH04HM，Xiaomi 社製)，また腰部にオムロン活動量計(HJA-750C，オムロンヘルスケア株式会社製)と Actigraph Link(GT9X，Actigraph 社製)を装着した．

すべての被験者の加速度データから，部屋特定アルゴリズム及び歩数計測アルゴリズムを用いて，被験者の部屋特定と歩数計測を行った．

歩数計測アルゴリズム中のピーク判定に用いる閾値は閾値①が MPH＝0.35，MPP＝0.4，閾値②では MPH＝0.3，MPP＝0.3 と設定した．

4. 実験結果

4.1 部屋特定結果

図 5 に部屋特定アルゴリズムを用いた 1 名の典型的な実験結果を示した．縦軸は被験者が行動を行っていた部屋を表しており，プロットされている点がその時間に被験者がいた位置を示している．実験開始からリビング、洗面所・浴室，リビング，キッチン，ダイニング，キッチン，リビング，ダイニングの順に被験者が移動したことを検知できた．

4.2 床振動情報による歩数検出と従来製品との比較結果

図 6 と図 7 には各従来製品及び歩数計測アルゴリズムより抽出された歩数と実際の歩数との誤差をグラフで示した．図 6 は実際の歩数の内，歩行時の歩数との比較であり，図 7 は歩行時を含む日常生活動作時すべての歩数との誤差を示した．横軸は各従来製品及びアルゴリズム，縦軸は誤差の値である．

従来製品のうち最も誤差が小さいものが腕部に装着した Actigraph であり歩行時の実歩数との誤差が-3 歩で全体の歩数との誤差が-59 歩であった．本研究で開発した歩数計測アルゴリズムでは，歩数の誤差が小さく，歩行時では誤差が 2 歩，その他の行動も合わせた歩数では-24 歩であった．

4.3 MPH と MPP の閾値検討結果

図 6 より，歩行時の歩数との誤差は閾値①では 2 歩，閾値②では 32 歩であった．また，図 7 より全体の歩数との誤差は閾値①では-54 歩，閾値②では-24 歩であった．

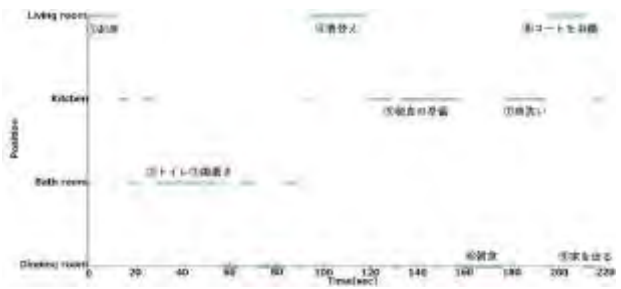


図 5　部屋特定の結果

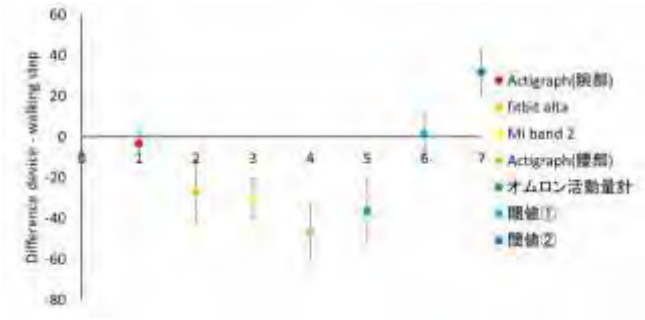


図 6　歩行時の歩数との誤差

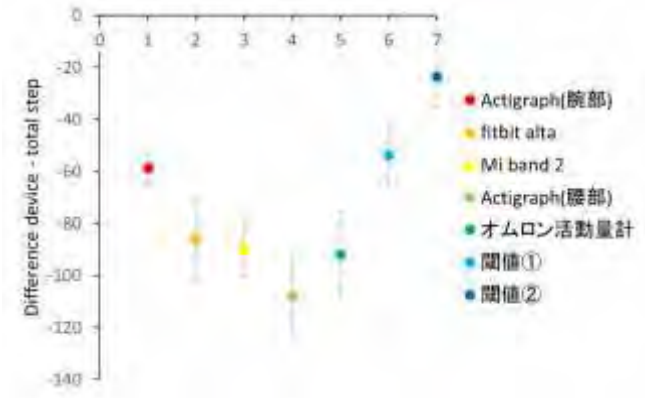


図 7　合計の歩数との誤差

5. 考察

5.1 部屋特定

図 5 より，部屋特定アルゴリズムを用いて特定した部屋は実際に被験者がいた部屋と仕切りがなく隣り合っている洗面所・浴室とダイニングルームを除く部屋では一致しており，歩行時のみではなく日常生活動作時でも，このアルゴリズムが有効であることがわかった．より精度を高めるため，誤検知をする割合が高い洗面所・浴室とダイニングルームにおいてアルゴリズムを改良する必要があると考える．

5.2 床振動情報による歩数検出と従来製品との比較

図 6 と図 7 より，歩数計測アルゴリズムより抽出された歩数と従来製品で計測された歩数，それぞれの実際の歩数との誤差を比較すると，床振動情報を利用して求めた歩数の方が誤差が小さかった．従来の歩数計は加速度センサが内蔵されており，これを人の身体に取り付け装着者の動きに合わせて歩数計が動くことで，この時の振動の速度の差を検知して歩数を計測している．そのため比較的動きが静かな人は振動の速度変位が小さく，歩数としてカウントされないため，誤差が大きくなったと考えられる．

5.3 閾値検討

アルゴリズムにて閾値①に設定した際に歩行時の歩数との誤差が小さくなり，閾値②に設定した際に全ての行動における歩数の合計との誤差が小さくなった．これは，歩行時とその他の動作時で計測される波形の特徴が異なるからであると考えられる．歩行時の歩数との誤差がより小さい閾値①の方が，閾値②よりも最適な閾値だとわかった．さらに精度を高めるため，歩行時とその他の動作時で歩数の抽出方法を分けることで，より正確に住居内での歩数を計測可能なアルゴリズムになると考えられる．

今後，本研究で開発した部屋特定アルゴリズムと歩数計測アルゴリズムを組み合わせることで生活者の行動を判別することが可能なプログラムに応用できると考える．さらに，この行動判別プログラムと生活者の身体情報を結び付けることで，生活者自ら把握・管理することのできる非侵襲ヘルスケアモニタリングシステムの開発につながると考えられる．

6. まとめ

本研究では住居内において歩行時を含む日常生活動作時での身体に非侵襲で歩数抽出及び居住者の位置特定アルゴリズムの開発を行った．

その結果から，開発した部屋特定アルゴリズムが日常生活動作時において有効であることがわかった．また，従来の歩数計と比較して床振動情報を用いた歩数抽出のほうがより精度が高いことが明らかとなった．

参考文献

[1] 総務省,"平成 26 年版情報通信白書"(2014)

[2] Ohta Y, Motooka N, Siio I, Tsukada K, Kambara K. "An approach for real life monitoring in a ubiquitous computing house".Ubiquitous healthcare2009, pp.15-17(2009)

[3] 金子早紀,"住居内歩数計測システムの開発と検証～床振動を用いた歩数抽出方法～",お茶の水女子大学卒業論文(2016)

腹部膨隆により伸張された腹直筋を考慮した妊婦版筋骨格モデルの構築

Construction of a musculoskeletal model of a pregnant woman considering stretched rectus abdominis by an enlarging gravid uterus

○　森野佐芳梨（慶大院），　高橋正樹（慶應大）

Saori MORINO, Graduate School of Science and Technology, Keio University
Masaki TAKAHASHI, Department of System Design Engineering, Keio University

Abstract

Weight gain and stretched and weakens abdominal muscles by an enlarging gravid uterus are remarkable features during pregnancy. These changes elicit postural and movement instability and place strain on various body segments. In general, agonist and antagonist muscles of body segments act simultaneously to increase joint stabilization during human movements. The co-contraction might be well observed in pregnant women because of their unstable body joints. Musculoskeletal models are well used to investigate muscle load. However, very few studies have been conducted on the model for pregnant women. Additionally, it is difficult to estimate the co-contraction of muscles by using musculoskeletal models. Therefore, the purpose of this study is to construct a musculoskeletal model of a pregnant woman. At first, the size and mass of body segment were modeled to meet pregnant women. Simultaneously, stretched abdominal muscle was modeled. Then, the motion analysis of sit-to-stand for a pregnant woman was conducted to compare the difference between the result of constructed musculoskeletal model of a pregnant woman and the muscle activation measured by using surface electromyography. At last, the co-contraction of rectus abdominis and longissimus was estimated from joint torque and EMG data using genetic algorithm.

Key Words

Musculoskeletal model, Biomechanics, Pregnancy

1．　はじめに

妊娠女性の身体には，胎児成長に伴う体重増加と体重心の前下方移動が生じる．さらに，子宮拡大によって腹直筋が引き伸ばされ，筋機能が低下すると言われている．この身体変化は姿勢や動作の安定性低下，ひいては腰椎骨盤帯の疼痛（Lumbopelvic pain: LPP）を引き起こす．LPP は半数以上に発症し，妊娠経過とともに増加し，出産後も継続することから，改善策が求められている．また，LPP は動作中に発現しやすく，特に椅子の立ち座りのような体幹の屈曲伸展を伴う動作が関連することが分かっている．これより，痛みを引き起こさない，身体負荷が小さい動作へ誘導する運動療法的アプローチが LPP に有効であると考えられる．

人の動作においては一般的に，主動筋と呼ばれる筋肉の活動とそれに対する拮抗筋の同時収縮が見られる．例えば，体幹伸展には主に体幹背面の筋が主動筋として活動し，それと同時に拮抗筋である腹直筋の活動も観察される．この相対する筋の同時収縮により，人は関節の安定性を高めている[1)]．妊婦においては，妊娠期特有の身体変化に加えて，関節弛緩により体幹の安定性が低下するため，この同時収縮機構が重要であると考えられる．また，妊娠期の体幹背面筋への負荷増加が LPP の一因であるが，体幹前面の筋活動により背面筋への負荷がさらに増加することになる．これより，運動指導をする際には筋活動，特に筋の同時収縮機構に着目することが重要であると言える．

近年，筋骨格モデルを用いた逆動力学計算により，動作中の筋緊張力を推定する手法が着目されている[2)]．妊娠中の体重増加を考慮した体幹背面の筋活動推定手法も提案されており[3)]，さらに腹部の筋肉伸張等の特徴を追加することで，今後の適用が期待される．しかし，筋骨格モデルの限界として，同時収縮の考慮が困難であることがあげられる．これは，筋緊張力の推定に，できるだけ運動効率の良い運動パターンを選択するため，拮抗筋が活動しない選択がなされることに起因する．実際の筋活動を計測する手段としては筋電図計測があるが，筋電図は筋収縮に伴う電気的興奮の値であり，筋緊張力ではない．一方，筋電図を教師信号として，筋緊張力を求める手法が提案されているが [4)]，この手法は事前に最大筋発揮時の筋電図を計測する必要があり，妊婦のような最大筋発揮が困難な対象には適用が難しい．

これらより，本研究では，特に体形変化が著しく LPP の発症率も高くなる妊娠後期女性を対象に，妊婦版筋骨格モデルを構築する．まず，妊娠後期の女性を対象として，LPP 発現と関連が大きいとされる椅子の立ち座り運動計測実験を実施し，筋電図を計測する．次に，腹部膨隆により伸張された腹直筋および体重心移動を再現した妊婦版筋骨格モデルを構築する．最後に，本研究にて提案した妊婦モデルにより推定した筋緊張力を確認したうえで，動作計測により得られた筋電図データを入力信号とした最適化計算により，矢状面上の体幹屈曲伸展運動における主動筋と拮抗筋の同時収縮を考慮に入れた筋活動の推定する．被験者実験を実施し，提案手法の妥当性を検証する．

2.　椅子の立ち座り運動計測と筋電図計測

提案する妊婦版筋骨格モデルにおいて，体幹部の筋の同時収縮時の筋緊張力推定に必要なデータを得るため，妊婦を対象に椅子の立ち座り実験を行った．実験に先立ち当該研究協力機関の倫理委員会の承認を得たうえで，被験者から実験参加の同意を得た．また，運動計測に影響を与えるような外傷あるいは損傷のないことを確認した．本実験の被験者特性をTable1 に示す．

Table 1　Demographic characteristics of participant

Age [years]	24
Weeks of pregnancy [week]	36
Height [cm]	153
Mass [kg]	50
Experience of childbirth	none

