

表面筋電信号制御による多指ハプティックインターフェイスロボットを用いた

手指先リハビリテーション支援システムに関する研究

Research of Fingertip Rehabilitation Support System Using Multi-fingered Haptic Interface Robot

Controlled by Surface Electromyogram

○ 日置雅明 (岐阜大学工学部) 川崎晴久 (岐阜大学工学部) 栄枝裕文 (岐阜赤十字病院)

西本裕 (岐阜大学医学部) 毛利哲也 (岐阜大学工学部)

Masaaki HIOKI, the Faculty of Engineering, Gifu University
 Haruhisa KAWASAKI, the Faculty of Engineering, Gifu University
 Hirofumi SAKAEDA, the Gifu Red Cross Hospital
 Yutaka NISHIMOTO, Gifu University School of Medicine
 Tetsuya MOURI, the Faculty of Engineering, Gifu University

Key Words: Rehabilitation robotics, Surface electromyogram, Haptic device

1. はじめに

近年では、高齢化社会を迎え身体障害者が増加している中、セラピストの負担軽減を目的として、リハビリテーションを支援するロボットが期待されている。特に、手指機能は日常生活に不可欠であり手指の損傷は重大な問題になるため、手指を対象としたリハビリテーション（ハンドセラピー）⁽¹⁾のエクササイズを支援するロボットシステムが提案されている⁽²⁾⁽³⁾。

そのようなロボットシステムには、①多彩なエクササイズを実現できること、②使用する場所を選ばないように可搬性が高く小型であることが重要である。またリハビリテーションに対する意欲を高めるために、③装着が簡便であること、④患者の自発性を反映できることも望まれる。本稿では、表面筋電信号を用いたハプティックインターフェイスによる手指リハビリテーション支援システムを提案する (Fig. 1)。

2. 多指ハプティックインターフェイスによる手指リハビリテーション支援

2-1 多指ハプティックインターフェイス

Fig. 2 に本研究で用いる多指ハプティックインターフェイスロボット: HIRO III⁽⁴⁾を示す。このロボットは、操作者の指先と接続して力を提示するロボットフィンガー(以下、触覚指: haptic finger. 3 関節 3 自由度)を 5 本有するハンド部 (Table 1) と、広い作業空間を確保するためのアーム部 (6 関節 6 自由度) から成るが、ハンド部のみの運用も可能である。このロボットには他に以下のような特徴を持つ。

- デバイスとの接続: 操作者は自身の指先に鋼球付きフィンガーホルダーを装着し (Fig. 2(b)), 永久磁石を内蔵する触覚指先端に装着する。それらは受動球関節になり、相対的な姿勢変化を許容できる。
- アクチュエータとセンシングシステム: 触覚指は DC モーターによる 3 つの能動関節 (根元関節の内転, 根元関節の屈曲/進展, 中位関節の屈曲/進展) を持っており、先端に 3 軸の力センサを搭載している (Fig. 2(c)) ため、触覚指の先端発生力の制御を行う

