

固有感覚リハビリテーションのための下肢感覚運動統合機能の評価

Evaluation of sensorimotor integration capability of the lower limb
for the rehabilitational recovery in proprioceptive sensation

- 山崎一徳 (名工大院) 今泉大地 (名工大院) 森田良文 (名工大) 鵜飼裕之 (名工大)
田口 亮 (名工大) 梅崎太造 (名工大) 永谷元基 (名大) 林 尊弘 (名大)
伊藤 忠 (名大) 栢本あずさ (名大) 杉浦一俊 (名大) 酒井義人 (国立長寿研)

Kazunori YAMAZAKI, Daichi IMAIZUMI, Yoshifumi MORITA, Hiroyuki UKAI, Ryo TAGUCHI, Taizo UMEZAKI,
Nagoya Institute of Technology

Motoki NAGAYA, Takahiro HAYASHI, Tadashi ITO, Azusa KAYAMOTO, Kazutoshi SUGIURA,
Nagoya University School of Medicine, Department of Physical Therapy and Rehabilitation

Yoshihito SAKAI, National Center for Geriatrics and Gerontology

Key Words: Rehabilitation system, Quantitative evaluation, Proprioceptive sensation,
Sensorimotor integration capability, Accelerometer and gyroscope

1. 緒言

ヒトの行動は図1に示すメカニズムに基づいて行われており、バランス維持や円滑な動作を行うには感覚運動統合機能が特に重要である。このような機能のリハビリテーションには、体性感覚中の固有感覚の回復、あるいは向上のための感覚トレーニングと、筋力増強などのための運動トレーニングの両方が必要とされている。しかし、感覚トレーニングにおいては、治療行為の時間的制約などの理由から治療機会が必ずしも十分でないのが現状である。また、感覚運動統合機能の評価は療法士などの目視による定性的な評価が一般的である。一方、医療現場では医療制度改革による診療報酬改定などにより早期退院が望まれており、リハビリテーション現場を取り巻く環境は一層厳しさを増している。したがって、術後ならびに発症後早期段階からのリハビリテーションの開始と、より効果的な治療技術を開発するための回復効果の定量的評価が望まれている。

そこで、筆者らの研究グループは、訓練ツールと評価ツールの機能を有した下肢感覚トレーニングのためのシステムを開発した。本システムの導入により、患者は感覚トレーニングのリハビリテーションと回復効果の診断を病室等で自主的かつ気軽に行うことができる。現在、脊髄髄内腫瘍摘出術により一時的に固有感覚が低下した脊髄後索障害患者（以下、患者と呼ぶ）を対象に本システムを用いた臨床試験を実施している⁽¹⁾。一方、筆者らは本システムに加えて、さらに加速度・角速度センサを導入した下肢感覚運動統合機能の回復具合の定量的評価システムを提案しており⁽²⁾、患者への適用が今後の課題として残されている。

本稿では、文献(2)の成果を受けて、下肢感覚運動統合機能の定量的評価法の確立を目指し、その前段階として、健康者と固有感覚が低下した患者の各1名に対して臨床試験を実施する。その結果、加速度・角速度センサの測定データを用いた下肢感覚運動統合機能の定量的な評価について考察し、患者への適用可能性について検討する。

2. 体性感覚リハビリテーションシステム

筆者らが開発した体性感覚リハビリテーションシステムを図2に示す。本システムは、視覚情報提示と固有受容器刺激を利用したバイオフィードバックに基づく感覚トレーニングが行える。ハードウェアの構成は、ノートパソコン、