2.1　運動計測

運動計測には，Fig. 1 に示す 3 軸の加速度，ジャイロおよび地磁気センサを組み合わせた慣性センサユニット（IMU: Inertial measurement unit, TSND151, ATR-Promotions Co., Ltd., Kyoto, Japan）を用いた．6 つの IMU を Fig. 2 に示すようにそれぞれ被験者の第 7 頸椎，第 4 腰椎，両側の大腿前面の膝蓋骨直上 10cm 位，下腿前面の外側課上 10cm 位の位置に装着した．これらの IMU より得られた情報を用いて，それぞれ上位体幹部，下位体幹部（骨盤部），左右の大腿部，下腿部の姿勢・動作情報を取得した．センサのサンプリング周期は 100Hz とした．逆動力学計算に必要な床と座面からの反力の計測には，持ち運びが可能な Nintendo Wii Balance Board（WBB; Nintendo, Kyoto, Japan）を 2 台使用し，被験者の足部下および座面上に配置した．動作解析環境としては，Fig. 3 のように座面までの高さを被験者に合わせた椅子を使用し，椅子の前方での立位状態を計測開始肢位とし，スタートの合図とともに被験者は椅子への着座動作を開始し，着座状態で約 10 秒静止した後に立ち上がるという動作を行った．

2.2　筋電図計測

本研究では，妊娠経過に伴い伸張される腹直筋と，体幹の屈曲伸展動作に関与し腹直筋と拮抗関係にある最長筋の筋電図計測を行った．筋電図評価には，Fig. 1 に示すように，IMU と接続することで，計測値を同期することができる生体信号計測用アンプ（SE-C-AMP-H100, ATR-Promotions Co., Ltd., Kyoto, Japan）を使用し，表面筋電図を計測した．先行研究をもとに [5]，皮膚前

Fig. 1　Appearance of sensors for motionanalysis

The left box is IMU. The center box is electromuscular amplifier unit and the right cables are surface electrodes for measuring of electromyography.

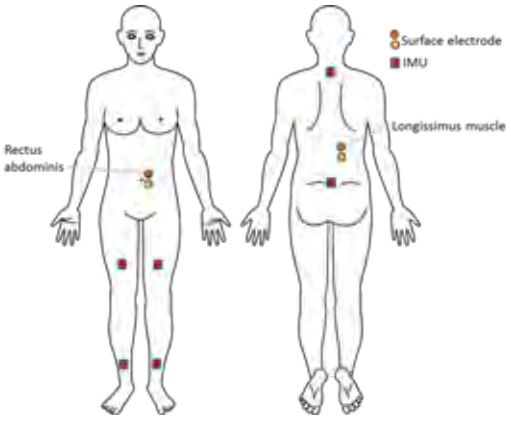


Fig. 2　Experimental setting position of IMUs and surface electrodes

The surface electrodes were placed on the right and left side of the body.

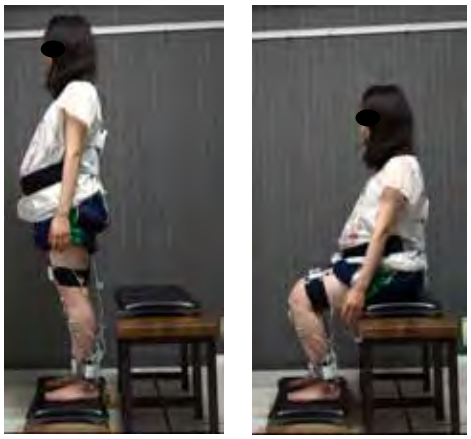


Fig. 3　Experimental situation

処理を行い，両側の腹直筋および最長筋の測定位置にディスポーサブル電極を添付した．サンプリング周波数は 1000 Hz とし，得られた筋活動電位について 50 Hz のノッチフィルタにより電気干渉による影響を除き，20-500 Hz のバンドパスフィルタによりノイズキャンセルを行った後に，全波整流処理を施した．

3.　妊婦版筋骨格モデルの提案

妊婦版の筋骨格モデルの構築には，Biomechanics of Bodies（BoB: Marlbrook (UK) Ltd., United Kingdom）を用いた．BoB は，36 の体節と全身の筋の構成をモデル化した全身版筋骨格モデルソフトウェアであり，MATLAB（The MathWorks Co., Release 2017a, Tokyo, Japan）により運動解析が可能である．この BoB の骨格情報は欧米の成人男性のデータベースをもとに構成されているため，以下の手順で日本人妊娠女性の身体情報を反映するようにモデルの構成を変更した．Fig. 4 に一般成人の筋骨格モデルと妊婦版に改良した筋骨格モデルを示す．

3.1　妊婦版筋骨格モデルの構築

(1)　身体骨格データの変更

初めに，体幹や脚部の各体節の長さと重量を日本人若年女性の平均値に合わせて変更した．体節長に関しては，データベース上の日本人成人女性（20-40 歳）の身体特性情報を用いて [6]，身長に対する各体節長の比率を変更した．重量に関しても同様

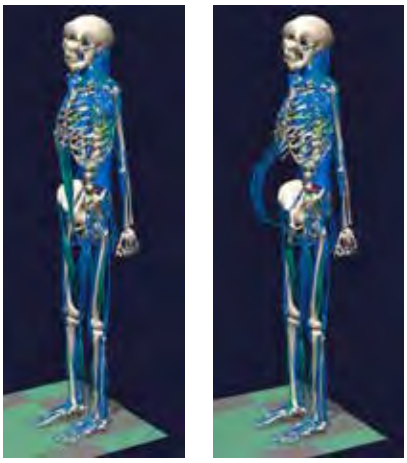


Fig. 4　Musculoskeletal models of average woman (left side) and pregnant woman (right side)

に，日本人女性（19-35 歳）のデータをもとに，全体重における各体節重量の比率を変更した [7]．これにより，筋骨格モデルを運用する際，対象者の身長および体重を入力することで，その体型における日本人女性での平均的な各体節の長さと重量が解析に適用される．

(2) 筋肉モデルの変更

妊娠期の特徴的な筋構成の変化として，胎児成長に伴う腹部膨隆による腹部の筋肉の伸張があげられる．この特徴をモデル化するために，妊娠 26 週から 38 週までの妊婦の体型情報を計測したデータベースの体幹部の計測値を使用し，腹直筋の伸張を仮定したモデルを構成した [8]．これに関しては，26 週から 38 週の妊婦であれば，この平均値をそのまま使用して筋張力を推定することも可能であるが，対象妊婦に合わせて，体幹周径を複数個所に分けて実測することで，その対象者個人に合わせて再度変更することも可能である．

(3) 体重増加分の追加

最後に，妊娠により増加した体重分をモデルに追加した．妊娠後期の妊婦版筋骨格モデルを提案している先行研究では [3]，妊娠中の体重増加の平均値である 10.45kg の増加分をそれぞれ，胸部に 0.95kg，腹部，腕部，脚部に 3.325kg，子宮周りの腹部に 6.175kg 追加することで妊婦の体型を表現している．本研究ではこの各体節への付加分の割合を参考にし，対象妊婦に妊娠前と妊娠経過において増加した体重とを分けて聴取することで，より正確に増加分を表現できるようにした．

3.2 計測データの処理方法

データの解析には，MATLAB を用いた．まず，被験者の身長，妊娠前体重，妊娠後の体重増加分の聴取結果，体幹部の周径計測結果を用いて，3.1 節の方法で妊婦版筋骨格モデルを被験者に合わせて修正した．次に，IMU から得られる角速度・加速度・地磁気データを使用し，Madgwick アルゴリズム [9] を用いて各体節の姿勢・動作角度を算出した．座標の定義は，被験者から見た前方方向を x 軸とした右手系とし，x，y，z 軸まわりをそれぞれロール，ピッチ，ヨーとする．本研究では，体幹の屈曲伸展動作に関与する筋活動に着目するため，ピッチのデータを解析に使用した．具体的には，それぞれのセンサから算出した姿勢角度情報を用いて，床に対する下腿のセンサの角度より足関節，その他のセンサ同士の相対位置関係から左右の膝および股関節，大腿に対する骨盤，骨盤に対する体幹部の角度変化を評価した．これより得られた運動計測結果と，床および座面からの反力を BoB に入力し，筋緊張力を推定した．同時収縮を考慮する以前の腹直筋の筋緊張力推定結果を Fig. 5 に示す．これより，一般的に考えられている通り，妊娠による影響として腹直筋の筋緊張力低下が観察できる．しかし，Fig 6 に示す腹直筋から取得した筋電図波形と比較すると，例えば，椅子から立ち上がる際の体幹を起こす動作（体幹の伸展動作）時に腹直筋の活動が低下しているように算出されており，体幹伸展における主動筋である最長筋に対する，拮抗筋である腹直筋の作用が考慮されていないことが分かる．

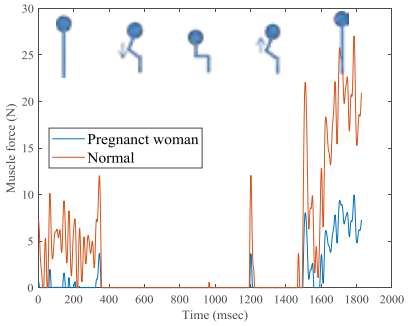


Fig 5. The result of muscle force of rectus abdominal from BoB

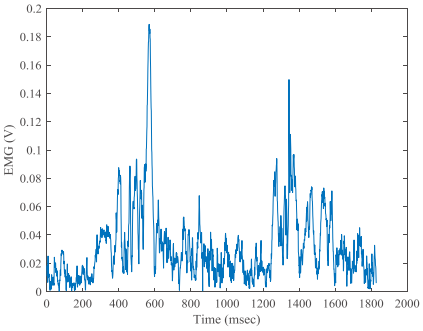


Fig 6. The result of EMG of rectus abdominal

4.　遺伝的アルゴリズムを用いた筋緊張力推定

4.1 筋電図パターンを用いた筋緊張力推定

3.2 節の結果から，現行の筋骨格モデルでは拮抗筋の同時収縮が考慮されていないことが確認されたため，最大筋発揮時の計測を行わずに，筋電図パターンを入力値として最適化計算により筋緊張力を推定した．Oyong らは，最大筋発揮出力が困難な対象者のために，運動計測と身体情報により得られた関節トルクを教師信号とし，その関節トルクが発生する動作中の筋電図パターンを入力値として，遺伝的アルゴリズムを用いた最適化計算により筋緊張力を推定する手法を提案している [10]．この研究では，筋電図パターンから筋緊張力を算出する際に適していると考えられる計算式を複数通り提示し，相関解析の結果を用いて，特に筋

電図から筋緊張力を推定するのに最適である計算式を報告している．本研究では，そのうちの以下の式を採用した．

$$\tau_{est} = x(1).E_i + x(2).E_i^{1/2} \quad (1)$$

τ_{est} = estimated torque
E_i = processed EMG signal
$x(i)$ = associated model parameters

本研究では，次式に示すように式(1)の E_i に腹直筋の筋電図結果 E_{i_RA} を代入したものと，最長筋の筋電図結果 E_{i_LO} を代入したものの和を筋緊張力と定義し，，2 筋の筋電図結果を反映した筋緊張力発揮最適化計算を行った．

$$\tau_{est} = x(1).E_{i\_RA} + x(2).E_{i\_RA}^{1/2} + x(3).E_{i\_LO} + x(4).E_{i\_LO}^{1/2} \quad (2)$$

E_{i_RA} = processed EMG signal of rectus abdominis
E_{i_LO} = processed EMG signal of Longissimus

4.2 筋緊張力推定結果と考察

遺伝的アルゴリズムを用いた筋緊張力推定の最適化計算の結果として，最適化変数は以下に，実際の関節トルクと推定された筋緊張力を Fig. 7 に示す．

$x(1) = 600.1713$，　$x(2) = 0.0101$，　$x(3) = 999.3733$，　$x(4) = 99.9448$

上記の最適化変数を用いて，Fig. 7 において筋力発揮の合計値が大きくなっている 53 秒時点において推定された腹直筋と最長筋の筋緊張力を算出すると，それぞれ 17.9360 N と 292.2617 N となった．つまり，体幹の伸展運動において，拮抗関係にある筋の同時収縮を考慮しない最適化計算では最長筋に対する腹直筋の活動はほぼ無いと算定されていたが，筋電図を用いた遺伝的アルゴリズムによる最適化計算により，本研究対象者では実際には腹直筋も最長筋の約 6.1%の筋緊張力を発揮していると推定された．腹直筋は体幹の関節の安定性を高めると同時に，体幹を屈曲させる方向に働く筋肉である．実際に，今回の検証では上記 53 秒時点では筋の同時収縮を考慮しないモデルにおける最長筋の筋緊張力は 276.4 N であったことから，腹直筋の活動により最長筋への負荷が大きくなっていると推測され，LPP 改善を目指す際に軽視することのできない現象を確認できたと考える．