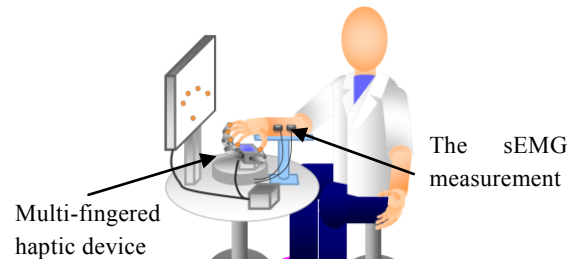


Fig. 1 Outline of the system

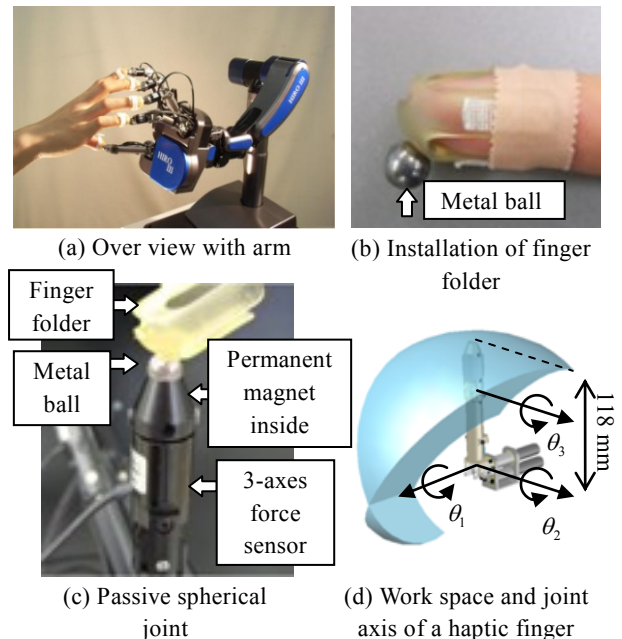


Fig. 2 Multi-fingered haptic interface robot: HIRO III

ことで操作者に 3 軸方向の力を提示することができる。

- HIRO III は 5 つの触覚指を持っており、複数の指先に 3 軸の力を同時に提示する事ができる。

2-2 リハビリテーション支援デバイスとしての HIRO III

外骨格型⁽³⁾やケーブル駆動型⁽²⁾などの手指リハビリテーション支援デバイスと比較して、以下のような利点がある。

- 指先への3軸方向の力提示：ケーブル駆動型はケーブルに沿った方向にしか力を発生できないが、HIRO IIIは3軸方向の力を与える事ができ、多彩なエクササイズを可能にする。
- デバイスへの接続：外骨格型は関節に十分な力を与えるために使用者の指にしっかりと接続しなければならないが、HIRO IIIは受動球関節を介したフィンガーホルダーによる接続であり、容易に行える。また磁力を用いた接続であるため、不意に急激な力が発生した場合に外れ、安全を確保できる。
- 小型デバイス：ケーブル駆動型や外骨格型は一般的にデバイスが大型であるが、HIRO IIIはほぼ人間の手と同程度の大きさであり、日常的な卓上・ベッド上での使用が容易である。

3. 表面筋電信号

表面筋電信号 (Surface electromyogram : sEMG) は随意収縮時の筋肉の生体電気信号を皮膚表面で計測した信号である。人間の運動意図に関する情報を含んでおり、新しいタイプのヒューマン-マシンインターフェイスとして研究されている⁽⁵⁾。

リハビリテーションの分野では、バイオフィードバックとして sEMG を用いている⁽¹⁾。筋肉の収縮と直結している sEMG を用いることで、患者が意識すべき筋肉を理解しやすく、末梢神経損傷に効果的である。sEMG は主に原波形や音としてフィードバックしている。

デバイスの駆動制御に関して、従来の手指リハビリテーション支援システムでは単純なティーチングプレイバック、左右対称マスター-スレーブなどが挙げられるが、本システムでは患者自身の sEMG を利用する。

患者からの sEMG から運動意図を抽出し、その意図に沿った指先運動を HIRO III により使用者へバイオフィードバックする。計測する sEMG と、対応する筋肉が司る指先運動を適切に関係づける事で、波形や音といったフィードバック形態よりも患者にとって理解が容易である。また、完全に受動的なリハビリテーションとは違い、患者の意思を反映したリハビリテーションを可能とする。

4. 医学的知見

4-1 医療従事者の意見

医学的に興味ある臨床試験になると思われる。手指リハビリテーション支援ロボットシステムにおいて、sEMG と統合する事に大きな意義がある。

腕部の筋肉の走行と機能に関して、同じ機能の筋肉群がまとまって走行しているため、腕部の末梢神経障害の患者に対して、拘縮防止などの効果が期待できる。

使用者の意思に沿った動作を行うという点で、研究が進めば電動義肢にも繋がる研究である。sEMG から運動意図を抽出し、解釈・分類し他動運動として出力するシステムは医学的に興味深いテーマである。

ハプティックインターフェイスの各種センサ情報を用いる事で、リハビリ手術も含めた治療効果の判定もできるといふ点も利点になる。

4-2 対象症例：末梢神経損傷

末梢神経は、脳や脊髄から成る中枢神経系から分岐し、身体の各部に延びる神経系である。手指に関する末梢神経

Table 1 Specifications of HIRO III hand

		Component	Quantity
Hand		Number of fingers	5
		Degrees of freedom	15 DOF
		Weight	0.78 kg
Finger		Degrees of freedom	3 DOF
		Weight	0.12 kg
		Maximum output force	3.6 N
		Maximum pulling force between the magnet and the metal ball	4.3 N

は正中神経、尺骨神経、橈骨神経の3つであり、鋭利な刃物による外傷や、圧迫・牽引などの要因により損傷を受ける。

神経損修復術後、神経細胞が回復するにつれ筋肉や触覚受容器などの末梢器官へ再到達する(再神経支配)。しかしながら神経が回復する過程で、損傷前までとは異なる神経の繋がり方をすることがある。そのような場合、患者はそれまでと同じ感覚では自身の筋肉を動かす事ができず、筋の再教育が必要になる。