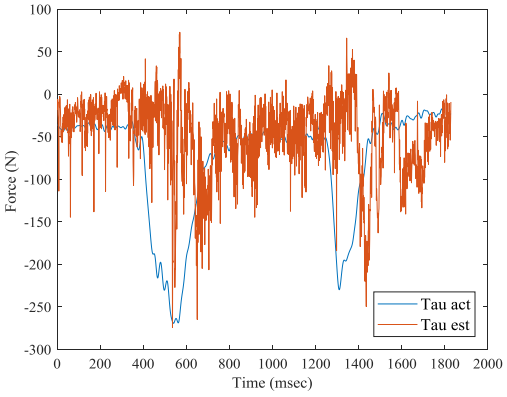


Fig 7. The result of EMG of rectus abdominal

5. 結言

本研究では，腹部膨隆により伸張された腹直筋および体重心の移動を再現した妊婦版筋骨格モデルを用いることで，一般女性とは異なる筋の活動状況を再現できることを確認した．さらに，妊娠を対象とした椅子の立ち座り動作実験から得られた筋電図計測結果を用いて，筋電図を入力信号とした，体幹屈曲伸展運動における主動筋と拮抗筋の同時収縮を考慮に入れた筋活動の推定を行った．今後は，拮抗筋の同時収縮を考慮した妊婦版筋骨格モデルの妥当性を検証した上で，本研究手法の検証事例を増やし，毎回の筋電計測を実施せずとも拮抗筋の同時収縮まで考慮した妊婦版筋骨格モデルを構築することで，LPP 改善を目的とした，有効な動作改善指導の一助になると考える．

謝辞

本研究の一部は JSPS 科研費 JP15J07748 の助成および競輪の補助（28-143）を受けたものであることを記し，謝意を表す．

参考文献

1) Doorenbosch, C. A.; Harlaar, J.; Roebroeck, M. E.; Lankhorst, G. J. Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. J Biomech 1994, 27, 1299-1307.
2) 長谷和徳, SIMM, ARMO, AnyBody による動作解析．バイオメカニズム学会誌 2009, 33, 205-211.
3) Nakashima, M.; Komura, T. An analysis of muscle load on the erector spinae of a pregnant woman. Journal of Biomechanical Science and Engineering 2010, 5, 357-367.
4) Prilutsky, B. I. Coordination of two- and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control. Motor Control 2000, 4, 1-44.
5) Ng, J. K. F.; Kippers, V.; Parnianpour, M.; Richardson, C. A. EMG activity normalization for trunk muscles in subjects with and without back pain. Med Sci Sport Exer 2002, 34, 1082-1086.
6) 生活・福祉技術センター，“人間特性データベース”, http://www.tech.nite.go.jp/human/indexeng.html, (2017/06/06)
7) 松尾彰文，福永哲夫，船渡和男，浅見俊雄，山口孝夫，日本人女性の部分質量と重心位置の検討．体育学紀要，東京大学教養学部体育研究室, vol. 24, pp. 37-54, 1990
8) 森 由紀，木岡 悦子，妊娠後期の衣服設計に関する基礎的研究（第1報）：妊娠後期体型の特徴について．日本家政学会誌 1994, 45, 137-146.
9) Madgwick, S. O. H.; Harrison, A. J. L.; Vaidyanathan, R. Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. Int C Rehab Robot 2011.
10) Arif W., Oyong, S. P., Veronica Lestari Jauw. Robot Assisted Stroke Rehabilitation: Estimation of Muscle force /Joint Torque from EMG using GA. 2010 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering & Sciences 2010, 341-347.

アキレス腱張力計測デバイスの開発と計測方法の検討

Development of measuring device for Achilles tendon force

○川上拓真（芝浦工業大学）　飯村仁一（芝浦工業大学）　滝口理一（芝浦工業大学）
萩原杜子（芝浦工業大学）　山本紳一郎（芝浦工業大学）

Takuma KAWAKAMI, Shibaura Institute of Technology
Jinichi IIMURA, Shibaura Institute of Technology
Riichi TAKIGUCHI, Shibaura Institute of Technology
Moriko HAGIWARA, Shibaura Institute of Technology
Shin-ichiroh YAMAMOTO, Shibaura Institute of Technology

Abstract: Body Weight Support Treadmill Training System using Pneumatic McKibben Actuator (AIRGAIT) has been developed in our laboratory for several gears. The main functionality of the AIRGAIT system is to promote the gait recovery and to improve the locomotion function for patients with spinal cord injury. Previous studies suggested that the loading stimulation to the anti-gravity muscle of the lower limb played a very important role for gait training and ambulatory recovery in spinal cord injury patients. In this paper, we propose a new non-invasive measurement device to estimate the Achilles tendon force (ATF). We compared the ATF calculated from the ankle torque and Lateral stiffness with the measurement value from sensor integrated in the developed device. The results show that the correlation between ATF [N] and lateral stiffness [N/mm] is significant positive. Therefore, it indicated that the developed device has a possibility to estimate non-invasively the ATF.

Key Words: Achilles tendon force (ATF), Body Weight Supported Treadmill Training, Lateral stiffness

1.　背景･目的

脊髄損傷者の歩行機能の回復には，免荷式トレッドミル歩行訓練が有効であると報告されている(1)．さらに機械的に免荷式トレッドミル歩行訓練を行うことを目的とした Driven Gait Orthosis(Lokomat)が開発され，その有効性が報告された．

一方，我々のグループでは下肢装具の動力に空気圧人工筋を用いた免荷式歩行訓練システム(AIRGAIT)(Fig. 1)の開発を進めてきた．アキレス腱は，歩行動作の主動筋として働く下肢抗重力筋の下腿三頭筋に付随している．またアキレス腱は，下腿三頭筋の筋腱移行部近傍に荷重関連の固有感覚受容器として存在するゴルジ腱器官を含む．アキレス腱の張力の増大に伴い，ゴルジ腱器官は受容した腱張力情報を脊髄に送り，脊髄は筋を弛緩させるという下腿三頭筋の収縮を調節する回路が成り立つ．これらの回路からアキレス腱張力情報を知ることにより，歩行動作の主動筋である下腿三頭筋の収縮量の制御が可能になり，歩行動作の制御パラメータとして応用が期待される．しかしアキレス腱張力は，動的状況下での計測が困難であり，先行研究では侵襲的な計測手法が多く，特殊な手術が必要なことから実用化には至っていない(2)．そこでアキレス腱張力を推定し，歩行訓練の処方パラメータとして応用することにより，今後の運動機能障害の歩行訓練に有益な情報をもたらすと考えられる．以前までの研究では，クリップ型デバイスを開発したが，デバイス本体の強度などに関して改善すべき点があげられた．本研究では動的に計測可能で本体の耐久性を高めたアキレス腱張力非侵襲計測デバイスの開発を進めている．

Fig.1 AIRGAIT

Fig.2 Measuring device

2.　計測デバイスの開発

アキレス腱張力(ATF)[N]とアキレス腱の形態的変化を比較し，較正することで ATF を推定する．アキレス腱が張力を発揮した際の形態的変化を計測するため，剛性の指標である Lateral stiffness[N/mm]に着目した．これまで，Lateral stiffness の計測を可能にしたクリップ型のデバイスが試作されているが，持ち手部分の強度が低いことによるデバイスの破損，過度なバネ張力による痛みの発生などの問題点があったため，それらを改善して再度試作を行った．デバイスの持ち手部分から軸の結合部分までをアルミニウムを用いて作成しその他の部分には樹脂を用いて設計を行った(Fig. 2).

3.　デバイス評価実験

3. 1　実験方法

被検者は男性健常者 3 名(年齢 22.7±0.5[year]，身長 176.3 ±4.9[cm]，体重 63.3±6.6[kg])を対象に実験を行った．超音波画像診断装置(ACUSON S2000, SIEMENS 社)とトルクメータ(CON-TREX®MJ, PHYSIOMED 社)を用いて計測を行った．使用したプローブは 18L6(周波数:15.00[MHz]). 計測項目は足関節トルク，アキレス腱とヒラメ筋の筋腱接合部の移動量とした．まず，超音波画像診断装置を用いて，腓腹筋とアキレス腱の筋腱接合部の移動量を 4 つの角度(背屈 10°, 0°, -10°, -20°)で安静時と最大トルク発揮時の計 8 試行の計測を行った．次に，デバイスを装着してもらい 4 つの角度(背屈 10°, 0°, -10°, -20°)でオシロスコープに表示した 0.1Hz の三角波に沿ってトルクを発揮させ，足関節トルク[Nm] (以下 : Ta[Nm])とアキレス腱外幅[mm]と押しつけ反力[N]を計測した．続いて，オシロスコープに 0.2Hz の方形波を表示し瞬発的にトルク（20,40,60[Nm]）を発揮させて，足関節トルクとアキレス腱外幅と押しつけ反力を同様に計測した．ATF は, Ta を足関節中心からアキレス腱の矢状面方向の距離であるモーメントアーム[m](以下 : Ma[m])で除して求めることができる(3)．実験システムを Fig. 3 に示す.

3.2　実験結果・考察

Fig.4 は計測した ATF と Lateral stiffness を比較したグラフである.この結果より ATF の増加に伴い, Lateral stiffness も増加する傾向が示された. 各被検者(sub1, sub2, sub3)における足関節 10[deg]の時の ATF と Lateral stiffness の相関は, r=0.90, 0.96, 0.97 であり高い正の相関を示した. 足関節 0[deg]の時の相関は, r=0.94, 0.96, 0.93 であり高い正の相関を示した. 足関節-10[deg]の時の相関は, r=0.90, 0.89, 0.92 であり高い正の相関を示した.足関節-20[deg]の時の相関は, r=0.73, 0.97, 0.93 であり高い正の相関を示した.

4 つの角度において, 底屈方向への ATF 発揮に伴い Lateral stiffness も増加する傾向を確認できた.この結果より, 横方向のパラメータである Lateral stiffness で ATF を推定できる可能性を示唆した.一方で, 角度ごとに被検者間の ATF と Lateral stiffness の近似式を比較すると, 足関節 0[deg]で近似式の傾きが一致する傾向が見られたが, その他の角度では被検者ごとの傾きが異なる結果を示した. これは,被検者の筋腱接合部の移動量を超音波画像で計測し, Ma を算出しているが, 被検者ごとに移動量が異なり ATF の値に差が出てしまったことが原因だと考えられる.

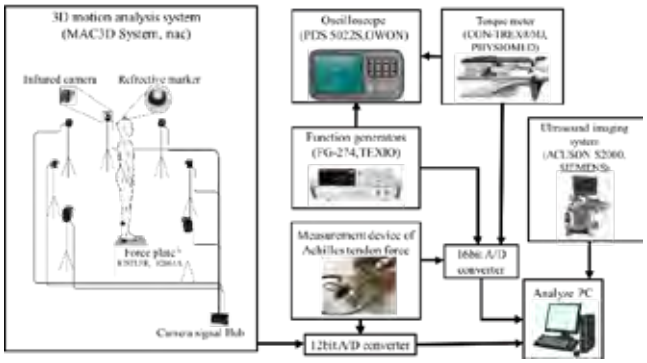


Fig.3 Experimental set-up

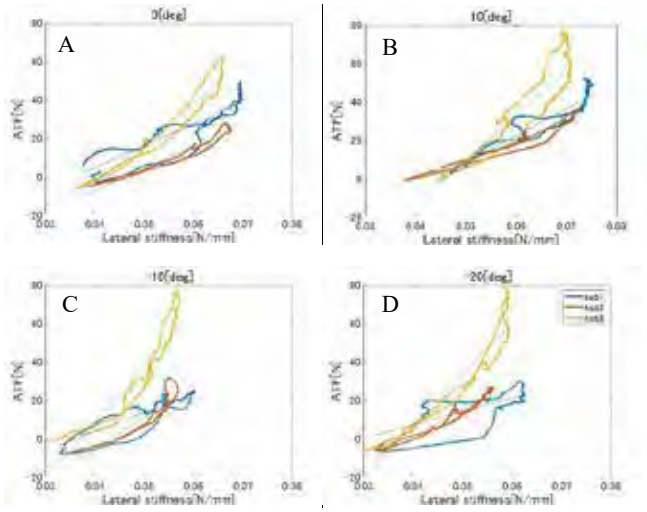


Fig.4　Correlation between Lateral stiffness and ATF each angle

4.　歩行実験

4.1　実験方法

被検者は男性健常者 3 名(年齢 22.7±0.5[year], 身長 176.3±4.9[cm], 体重 63.3±6.6[kg])で行った. 被検者の左右の第 3 中足骨, 外顆, 膝関節中心, 大転子, 骨盤, 肩峰, 踵骨隆起, 計 14 箇所に反射マーカーを貼り, アキレス腱外部腱位置に計測デバイスを装着した. 静止立位を 1 試行, 歩行を 15 試行行った. この際 3 枚のフォースプレートを用意し 1 歩行周期のアキレス腱張力を計測した.歩行は, 被検者を歩行路に立たせ, 4 歩の歩行を行わせ, 2, 3, 4 歩目の足で 3 枚のフォースプレートをそれぞれ踏ように指示した. 計測項目は, 床反力データ, デバイスのセンサ値, 各身体評点のマーカー座標とした. アキレス腱モーメントアームを算出するためには, ヒラメ筋の起始停止位置を知る必要がある. 停止位置は踵骨隆起であるため皮膚上から知ることができるが, 起始位置は腓骨頭に付着しており, 外部からは位置を知ることは難しい. そこで MRI 画像より, 膝関節中心から起始位置までの距離を推定する式を算出し解析に用いた.

4.2　実験結果・考察

歩行時の ATF と Lateral stiffness の典型例を Fig.5 と Fig.6 に示した. 青線が立脚期における ATF と Lateral stiffness の平均値を示しており, 黄色の範囲は標準偏差を示している. Fig. 7 は ATF に対する Lateral stiffness と押しつけ反力の相関関係を調べたグラフであり, Lateral stiffness と ATF の相関は r=0.89, 0.99, 0.98 で, 押しつけ反力と ATF の相関は r=0.88, 0.98, 0.99 であった. この結果より, 押しつけ反力を横ひずみ[mm]で除して Lateral stiffness を算出していたが, ひずみより押しつけ反力に依存していることを示唆した. この原因として,角度センサの分解能が不足しており, ひずみの変化を計測できていなかった可能性が考えられる.

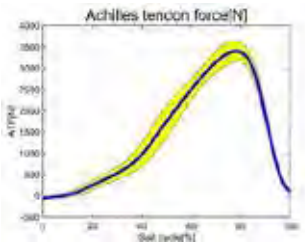


Fig.5 Typical of ATF[N]

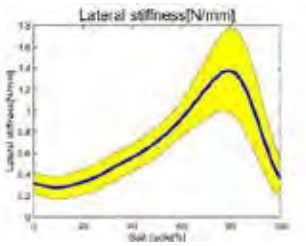


Fig.6 Typical of Lateral stiffness

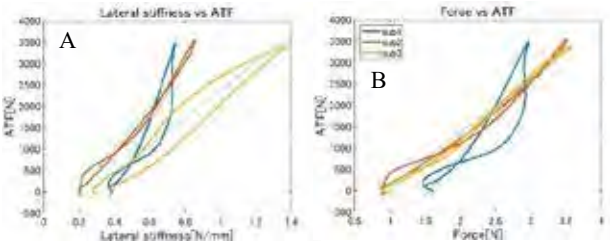


Fig.7 (A)Correlation between Lateral stiffness and ATF
(B) Correlation between Force by loadcell and ATF

5. 今後の展望

今回作成したデバイスに採用した角度センサではひずみの微小な変位を計測できない可能性があった. そのため変位をより精密に計測できるデバイスを開発し, ひずみの変位がアキレス腱張力に及ぼす影響を調査する.

参考文献

(1) Wernig A et al. Laufband therapy based on 'rules of spinal locomotion' is effective in spinal cord injured persons. Eur J Neurosci, 7(4), 823-829, 1995
(2) Komi PV et al, Optic fibre as a ransducer of tendomuscular forces. Eur J Appl Physio, 72(3), 278-280, 1996
(3) Haxton HA et al, Absolute muscle force in the ankle flexors of man, J Physiol, 103, 267-273, 1944

Leap Motionを用いたSIASの上肢遠位テストの評価 ～システム設計の試み～

Evaluation of Distal Upper Extremity of SIAS Using Leap Motion ～System Design～

○大西智也*1（甲南大学大学院自然科学研究科知能情報学専攻）　田中雅博（甲南大学知能情報学部）
Tomoya OHNISHI, Department of Natural Science, Graduate School, Konan University
Masahiro TANAKA, Department of Intelligence and Informatics, Konan University

Abstract: If a person gets a hemiplegia by stroke, body dysfunction due to the motion paralysis often causes. Stroke Impairment Assessment Set (SIAS) is used as a method for evaluating the motor function of such conditions. In SIAS, evaluation can be determined by visual examiner, and the reference is defined. However, the decisions are often different between testers. We are developing a system for body function of SIAS by using depth sensors. To automatize the test, we have created a system to evaluate hand function using the Leap Motion. As the first trial for the test of distal upper extremity of SIAS, the sensor can detect the movement of the hand automatically. Through experimental studies, this system has been shown to yield reasonable scores.
Key words: SIAS, Finger test, Leap Motion, Automatized test, Hemiplegia

1. はじめに

1.1　背景

平成26年度に厚生労働省が行った患者調査によると，脳血管疾患の患者数は約120万人とされている1)．脳卒中になると，身体に麻痺などの後遺症が残る可能性が高くなるため，早期から，身体機能を改善させるためにリハビリを行い，可能な限り後遺症が残らないように，医療スタッフがチームを組み，その対象者の自宅復帰，あるいは社会復帰を目指す．より効果的に介入するためには，リハビリの方針を立てる必要があり，患者の身体機能や家屋環境，社会環境などの評価が重要となる．

上記のアプローチを的確に行うために，身体機能の評価は，非常に重要であり，一つひとつの機能について丁寧な評価が求められる．しかしながら，その多くの評価は，目測や臨床の経験で判断されており，療法士（検者）の主観的要素が多く含まれる．

そこで，センサーなどの機器を用いてリハビリ評価を行うことができれば，評価が正確に，客観的にできると考え，我々はこのシステムの開発を行っている．

1.2　SIAS（Stroke Impairment Assessment Set）

SIASは脳卒中で障害される頻度が高い機能を総合的に評価するシステムとして開発された[2)]．SIASの評価項目は，麻痺側運動機能，非麻痺側運動機能，感覚機能，筋緊張，関節可動域，言語機能，視空間認知，疼痛，などから成り，5もしくは3点満点で評価される．麻痺側運動機能では，あらかじめ決められた簡単な運動課題を行わせ，遂行時間，運動の滑らかさ，課題達成度などを考慮して総合的に検者が判定する．目視による判定・点数化ができるようにあらかじめ基準が設定されている．しかし，その基準は曖昧であり，同一患者の評価判定が検者間で異なる場合がある．そこで，計測と判定を自動化することで，判定誤差のない数値データを得ることができると考える．

1.3　Leap Motion を用いたリハビリや検査

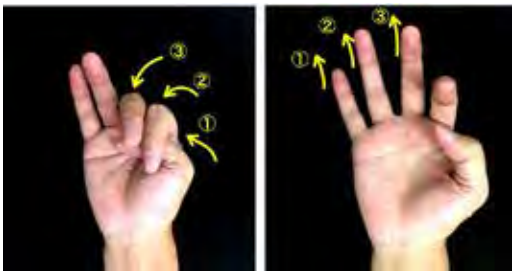
Leap Motionは，サークル，キータップ，スクリーンタップ，スワイプというフリーハンドのジェスチャーを自動的に検出することができるので，手の認証評価として用いられ，医療に関しては脳卒中後のリハビリ治療に用いられており[3)]，手の細かな運動の検出に特化している．ところが，Leap Motionを用いて脳卒中後の手の運動を評価するシステムに関する報告はまだ見当たらない．

そこで，我々は，麻痺側運動機能のテストについて，深度センサーを用いた評価システムの作成を進めている．今回は，Leap Motionを用いて上肢遠位テスト（手指テスト）の評価を自動化するシステムを試作したので報告する．

2. 手指テストの運動と判定

2.1　手指テストの運動

手指テストは，麻痺側と非麻痺側それぞれの手指が分離をして，親指から小指の順に屈曲，小指から親指の順に伸展することで総合的に評価・判定する（Fig. 1）．



Flexion from the thumb　Extension from the little finger

Fig. 1　Finger test

*1 宝塚医療大学保健医療学部理学療法学科

Table 1　Scoring criterion of finger test

判定	内容
0	全く動かない
1A	わずかな動きがある．または，集団屈曲可能
1B	集団伸展が可能
1C	分離運動が一部可能
2	全指の分離運動可能だが屈曲伸展が不十分
3	課題可能．著明なぎこちなさあり
4	課題可能．軽度のぎこちなさあり
5	健側と変わらない．正常

Fig. 2　The state of the hand and posture before evaluation

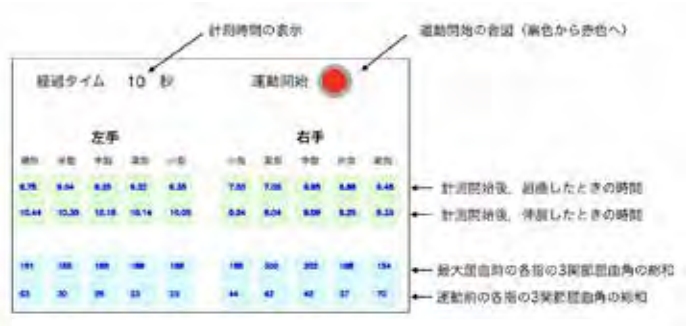


Fig. 3　Display during evaluation

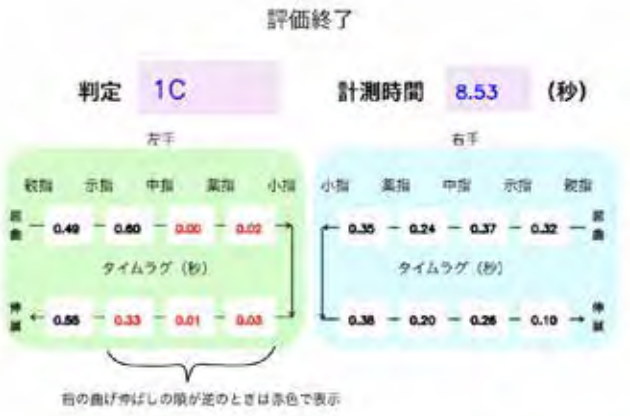


Fig. 4　Display of determination

2.2　判定方法

非麻痺側，麻痺側の順に運動を行い，分離運動，屈曲および伸展運動を観察し，そのパターンに基づいた結果を，0～5の間で判定する（Table 1）．

3．システム

3.1 概要

SIASの手指テストの場合，Table 1を参考にして判定するが，実際の観察のポイントに，手指が適切に曲げ伸ばしできるか，左右同じように協調的な運動ができるか，課題遂行に要した時間が挙げられる．これらの情報について，Leap Motion のSDKで定義されているクラスを組み合わせて[4]，必要なデータを計算するシステムを組んだ．

3.2 Leap MotionのSDK

本研究では，Leap MotionのSDKのクラスやメンバ関数を用いて，取得したフレームから必要な数値情報を主とする．主に使用するクラスは以下のとおりである．

HandListクラス：フレーム内にある手を検出するために用いる．

FingerListクラス：右もしくは左それぞれの5指が屈伸どちらの状態にあるのか，extended関数を用いる．

Boneクラス：左右5指ずつの骨座標を検出，フレーム内に存在する指（骨）の位置や運動を表すのに用いる．

3.3 手指テストとその判定方法

評価を始める前に，検者は運動課題の目的，方法を被検者に説明した上で，システムを起動する．はじめに，麻痺側を入力させるためのメッセージが表示されるので，検者が麻痺側をキーボードで入力（指定）する．次に，5秒の安静状態評価後、SIASのマニュアルに従って，非麻痺側・麻痺側の順に，親指から小指の順に指を曲げ，次に小指から親指の順に指を伸ばす運動をそれぞれ実施するように表示する．ただし，評価時間は30秒間の制限を設ける．