筋の再教育期間中は、患者は思った通りの運動が満足に行えず、リハビリテーションに対する動機が削がれる。そのような場合、身体を動かす事に億劫になり関節の拘縮が発生しやすくなる。

すなわち、末梢神経損傷の場合、以下の2点で手指のエクササイズが重要になる。

- 再神経支配筋の再教育。
- 関節拘縮の防止。

エクササイズのプログラム内容は損傷神経や回復の程度によって異なるため、場合に応じてセラピストが適切な選択をしなければならない。以下に、指先運動として実現する事が可能なエクササイズ例⁽¹⁾を示す。

- 正中神経損傷：母指の対立、示指と中指の突き出し運動 (MP 屈曲, PIP 伸展, DIP 伸展)、母指・示指・中指の単独屈曲。
- 尺骨神経損傷：環指・小指の屈曲。
- 橈骨神経損傷：指の伸展、指の巻き上げ運動 (MP 伸展, PIP 屈曲, DIP 屈曲)。

4-3 提案システムの利点

本提案システムは簡便・能動的なリハビリテーションを可能とする。

前者は小型ハプティックインターフェイス HIRO III と、容易なデバイス接続方法により実現される。卓上で容易にエクササイズを行う事ができ、関節拘縮の防止や早期回復に非常に重要である。

また sEMG を用いることで能動的なリハビリテーションを可能にする。sEMG は随意収縮と密接な関係があるため、患者の意図を反映するために利用する事ができる。患者は自分の考えに沿って指先エクササイズをサポートされているように感じ、自発的・能動的なリハビリテーションとなる。

5. システム概要

本システムの手順を以下に示す (Fig. 3)。

1) sEMG の信号処理

sEMG を取り扱う場合、原波形を用いるよりも何らかの方法で抽出した特徴量の方が有用である⁽⁶⁾。特にセグメンテーション手法による絶対値平均 (MAV) や二乗平均平方根

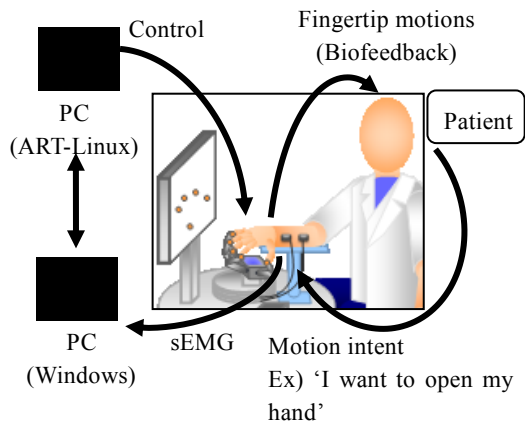


Fig. 3 The proposal system structure



Fig. 4 Virtual spring model

(RMS)などは電気的エネルギーとの関係性が高い。

2) 運動意図の抽出

sEMG から抽出した特徴量を用いて運動意図を抽出する手法は、ニューラルネットワークを用いた推定システムなどがある。この抽出手法は損傷や回復の程度によって決定するべきであるが、もっとも単純なものは sEMG チャンネル毎に閾値を設けて運動を切り替える方法である。例えば、総指伸筋近辺での sEMG がある閾値を越えた場合は、「指を広げる動作」であるとする。

3) 指先運動の生成

上記の閾値により切り替える場合、それぞれの運動に対応する指先位置または指先軌道が必要になる。可能ならばセラピストの介助によって患者が動かしている間の指先位置を計測する、拘縮などが発生しているなら指の長さや関節の可動範囲などを用いて運動学的に指先位置を計算する。

4) ハプティックインターフェイスによる力制御

大きな力を与え場合痛みを伴う事が考えられるため、与える力の大きさを制限しやすという観点から、ハプティックインターフェイスでは位置制御ではなく、力制御を行う。目標となる指先位置と実測した指先位置とで仮想バネモデル (Fig. 4) を構築し、目標の指先位置へ向かうように力を加える。力制御は目標力と実測力による PID 制御則を用いて 1[ms]周期で実行される。

6. 実験

6-1 実験内容

臨床試験のための予備実験として、健常者 (10 名, 20 代男性, 右利き) による本システムの実験を行う。実験目的は、sEMG を用いて適切な指先運動を提示する事を確認するためであり、集中しやすくするために対象とする運動は「手を広げる」「指先を突き合わせる (摘み運動)」の 2 つとし、それぞれの運動に対応する総指伸筋近辺と浅指屈筋近辺から 2ch の sEMG を計測する。