運動課題中は，運動開始の合図，運動中の評価，結果の表示を見せるために被検者にパソコンの画面を見せながら評価を行う．

運動課題の評価方法について，座位姿勢をとり，テーブル上に厚さ20mmの黒いスポンジ製のクッションを敷き，その上に両手を拡げて前腕以遠を置く（Fig. 2）．計測開始を画面で合図し，運動課題を行わせ，非麻痺側および麻痺側の運動終了，あるいは制限時間の30秒経過を自動的に判別して，判定結果を表示する．運動終了は，両側の親指が屈曲位から伸展したとき，あるいは計測時間が30秒を過ぎたときとする（運動が終了すると，自動

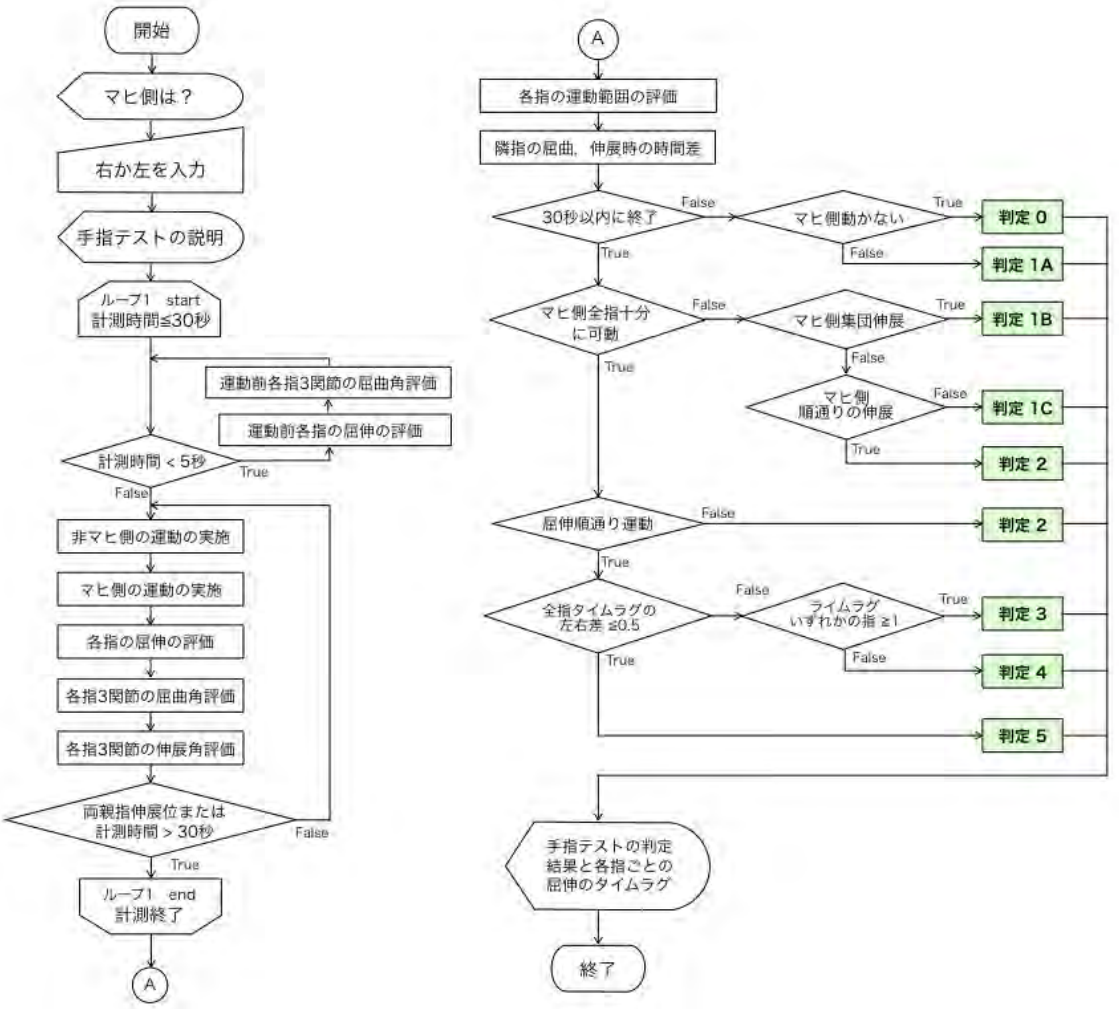


Fig. 5　Algorithm for evaluation of finger test

的に画面が切り替わる）．

その運動課題中，Leap MotionのSDKを用いて，両側5指それぞれの指が伸展位から屈曲した時間, 屈曲位から伸展した時間と，各指の屈曲角度の合計（初期状態と指が最も曲がった状態の屈曲角の合計値）をFig. 3のように表示し，運動が終了後の結果の表示の一例をFig. 4に示す．

判定について，①制限時間（30秒内）に両手の運動が終わったか, ②麻痺側のすべての指の運動範囲は十分であったか, ③各指の曲げ，伸ばしの順は課題指定の通りであったか（例えば，親指，人差し指，中指・・・の順に指を曲げたとすると，親指が曲がったときから，人差し指が曲がったときの時間差, 同様に人差し指が曲がったときから，中指がまがったときの時間差），それぞれ計算する．①～③の条件を満たし，すべての値（屈曲時の4値，伸展時の4値）が，0.5秒以下であった場合を判定5，0.5～1秒の場合を判定4，いずれかの値が1秒以上であった場合を判定3，と定義する．①，②の条件を満たすが，③の条件を満たさなければ，判定2，①の条件を満たす場合，各指の曲げ，伸ばしの順は課題指定の通りだが, 曲がる角度が非麻痺側よりも小さいときは判定2，各指の曲げ，伸ばしの順はばらつくとき判定1C，伸ばすときすべての指が同時に伸びるとき判定1B，①の条件も満たさない場合で指の屈曲運動のみであれば判定1A，全く動かなければ 0と定義する（Fig. 5）．

4. 実験

4.1 目的

Leap Motionを用いた手指テストの判定までのプログラムについて, 健常成人を対象に動作確認を行うこととした．

4.2 倫理的配慮

本研究は甲南大学研究倫理審査委員会の承認を得て行っている（承認番号：17-04）．

4.3 実験方法

対象は，健常成人6名とした．対象者には左片麻痺患者（左側が麻痺）の手指の動きを想定して，以下の課題を実施させた．

Table 2　Experimental result

対象者	条件1 (4,5)	条件2 (1B, 1C, 2)	条件3 (0)
A	5	1B	0
B	5	1B	0
C	5	2	0
D	5	1B	0
E	5	2	0
F	5	1C	0

（ ）内は課題の条件ごとに予想した判定

条件1:麻痺側は非麻痺側と同程度動かすことができる，
条件2：運動範囲が小さく指をスムーズに運動できない（動かし方は任意とした），
条件3：全く動かない，
という運動能力条件を与えて運動の評価を行った. そのときの判定結果について，条件1では，4もしくは5，条件2では1B，1C，2，条件3では0になると予測した.

4.4　結果と考察

今回作成したシステムで評価を実施し, それら結果はFig. 4（一例）のように示された．対象者A～Fが実施した条件1，条件2，条件3の課題の評価結果をTable 2に示す．全条件1では，全対象者の評価が「5」，条件2では，「1B」が3名，「1C」が1名，「2」が2名，条件3では，全対象者の評価が「0」であった.

今回の実験では，手指の運動内容を評価し，自動的に判定画面を出力することが確認できた．SIASの手指テストの判定には，分離運動や協調性，運動パターンといった，質的な変化をもとに判定しなければならない．システムを作成する中で，2～1Bの間の判定までのアルゴリズムは様々なパターンが考えらえた. 今回作成したアルゴリズムには，指の屈伸状態から，各指が順番どおりに曲げ伸ばしできたかどうか, 判定条件とした. よって，一つでも順番が異なれば, 判定結果が厳しくなるアルゴリズムであったと考える.

一方，Leap Motionは2基の赤外線カメラで撮影し，画像解析によって，3D空間の手や指の位置を割り出すため, 撮影環境によっては, 手が認識されない場合もある. さらに, 今回のシステムの対象者は, 片麻痺患者であり，

手の置き方，カメラと手の距離，手を置く台材の選定を行ってきたが，これらが適切かは，前者とあわせて再検討する必要がある.

本研究では，SIASの手指テストを自動で判定するシステムを作成することはできたが, 実際に行った手指の動きがリハビリの専門家の判定と一致するかどうかは明らかではない. 今後は, テスト時の手の運動を同期して撮影し, 実際に手指の運動のパターンとシステムの判定結果が一致するようにシステムを改良しなければならない.

5. まとめ

本研究では，Leap Motionが自動で検出する指や手のデータを取得し，SIASの手指テストの評価への応用を試みた．その結果，Leap Motion のSDKで定義されているクラスやメンバ関数を用いて，運動時間の計測，指の分離運動，あるいは協調的な運動の判定を各指の屈曲・伸展の状態を時間で求め, 評価終了後に手指テストの判定を表示できるようになった.

今回用いたLeap Motionは，手や指の情報を検出するためのクラスのほか, 様々なクラスがある. これらを活用しながら, より正確にできる手指テストの判定システムを完成させたい．また，他のセンサーを使ってSIASに含まれる他の評価の自動化も試みる予定である.

謝辞

本研究の一部は，JSPS科研費(16K01581)，平成29年度私立大学等経常経費補助金「大学間連携等による共同研究」の補助によって実施された.

参考文献

1）厚生労働省，平成26年患者調査の概況. http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/14/dl/05.pdf. 2017年7月4日アクセス.

2）千野直一，椿原彰夫・他　編著，脳卒中の機能評価—SIASとFIM「基礎編」，pp. 40-71，金原出版，2012.

3）M. Khademi, L. Dodakian, *et. al.*, “Free-hand interaction with leap motion controller for stroke rehabilitation,” in Proceedings of the 32nd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI EA ’14), pp. 1663–1668, ACM, New York, NY, USA, May 2014.

4）C++ SDK Documentation. https://developer.leapmotion.com/documentation/cpp/index.html. 2017年7月17日アクセス.

BJAS により計測した膝関節屈伸信号の定量化

Knee Bending Signal Measured Quantitatively using a Bone-Joint Acoustic Sensor

○ 長尾光雄（日本大学）　菊地 達彦（日本大学大学院）　Kim Youngho （延世大学）
見坐地 一人（日本大学）
Mitsuo NAGAO, Nihon University
Tatsuhiko KIKUCHI, Nihon University
Youngho KIM, Yonsei University
Kazuhito MISAJI, Nihon University

Abstract: Knee osteoarthritis is prone to enhance the risk of locomotive syndrome or necessary support, and is likely to degrade quality of life. For early diagnosis, development of a bone-joint acoustic sensor (BJAS sensor) is underway. This paper proposes a procedure for quantifying signals from this sensor. The knee bending signal intensity was evaluated by the number of signals with intensity exceeding a predetermined threshold. The threshold was determined by statistical processing of signals during a pause. The proposed method was applied to healthy knee joints, demonstrating the propriety of signal intensity evaluation. A threshold determination procedure is proposed for the objective quantification of knee bending signals.
Key Words: Knee Joint, Sliding Surface Properties, Threshold, Standard Deviation, Wellbeing Science

1. 緒論

加齢や高齢化に伴いバランス能力の低下[1]は避けられないため，やがて運動機能や QOL の低下を招き，要支援のリスクも高まる[2]．その中で膝 OA は進行性疾患であるため早期からの診療は，運動機能や QOL の維持や改善につながるため，アクティブエイジング社会[3]にも貢献すると考えている．そこで，中高齢者のアクティブライフを目指した膝 OA 計測診断システム構築の研究を進めている[4]．膝 OA 膝の病期分類の中には，膝関節摺動面の損傷度合[5]があり，これがメカニカルな発信強度と相関していると仮定すれば，これの信号情報から膝関節摺動面の損傷度合が推定できると考えている．これまで，骨関節音響センサ（Bone-Joint Acoustic Sensor；以降 BJAS）[6]によるメカニカルな発信の同定が可能なのか，人工的な凹凸表面で確認している[7]．これを診断するためには，発信情報から特定因子を明らかにする定量的な表現が必要である．本報では，繰返し屈伸した膝関節からの時系列信号を定量化する方法について提案する．これを適用した健常膝関節と膝 OA 膝関節の事例からもその有効性は確認でき，損傷度合いと相関の可能性が示唆された．以下には，提案内容等について報告する．

2. 発信の定量化

2.1 考え方

（1）発信とは；膝関節摺動面の軟骨では，内外因等の何らかの要因因子によって，変性[8]から摩耗に進展することで摺動抵抗が増大する．摺動時には，これの大きさに応じたメカニカルな発信が起きていると仮定した．摩耗が進めば軟骨の消失から下骨の露出[9]による摩耗に進行するため，摺動抵抗や摺動形態も進展していると考える．このような摺動面の状況に応じた，または負荷に応じたメカニカルな発信が起きていると推定[7]する．

（2）必要性；発信には摺動抵抗の大きさや摺動面の形態が進展するため，この過程にはそれぞれの段階における特定因子が存在しており，これらを特定する発信情報が分かれば，相互の関係性から膝 OA 病期分類の診断に活かせる．

（3）屈伸運動；屈伸の繰返しは，Fig.1(a)のような負荷を与えない座位の姿勢で行う自動屈伸，(b)の負荷を与える座位から立位になる姿勢の荷重屈伸である．それぞれの屈伸角度は，θ_{NW} と θ_W となる．

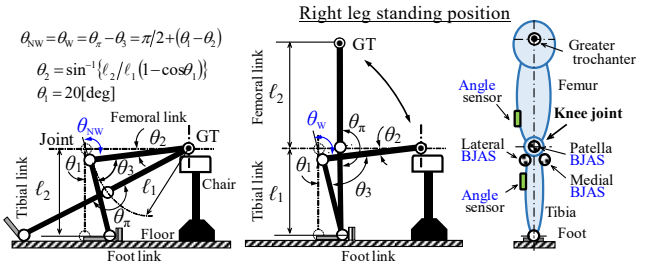
（4）対象とする屈伸；休止時間は，摺動面の相対的な運動が停止しているため，メカニカルな発信は存在しないものと考え，定量化の対象は屈伸時間の信号である．

2.2 計測としきい値

（1）信号の計測；Fig.1(c)に示す膝関節に付けた BJAS から繰返し屈伸運動の時系列信号，これと同期させたジャイロ式角度計より屈伸角度と屈伸運動を計測した．

（2）屈伸の判定；休止，伸展，および屈曲信号の判別は，Fig.2 の上部に示したように同期した角度の変化から求めた．

（3）信号処理；Fig.2 下段に示すパワースペクトラムレベルが屈伸させた際の STFT 処理したタイムトレンド表示させた信号強度の例である．これの休止信号を「排除」また



(a)No weight bending　(b) Weight bending　(c) Sensors position

Fig.1　Geometric link model and sensor of knee joint.

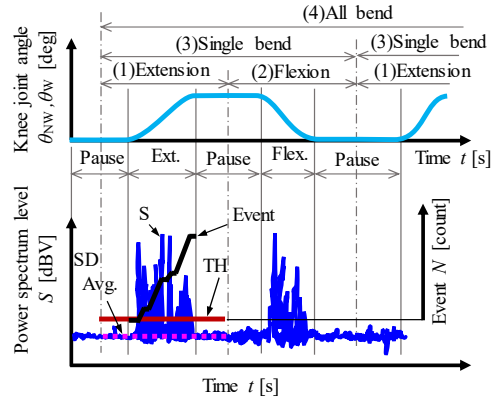


Fig.2　Digitization of the knee bending with the pause region as the threshold; ex, event count of knee extension.

は「しきい値」とする．ここでは，しきい値による方法を選択した．

（4）しきい値 *TH*（threshold；以降 *TH*）；*TH* とは屈伸信号強度から休止信号強度を排除するために与える「しきい」とする信号強度のことである．その方法は，休止時間の平均値（以降，*Avg.*）とその標準偏差（以降，*SD*）の統計処理から，次のように定めた．$TH \geqq Avg.+\alpha SD$，α は *SD* の係数で，$\alpha \geqq 2 \sim 3$ の範囲を採り通常は 3 を用いる．

3. しきい値と定量化の検討

Table1 に示すように，繰返し屈伸運動からも 4 つの運動に分類し，休止信号から与える *TH* は 4 つの方法とした．これらの組合せから，定量化する最適な *TH* の与え方，および繰返し屈伸運動を検討した．以下にはこれらの内容を示した．

3.1 周波数

STFT した信号を対象としているため解析した周波数は，0～20 kHz で実施した．この他に，特定の周波数を限定する POA もある．

3.2 しきい値と屈伸運動の分類

Table 1 において，繰返し屈伸運動の休止時間から，（1）伸展，（2）屈曲，（3）1 回の屈伸，および（4）はすべての屈伸とした 4 分類である．さらに，*TH* の与え方は，①の見た目の感覚量，②の休止時間全体の信号から *Avg.*と *SD* を求めた，③の休止の中でも大きな信号を除いた安定した信号から *Avg.*と *SD* を求めた，および*④は（4）の③で与えた *TH* で実施した場合である．（1）から（4）の分類については Fig.2 の上段にも示してある．

TH を与えた例は Table 1 にある屈伸状態（1）の中の②で説明する．Fig.2 より，対象は角度の変化から上段にある（1）の伸展時間となり，休止は伸展角度 Ext.の前後に網掛けした Pause の信号である．この信号から *Avg.*と *SD* を求め，*TH* は α=3 として $TH=Avg.+\alpha SD$ で算出し，これを赤色の太い実線，*Avg.*は桃色の太い破線で表す．Event 数（以下，*N* 値）は右縦軸になり，*TH* を超えた信号 *S* の数を時間軸で積算し，これを黒色の太い実線で表している．対象とする時間範囲が異なる Table 1 の（2）から（4）の場合もこれと同じ方法で *TH* を与え，*N* 値を求めている．

4. 屈伸運動としきい値の与え方

4.1 計測事例

提案した方法の有効性を検証するために計測対象とした被験者は，継続的な運動歴がない 23 歳の男性である．計測においては，実験の趣旨，個人情報等の扱いについて説明し同意を得て実施した．結果の一例を Table 1 の ΔTH と ΔN の欄に示す．ここでは，Fig.1 に示す BJAS を左膝関節の膝蓋骨に付けて荷重屈伸を 3 回繰返した運動により得た信号である．ΔTH は，（4）の③に示す「*THs*；Standard dBV」を基準値として，各①～③の条件に沿った *TH* の *Avg.*を求めて，これらと *THs* の差を示し，*Avg.*と最大最小のばらつきの差の平均も「±」で示した．正の ΔTH では *TH* が *THs* より高値に設定され，負の場合は反対に低値に設定されていることを表す．（1）～（3）の基準となる *Ns* 値は，*THs* として求めた *N* 値であり，それぞれの *Ns* 値は Fig.3 の下段*④に該当する *N* 値であり，Table 1 欄外下の 23，25，および 48 であった．また，ΔN は *THs* の基準値を超えた信号 *S* の *N* 値から *Avg.*を求めて，これと *Ns* 値との差を表している．*N* 値の *Avg.*と最大最小のばらつきの差の平均も「±」で示した．正の ΔN では *Ns* 値より高値であり，負の場合は反対に低値を表している．これらの関係を Fig.3 に示す．

Table 1　Example of quantification (Subject: 23 years old, male, weight-flexion, analysis of BJAS signal from left knee patella).

Movement posture	Bending operation	How to give *TH*	$\Delta TH=TH-THs$ *Avg.* [dBV]	Events $\Delta N=N-Ns$ *Avg.* [count]
Sitting – standing (Weight bending)	(1)Extension	①Seen intensity	0.03±0.20	- 0.3±15.5 *1
		②Entire stop range	0.17±0.15	- 3.7± 8.0 *1
		③Stable range	- 0.57±0.25	16.3±13.5 *1
		*④All bend	0.00±0.00	0.0±11.5 *1
	(2)Flexion	①Seen intensity	0.03±0.45	6.3±15.5 *2
		②Entire stop range	- 0.03±0.45	7.3±17.5 *2
		③Stable range	- 0.47±0.20	20.3±18.0 *2
		*④All bend	0.00±0.00	0.0± 4.0 *2
	(3)Single bend	①Seen intensity	0.13±0.35	- 2.0±51.0 *3
		②Entire stop range	- 0.30±0.25	- 4.3±48.0 *3
		③Stable range	0.07±0.05	18.7±72.5 *3
		*④All bend	0.00±0.00	0.0±51.0 *3
	(4) All bend	*①Seen intensity	0.30	-11.3 *3
		*②Entire stop range	0.40	-13.0 *3
		③Stable range	0.00 (*THs*)	0.0 *3

THs was unified by the value of ③ in (4), and the average is 3 bends.
* ；④Apply “③Stable range” in (4)
*1; Extension.　Event Avg. *Ns*=23 [count]
*2; Flexion.　Event Avg. *Ns*=25 [count]
*3; Single bent.　Event Avg. *Ns*=48 [count]

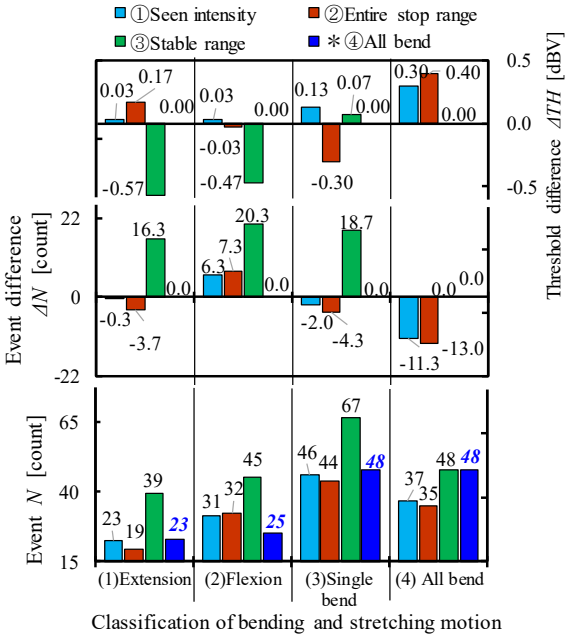


Fig.3　Example of quantification by bending and stretching operation.

横軸は膝関節の屈伸運動の（1）～（4），右左の縦軸は上段が *ΔTH*，中段は *ΔN*，下段は *N* 値の *Avg.*，および①～*④は *TH* を与えた方法，これらの数値も表記した．基準とした*④の値は，*ΔTH* と *ΔN* では「0.00」と「0.0」となる．改めて*④について説明する．すべての繰返し屈伸の休止時間において，安定した信号の *SD* を対象としたことで，すべての屈伸に与えた *TH* 値は一つに統一され *THs* となる．これにより，（1）～（3）の①～③，および（4）の①～②では，対象項目ごとに *TH* が変わらないため（1）～（4）の *N* 値からは客観的な相互関係の考察が可能になる．

4.2 すべての屈伸

試行した Table 1 と Fig.3 の中から，妥当なしきい値の与え方と屈伸運動との関係について考察する．一部を除き *ΔTH* が正では *ΔN* は減少，これに対して負では *ΔN* は増加している．①の見た目では *ΔTH* が 0.03～0.30，*ΔN* は 6.3～-11.3 となった．この①は他の②～④と比べて信号の取捨に個人差が入り易いため，*TH* の決め方には一貫した方法は望めない．②では大きな信号の分布状況に応じた *SD* の大小と *Avg.*が変化するため，*TH* も定まらず *ΔTH* は -0.30～0.40，*ΔN* は 7.3～-13.0 となり *N* 値も少ない．③は大きな信号を外した安定した低値分布の *SD* と *Avg.*のため，②の *TH* よりも低値となる．*ΔTH* は -0.57～0.07，*ΔN* は 20.3～13.6 となり *N* 値も高い．④はすべての屈伸で統一した *TH* で与えるため，個別ごとに定めた①～③とは異なり，(1) ～ (4) の数値には相互関係の差異が客観的に評価できる．一例として（2）屈曲の *N* 値で比較する．（4）③の *N* 値が 25 に対して，①は 31，②は 32，および③は 45 のように *N* 値が 2 倍程度異なる．統一した *TH* であれば（3）の 1 屈伸の *N* 値が 48（=23+25）のように，（1）の伸展の *N* 値 23 と（2）の屈曲の *N* 値 25 を加えた *N* 値となるため，*N* 値相互間の優劣判定が可能になる．

この事例から客観的で妥当な *TH* を与える方法は，（4）の③である．その理由は，すべての屈伸の中で膝関節が可動しない「休止時間」の信号は，安定した時系列信号と考えられる．これらを対象とした統計処理から *Avg.*と *SD* を求めて，*TH* を超えた信号は，膝関節運動により摺動面から発信した *N* 値と捉えることができるため，*N* 値の大きさは摺動面の損傷度合いを客観化した信号と見なせる．すなわち，「$TH \geqq Avg.+\alpha SD$」，α=3.0 を提案する．