6-2 実験システム

1) sEMG の信号処理

sEMG は A/D 変換 (1000 倍, 1[ms], 12[bit]) 後、デジタルバンドパスフィルタ (10-350[Hz]) を通し、セグメンテーション (セグメント長: 256, シフト長: 32) を行う。特

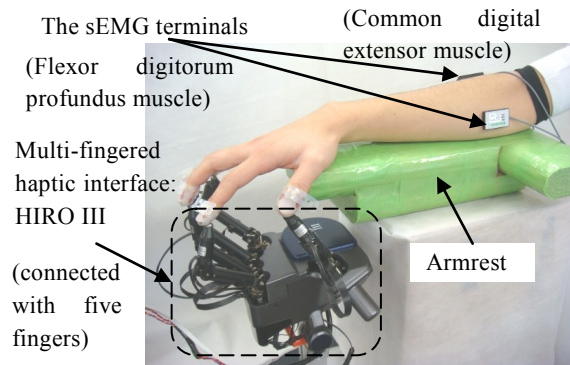


Fig. 5 Experimental appearance



(i) Open the hand (ii) Pinch with all fingers

Fig. 6 Target exercises

微量として、ch 毎に MAV を求める。

2) 運動意図の抽出

以下の if-then ルールに沿ってモードを切り替える..

- モード 0: 目標力ゼロ制御 (追従制御)。
- モード 1: 手を広げる (Fig. 6 (i))。
- モード 2: 摘み動作 (Fig. 6 (ii))。

➤ if-then ルール

```

if( MAV1 < Thre1) and (MAV2 < Thre2) )
then
Mode 0;
else if( MAV1 >= Thre1 ) then
Mode 1;
else then
Mode 2;

```

- 2 つとも閾値を越えた場合もモード 2 とする。

3) 目標指先位置の決定

実際に sEMG による指先運動提示実験を行う前に、指を広げた状態と閉じた状態の指先位置を計測しておく。上記 if-then ルールにおいて決定されたモードが 1 か 2 である場合、対応する指先位置を目標位置とする。モード 0 と決定した場合は実測した指先位置を目標位置とする事で力を発生させない。

4) ハプティックインターフェイスによる力制御

現在位置と目標位置により、仮想バネモデルから目標力を生成し、ハプティックインターフェイスを力制御する。急激な力の変化を抑えるように、バネ係数 k は 150[N/mm], 1 軸方向の最大目標力上限は 3[N], 目標力に対するローパスフィルタのカットオフ周波数は 0.2[Hz] とした..

6-3 実験手順

実験は以下の手順に沿って行う。

- Step 1: 被験者にシステムと実験内容の説明を行う。
- Step 2: 被験者の右前腕部に 2 つの sEMG 端子を貼り付け、全ての指先を HIRO III ヘフィンガーホルダーを介して接続する。
- Step 3: 指先を開いた状態と閉じた状態での指先位置を計測する (目標指先位置の計測)。
- Step 4: sEMG の MAV 閾値 (Thre1, Thre2) を、被験者が思い通りにモードを切り替えられるように調整する。
- Step 5: 実験を行い、データを計測する (Fig. 5)。

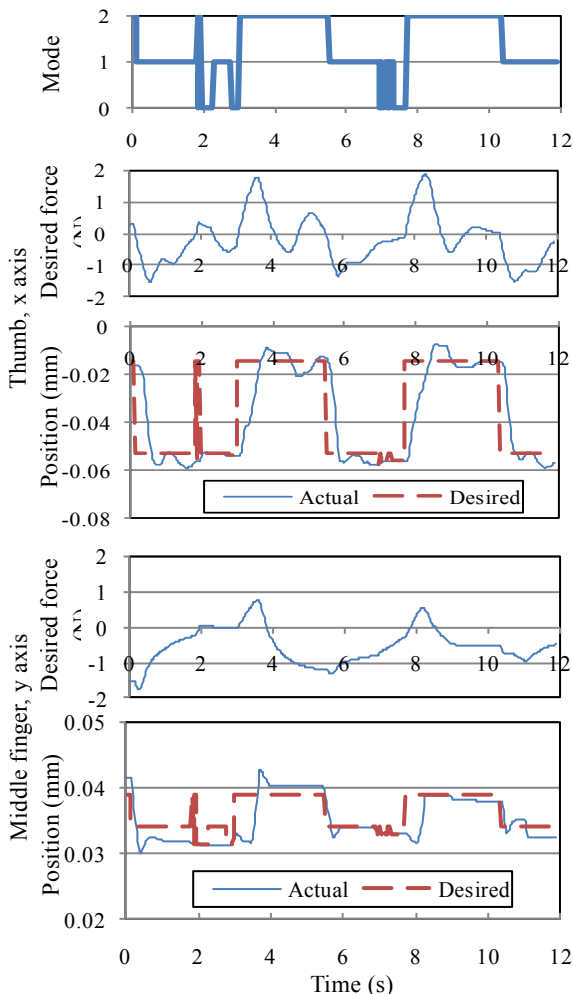


Fig. 7 Example of the experiment at the x axis of thumb and the y axis of middle finger

➤ Step 6: 実験終了後、以下のアンケートに答えてもらう。

6-4 主観的評価

実験終了後、被験者は以下のアンケートに答える。

- (i) 意識した運動をサポートしていたか（自身の運動意図が反映されていたか）。1（全然できていなかった）～5（意識したとおりに反映されていた）。
- (ii) (i)のサポートの仕方に違和感があるか。（運動のサポートが自然であったか）。1（全く不自然なサポートだった）～5（自然なサポートだった）。
- (iii) 不安感があったか。（恐怖感、驚いたなど）。1（恐怖感を感じた）～5（安心できた）。

7. 結果考察

Table 2 にアンケート結果を示す。ほとんどの項目で高い値を得ており、リハビリテーションシステムとして有効性が高いことが示唆されている。特に項目(i)（運動意図の反映）と(iii)（安心感）が高い点は sEMG 制御されるデバイスとして重要であり、提案システムが有効であることを示す。

一例として Fig. 7 に母指の x 軸および中指の y 軸方向についての結果を（上から、運動モード、仮想バネモデルで決定される目標力、指先位置の実測値と目標値）、Fig. 8 にシステムの座標を示す。

表とグラフから、ある程度は被験者の意図に沿った指先運動が生成されていることが確認できる。しかし、Fig. 7

Table 2 Questionnaire score from subjects

Item	Subject										Average	Standard deviation
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J		
(i)	5	4	3	4	4	5	4	4	4	4	4.1	0.57
(ii)	4	3	4	4	4	4	3	3	3	4	3.6	0.52
(iii)	4	3	5	5	5	4	4	5	4	5	4.4	0.70

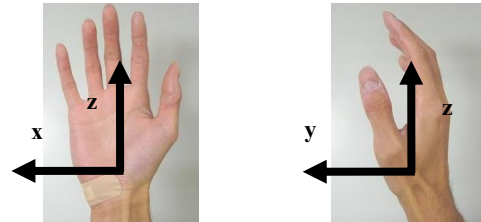


Fig. 8 The system coordinate

のモード表示グラフでは、切り替え時に振動が生じている（グラフ 2 秒および 7 秒近辺）。この理由は、sEMG は被験者の意図に沿ってすばやく値を大きくすることは容易であるが、逆に値を小さくするにはある程度の時間が必要であるためと考えられる。よって操作者の意図に沿って自在に切り替えられるようにシステムを改良する必要がある。

8. まとめ

本稿では、sEMG により制御する多指ハプティックインターフェイスを用いた手指リハビリテーション支援システムを提案した。本システムは効果的な手指先のエクササイズを実現できる。

臨床試験のための予備実験として、健常者による実験を紹介した。本実験では 2 種類の運動を対象とし、対応する 2 つの筋肉の sEMG を用いた。被験者の sEMG から指先運動を生成し力を提示したところ被験者は自然な運動サポートを感じ、リハビリテーション支援システムとしての有効性を確認した。

今後はより多様な指先運動を精度よく生成できるようにシステムを改良し、将来的には本システムを用いた臨床試験を目指す。

参考文献

- (1) 中田真由美, 大山峰生, 作業療法士のためのハンドセラピー入門, 第2版, 三輪書店, 2006.
- (2) L. Dovat, et al, HandCARE: A cable-actuated rehabilitation system to train hand function after stroke, IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering, VOL. 16, NO. 6, December, pp. 582-591, 2008.
- (3) Kawasaki, H., et al, Development of hand motion assist robot for rehabilitation therapy by patient self-motion control, Proc. of IEEE 9th ICORR, pp. 234-240. 2007.
- (4) Takahiro Endo, et al, Five-fingered haptic interface robot: HIRO III, Proc. of WorldHaptics 2009, pp.458-463, 2009.
- (5) Masaaki Hioki, et al, Estimation of finger joint angles from sEMG using a recurrent neural network with time-delayed input vectors, Proc. of IEEE ICORR 2009, pp. 289-294, 2009.
- (6) Mohammadreza et al, "Myoelectric control systems—a survey," Biomedical Signal Processing and Control, Vol. 2, pp. 275-294, 2007.