4.3 しきい値の検討事例（健常膝と膝 OA 膝）

先に提案したしきい値の与え方と屈伸運動の事例を示し，これら提案の妥当性を考察する．対象とした内容を次に示す．

（1）被験者情報

1）健常膝；前出と同じ被験者，2）の被験者と併せて計測した．

2）膝 OA 膝；84 歳，男性，無職，通院歴 4 年， 3～6 週間隔で左膝関節外側からヒアルロン酸関節内注射[10]による治療，痛みは弱い．治療前は関節内注射 2 日前，治療後は関節内注射 1 週間後の計測である．

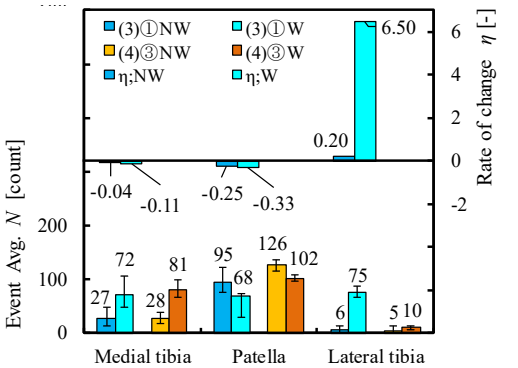
（2）同意の有無；被験者には，目的，意義，個人情報の取り扱い等を説明し，同意を得て計測している．

（3）屈伸運動と BJAS 等の設置部位；屈伸の繰返し数は 3 回，姿勢は Fig.1(a)に示す NW の自動屈伸と Fig.1(b)に示す W の荷重屈伸の 2 種類，BJAS は Fig.1(c)に示す膝脛骨上端の内外側と膝蓋骨の 3 箇所に設置し角度計も付けた．

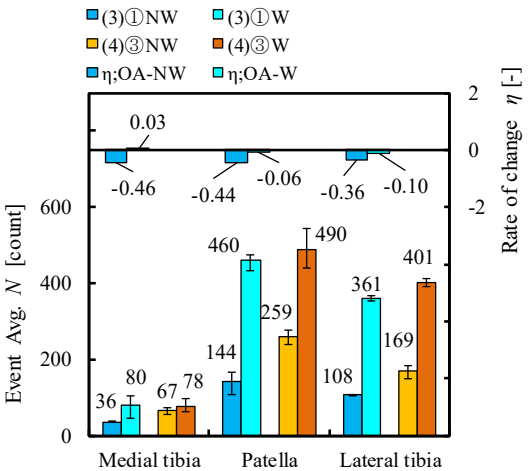
（4）しきい値の選定；ここでは，Table1 に示す「(3) ①」の屈伸信号を「見た目」の *TH* で *N* 値を求め，これに対して提案した「(4) ③」の統一した *TH* を与えて *N* 値を求めて比較した．

Fig.4 には，(a)が健常膝の「(3) ①」と「(4) ③」を示し，(b)は同じく治療前膝 OA 膝の結果を示す．横軸は左から脛骨上端内側，膝蓋骨，および脛骨上端外側の順である．左縦軸に *N* 値を示し，図中には *N* 値の *Avg.*に加えて最大最小も棒状記号 I で載せた．右縦軸には，（4）に示す③の *N* 値に対する（3）に示す①の *N* 値の増減率を「η={((3)①)/((4)③)}-1」として表示した．正の値は「(4) ③」の基準 *N* 値より増加し，負の値では減少している．まず，健常膝の部位ごとの *N* 値の大小を比較すると，概ね「膝蓋骨＞内側＞外側」，姿勢では「荷重屈伸 W＞自動屈伸 NW」である．内側と膝蓋骨の η は-0.04～ -0.33 のように過少評価しているが，外側は 0.20 と 6.50 のように過大な評価になっている．次に，治療前の膝 OA 膝の部位ごとの *N* 値の大小を比較すると，概ね「膝蓋骨＞外側＞内側」，姿勢では「W＞NW」である．η の正負については，内側 W の 0.03 を除き-0.06 ～ -0.46 のように過少評価した傾向が伺える．3 回屈伸した最大最小のばらつきも概ね「(4) ③」で統一した *TH* の方が小さい．この 2 例から分かることは，提案した *TH* の算出と「(4) ③」の方法は妥当と考える．

（4）の③で得た両者の *N* 値から考察を加える．内側を除いて，膝蓋骨と外側の大小は「膝 OA 膝 KOA＞健常膝 Health」であり，膝蓋骨の NW の比較では 2.1 倍（=259/126），W でも 4.8 倍（=490/102），外側の NW では 33.8 倍（=169/5），W でも 40.1 倍（=401/10）となる．膝 OA 膝の被験者において荷重屈伸した際の *N* 値からは，膝蓋骨と外側の摺動部位から強いメカニカルな発信を引き起こす要因となる因子が存在している．これについては，「2.1 考え方」で推定している．



(a) Health; in the case of (3)① and (4)③



(b)Knee OA; in the case of (3)① and (4)③

Fig.4　Threshold setting and application; eg, Healthy knee and Knee OA knee, Left knee joint.

4.4 しきい値適用の事例（膝 OA 膝）

膝 OA 膝の治療前と治療後の *N* 値を比較し，先に提案した *TH* の与え方と屈伸運動の妥当性を考察する．対象とした被験者情報は，前出の膝 OA 膝罹患者であり，同意の有無，およびセンサ位置は 4.3 項と同じである．なお，*TH* の選定は「(4) ③」で示した統一した *TH* を与えて，*N* 値を算出した．

Fig.5 には，一例として左膝関節の治療前と治療後の *N* 値を示す．治療前は Fig.4(b)の *N* 値である．横軸の部位は左から順に脛骨上端内側，膝蓋骨，および脛骨上端外側である．左縦軸に *N* 値は左縦軸で示し，図中には 3 回屈伸した *N* 値の *Avg.*に加えて最大最小も棒状記号 I で載せた．右縦軸には，治療後の *N* 値が治療前の *N* 値に対して増減したかを *N* 値の増減率「η ={治療後 After/治療前 Before}-1」として表示した．正の値は治療後に *N* 値が増加し，負の値では治療後に *N* 値が減少している．治療前後の *N* 値の大小を比較すると，概ね「治療前 Before＞治療後 After」となり，部位ごとでは治療前に比べて治療後の *N* 値に大差はなく，姿勢の違いによる *N* 値では治療前と同じく「W＞NW」の関係であった．内側の W では，η =0.99 となり，治療後の *N* 値は約 2 倍の増加となるが，NW では η = -0.69 となり *N* 値は減少して約 1/3 であった．膝蓋骨は -0.71 と -0.65 となり内側の NW と同じ約 1/3 であった．外側も同じく NW も W も *N* 値は減少し約 1 /2 であった．

膝 OA 膝の治療前後の *N* 値と増減率 η から考察を加える．治療後の膝蓋骨の *N* 値は両姿勢において，治療前に比べて減少度合いが大きく，外側の *N* 値でも同様な傾向である．治療後の 3 部位間の *N* 値には大きな差はなく，ヒアルロン酸関節内注射後の *N* 値は減少していた．4.3 項の終わりでも述べたが，膝蓋骨と外側の摺動部位からは発信する強いメカニカルな因子が存在し，これがすべり摩擦抵抗であって，これを抑制する成分[11]が作用していたと考える．この種の因子が膝 OA 膝の発症要因に関わっているとすれば，Fig.4 に示す (4) の③の健常膝と膝 OA 膝との関係性，および Fig.5 示す膝 OA 膝の治療前後の関係性から，*N* 値による判別の可能性が示唆された．

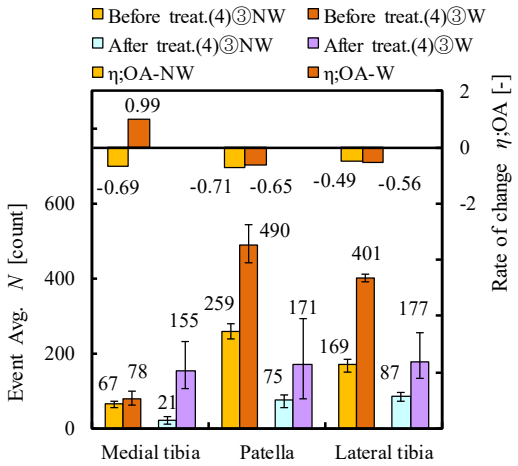


Fig.5　Example of quantification by threshold ; magnitude of the number of events before and after treatment of the knee OA knee, case of left knee joint.

5. 結言

被検者の膝関節に付けた BJAS 等のセンサと膝関節の屈伸運動から，膝 OA 膝の病期分類を可能にするために必要な信号診断解析方法の開発を進めている．これまでに得られた結果の要約を以下に述べる．

(1) 膝関節が繰返し屈伸した時系列信号の定量化には「しきい値」を提案した．しきい値は「$TH \geqq Avg.+\alpha SD$」で与える．*Avg.*はすべての屈伸における休止時間の安定した信号から求めた平均値，*SD* はその標準偏差，普通は α=3 とする．これで，すべての繰返し屈伸運動に対して統一された *TH* が与えられる．これの対象は STFT 処理した信号である．

(2) この提案の信頼性と妥当性を次の内容で検証した．対象の屈伸運動は，繰返された屈伸運動から伸展，屈曲，1 回ごとの屈伸，およびすべての屈伸とした 4 分類，これに *TH* の与え方は休止時間の信号を対象とした，見た目，すべての信号，大きな信号を除く，および継続的に安定した信号の 4 分類で実施した．対象の被験者は健常膝と膝 OA 膝である．その結果から，屈伸運動の対象は繰返されたすべての屈伸，休止信号の対象は継続的に安定した信号であった．

(3) 提案した定量化の方法は，摺動面の表面性状に起因したメカニカルな発信を客観的に数値化できるため，その強弱は数値に変換可能である．

(4) この他に，発信の中には特定な周波数で強弱の分布も確認しており，これの定量化も併せて提案したい．

謝辞

本研究は，科学研究費助成事業「課題番号 25350541」と「課題番号 17K01585」の支援を受けて進められている．ここに記して謝意を表する．

参考文献

(1) Zasadzka E., et.al., Assessment of the risk of falling with the use of timed up and go test in the elderly with lower extremity osteoarthritis, Clinical Interventions in Aging, Vol.10, 2015, pp.1289-1298.
(2) Cacciatore F., et.al., Long-term mortality in frail elderly subjects with osteoarthritis, Rheumatology (Oxford), Vol.53 (2), 2014, pp.293-299.
(3) 厚生科学審議会地域保健健康増進栄養部会，次期国民健康づくり運動プラン策定専門委員会「健康日本21（第2次）の推進に関する参考資料，③高齢者の健康, 2012, pp.75-83.
(4) 長尾，特許No.5754689号, 2015, (WO2011/096419, 2011).
(5) Thomas H., et.al., Aging and Osteoarthritis: An Inevitable Encounter?, Journal of Aging Research, Vol.2012, 2012, ID950192.
(6) Nagao M., et.al., Frequency response in bone joint acoustic sensor development, Tech. & H., C., Vol.6 (23), 2015, pp.715-727.
(7) 長尾，他2, 膝関節発信の推定に関する研究，LIFE2016, 2016.9, pp.600-603.
(8) Goldring SR., Alterations in periarticular bone and cross talk between subchondral bone and articular cartilage in osteoarthritis, Ther Adv Musculoskelet Dis, Vol.4 (4), 2012, pp.249–258.
(9) SunitaSuri, et.al., Osteochondral alterations in osteoarthritis, Bone; Vo.51 (2), 2012, pp.204-211.
(10) Fakhari A., Applications and Emerging Trends of Hyaluronic Acid in Tissue Engineering, as a Dermal Filler, and in Osteoarthritis Treatment, Acta Biomater, Vlo.9 (7), 2013, pp.7081–7092.
(11) Ayhan E., ei.al., Intraarticular injections (corticosteroid, hyaluronic acid, platelet rich plasma) for the knee osteoarthritis, World J Orthop., Vol.5 (3), 2014, pp.351-361.

母指によるスマートフォン操作特性に関する研究-基礎動作解析からの検討-

栗原　修平†　　三田　隆広††　　小山　裕徳†　　川澄　正史††
† 東京電機大学大学院未来科学研究科情報メディア学専攻
††東京電機大学大学院先端科学技術研究科情報通信メディア工学専攻

1　はじめに

近年，スマートフォンなどのタッチパネル操作を必要とする端末の利用が増加している[1]．これらの端末の利用者のうち約 50%が片手で端末操作を行っている．また，片手操作の約 70%が母指での操作であることが報告されている[2]．母指によるスマートフォン操作は複数の指を使用するキーボード操作に比べ，負担が母指に偏る．そのため，片手操作者は母指の屈曲，伸展の繰り返しにより，腱が肥厚し，腱鞘と摩擦が生じることで炎症を起こす腱鞘炎を発症するリスクが高いと考えられる．特に母指側の腱鞘に発症する腱鞘炎はド・ケルバン病（狭窄性腱鞘炎）と呼ばれ患者数が増加している[3]．腱鞘炎は，健常な生活や仕事の妨げとなるため，次世代のスマートフォンは片手操作中に母指に負荷をかけないことが要件となることが考えられる．

母指負荷の検討をするためにはスマートフォン操作の特性を検討する必要があると考えられるが，そのような研究はまだ少ないのが現状である．また，次世代のスマートフォン UI の操作性を向上させるためにも操作特性の解析は必要であると考える．そこで本研究では，母指スマートフォン操作時の基礎動作の解析から操作特性を明らかにすることを目的とした．

2　方法

スマートフォン操作は主に「タップ」,「フリック」,「スワイプ」,「ピンチイン」,「ピンチアウト」の 5 つの基礎動作から構成され，それぞれの動作の組み合わせにより複雑な操作を可能としている．そのため，スマートフォン操作の特性を解析するためには，操作を動作ごとに分解し，それぞれの動作解析をする必要があると考えられる．これらの動作のうち，特にスワイプ動作は片手スマートフォン操作において，画面遷移や各種機能の調整など多くの場面で行われる．また，母指の関節動作を多く伴う動作であることから，その行動的特徴の解析により，母指に負荷をかけにくい次世代のスマートフォンの開発に貢献することが期待できる．そこで本研究ではスマートフォン操作で行われる基礎動作のうちスワイプに着目し，その動作解析を試みた．

スワイプの解析は操作時の母指の始点と終点から変位，速度を算出して行う． 本研究ではすべて右手母指を対象として実験を行った．

3　計測体系

本研究では，Android OS で動作する計測アプリケーションを開発した．開発したアプリケーションは操作時の始点と終点の変位を cm 単位に換算し，その変位から操作を継続していた時間を除算した操作速度を計算する機能を持つ．

4　スワイプ動作の特性解析実験

4.1 被験者

被験者は健常な 20 代男性 6 名とした．いずれの被験者も右利きである．

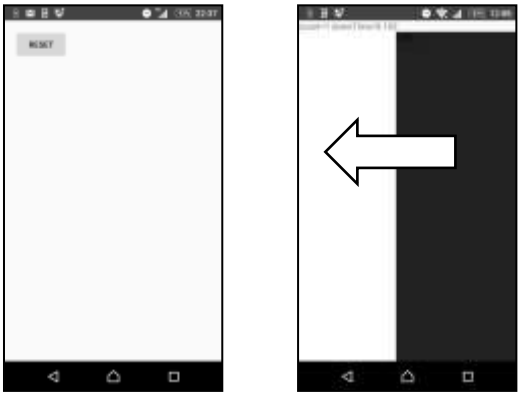
4.2 使用端末

実験は端末サイズの違いによる差異を考慮するため，高さ 146×幅 72×厚さ 6.9mm の端末 A（Xperia™ Z4）と高さ 127mm×幅 65mm×厚さ 8.6mm の端末 B（Xperia™ Z3 Compact）を使用した．

4.3 実験タスク

被験者に右手で端末を持たせ，上下左右 4 方向のスワイプを座位姿勢で 50 回行わせ，それぞれの操作速度，母指の移動変位を計測した．

左右 2 方向の計測に関しては，操作画面の切り換わりがない画面 1（図 1.a）とスワイプ時に画面がカットインする画面 2（図 1.b）の 2 パターンの画面において同様の計測を行った．表 1 に今回行った実験タスクを示す．実験時は被験者に，なるべく自然に操作を行うように指示をした．



(a) 画面 1　　**(b) 画面 2**

図 1 実験操作画面

表 1 実験タスク

操作方向	端末	画面	試行回数
上	AおよびB	1	50
下	AおよびB	1	50
左	AおよびB	1および2	50
右	AおよびB	1および2	50

4　結果

図 2，図 3 に操作方向ごとの被験者平均速度および変位を示す．

図 2 から端末 A での上スワイプ速度が 27.3±7.0[cm/s]で最も速く，左スワイプが速度 21.1±4.4[cm/s]で最も遅くなる傾向が確認された．また，図 3 から操作変位は下スワイプ時に最も大きくなり，左右方向には小さくなる傾向が見られた．端末間においては，上下の操作速度は端末 A>端末 B であるが左右の操作速度は端末 B>端末 A となる差異が確認された．

図 4，図 5 に端末別の操作画面ごとの被験者平均速度および平均変位を示す．図 4 から端末 A，B どちらにおいても画面 2 操作時の左右スワイプ速度が速くなる傾向が確認された．また，図 5 から，操作変位に関してはどちらの画面操作においても比較的差異が少ないことが確認された．

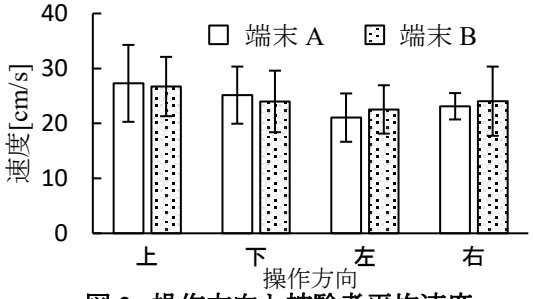


図 2. 操作方向と被験者平均速度

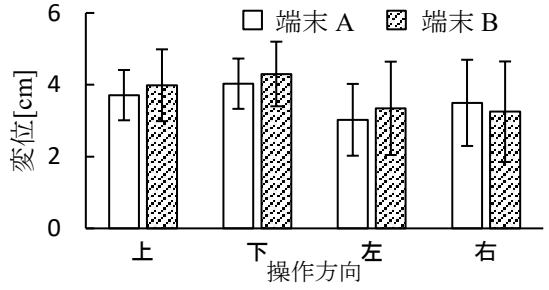


図 3. 操作方向と被験者平均変位

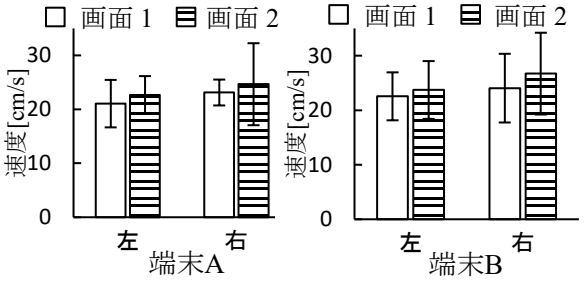


図 4. 操作画面と被験者平均速度（端末別）

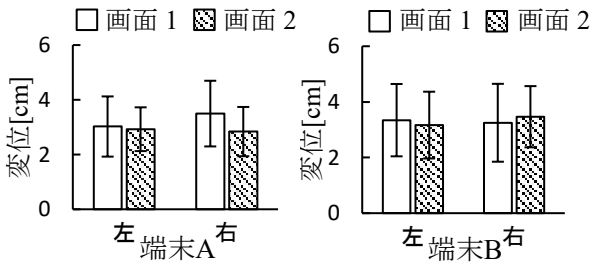


図 5. 操作画面と被験者平均変位（端末別）

5　考察

図 2 に示した結果からスワイプ動作は上下方向に速度が速くなる傾向が確認された．上下方向のスワイプは母指を構成する関節のうち，主に CM 関節が関与していると考えられる．CM 関節は撓側方向に 60°，掌側方向に 90°可動するため，母指を大きく動作させることを可能にしている．対して左右方向のスワイプは上下方向のスワイプと比べて，CM 関節の関与が少ないと考えられる．そのため，上下方向のスワイプ速度，変位が大きくなる傾向を示したと考えられる．また，端末間において，端末 A は上下方向に速度が速くなるのに対し，端末 B は左右方向に速度が速くなる傾向が見られた．この差異は，端末サイズと被験者の手のサイズが関係していることが考えられ，今後は被験者の手のサイズに関して考慮が必要であることが示唆された．

図 4 から画面 1 と比べて，画面 2 で計測されたスワイプ速度が速くなる傾向が確認された．このことから，被験者が無意識に画面のカットインの速度にスワイプ速度を合わせた可能性が考えられる．今後は上下方向に関しても比較を行い，同様の結果が得られるか確認する必要があると考えられる．

6　おわりに

本研究では，母指に負荷をかけにくい次世代のスマートフォン開発に貢献するため，片手スマートフォン操作時の母指操作特性を明らかにすること目的とした．本稿ではスマートフォンの基礎動作の 1 つであるスワイプ動作に着目し，スワイプ時の速度，変位の計測から母指によるスマートフォン操作特性について検討を試みた．今回は操作方向，端末サイズなど条件の異なるスワイプ時の速度，変位を計測することで，スマートフォン操作時の母指操作特性の検討を行った．結果，各条件ごとの特性があることが示唆された．今後は被験者のデータ数を増やし，比較検討をすることで母指操作特性を検討していく必要があると考える．

参考文献

[1] 総務省，総務省｜平成 28 年版 情報通信白書｜インターネットの普及状況，available from<http://www.soumu.go.jp/johotsusintokei/whitepaper/ja/h28/html/nc252110.html>，(accessed 2017-5-2).

[2] How Do Users Really Hold Mobile Devices? : UXmatters，available from<http://www.uxmatters.com/mt/archives/2013/02/how-do-users-really-hold-mobile-devices.php?>，(accessed 2016-6-16).

[3] ドケルバン病（狭窄性腱鞘炎）とは : 朝日新聞デジタル，available from<http://www.asahi.com/articles/ASJ4165DNJ41UBQU00R.html>，(accessed 2016-6-16).

協賛学会

計測自動制御学会

産業技術連携推進会議 医療福祉技術分科会

精密工学会

電子情報通信学会

日本 IFToMM 会議

日本義肢装具学会

日本コンピュータ外科学会

日本褥瘡学会

日本生体医工学会

日本生体磁気学会

日本設計工学会

日本人間工学会

日本ロボット学会

人間生活工学研究センター

バイオメカニズム学会

臨床歩行分析研究会

電気学会

運営委員会

第33回ライフサポート学会大会　大会長　太田 裕治（お茶の水女子大学）

第17回日本生活支援工学会大会　大会長　山下 和洋（株式会社ヤマシタコーポレーション）

日本機械学会福祉工学シンポジウム2017　大会長　田川 泰敬（東京農工大学）

実行委員長　中嶋 香奈子（国立研究開発法人 産業技術総合研究所）

実 行 委 員　安在 絵美（お茶の水女子大学）

楠田 佳緒（東京女子医科大学）

プログラム委員長　山内 康司（東洋大学）

プ ロ グ ラ ム 委 員　荒船 龍彦（東京電機大学）

井上 剛伸（国立障害者リハビリテーションセンター）

植野 彰規（東京電機大学）

王 碩玉（高知工科大学）

大西 謙吾（東京電機大学）

加藤 綾子（埼玉医科大学）

川澄 正史（東京電機大学）

桑名 健太（東京電機大学）

齊藤 浩一（東京工業高等専門学校）

柴 建次（東京理科大学）

手嶋 教之（立命館大学）

苗村 潔（東京工科大学）

中山 剛（国立障害者リハビリテーションセンター）

福長 一義（杏林大学）

本間 敬子（国立研究開発法人 産業技術総合研究所）

松田 康弘（神奈川工科大学）

山本 紳一郎（芝浦工業大学）

吉光 喜太郎（株式会社 日立製作所）

学生会会長　山本 和輝（東京理科大学、修士２年）

LIFE 2017　講演要旨集

発　行　日：2017年9月5日

編集・発行：LIFE 2017実行委員会

印　　刷：株式会社セカンド
〒862-0950 熊本市中央区水前寺4-39-11 ヤマウチビル1F
TEL：096-382-7793　FAX：096-386-2025
http://www.secand.jp/

© LIFE2017, All Rights Reserved.

お茶の水女子大学附属図書館キャラクター
しほりちゃん