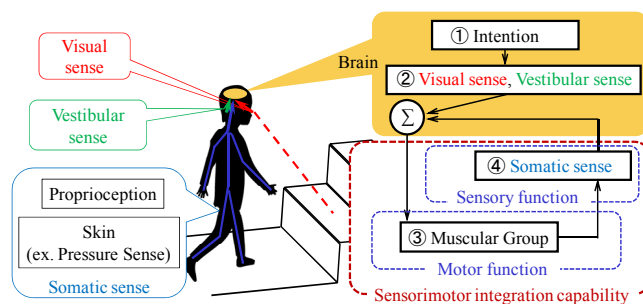


Fig. 1 Postural control system

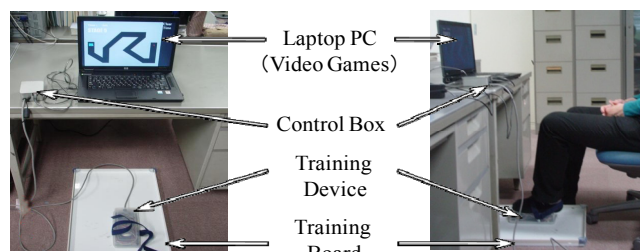


Fig. 2 Rehabilitation system for somatic sensation

制御ボックス、トレーニングデバイス、トレーニングボードからなる。患者は坐位にて、ノートパソコンの画面を見ながら、足底に装着したデバイスを水平面上で動かすことにより画面上のポインタを移動させる。トレーニングデバイスには、足底位置の座標を取得するためのPCマウス（無線レーザー方式）と、抵抗力の提示を行うための電磁石が組み込まれており、電磁石に流れる電圧値はPWM（Pulse Width Modulation）制御により変化させている。電磁石とトレーニングボードによる抵抗力と、デバイスの動きを表示する画面により、下肢の固有受容器の刺激と足底の動きの定量的イメージの提示を実現している。本システムは、坐位姿勢で行うため転倒事故の危険性も少なく、複雑なアクチュエータを使用していないことから暴走の危険性も無いため、リハビリテーションの比較的早期段階から利用できる。また、医療現場の意見に基づいて、堅牢性とコストに配慮した構造とした。

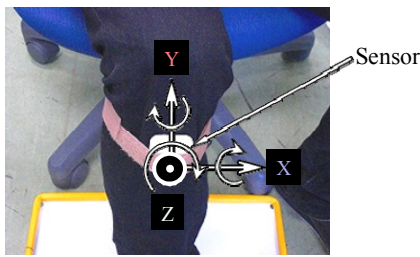


Fig. 3 Accelerometer and gyroscope

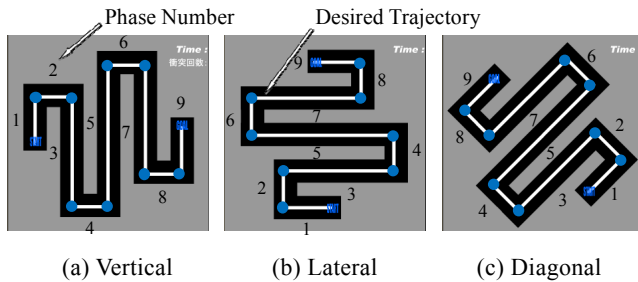


Fig. 4 Evaluation course (for Right foot)

3. 下肢感覚運動統合機能の評価

3-1 臨床試験方法

対象被験者は、本研究に直接関与していない22歳の健常男子大学生（以下、健常者と呼ぶ）1名と、名古屋大学医学部附属病院にて脊髄内腫瘍摘出術を受けて、退院間近の患者1名である。健常者の利き足は右足である。患者は34歳の男性、障害側と利き足は右足であり、退院時には独歩で帰宅している。下肢徒手筋力テスト（レベル0～5の6段階で評価、レベル5が正常）は術前・術後ともにレベル4であり、手術による運動機能への影響は認められなかった。ここで、レベル4とは、運動範囲全体に渡って動かすことができ、弱～中程度の徒手抵抗に抗して最終運動域を保持できる状態を指す。しかしながら、後索障害を呈しており固有感覚のフィードバックに支障があるため、自身の思い通りに身体を動かすことが困難である。

下肢感覚運動統合機能を評価するには下肢全体の運動情報を詳細に取得する必要がある。そこで、図3に示す加速度・角速度センサ（ワイヤレステクノロジー(株)WAA-006）を導入する。このセンサの導入により、被験者に身体的負担をかけずに、かつ測定環境に依らず運動データの取得が可能となる。センサは図3に示すように膝の脛骨粗面に対して、伸縮性のあるゴムバンドで固定した。また、トレーニングボードの中央にトレーニングデバイスを置いた状態を初期位置として、その際の膝関節角度が90 [deg]となるようにトレーニングボードと椅子の距離を調整した。

次に下肢の運動を定量的に評価するための下肢の動作として図4に示す軌跡追従ゲームを考える。軌跡追従ゲームには、同じコースを縦、横、斜めに配した3つのコースを用意した。各コースは図4に示すように1～9の9つのフェーズからなり、各フェーズは、前フェーズの到着判定時から現在のフェーズの到着判定時までとする。例えば、縦コースのフェーズ1は主に膝関節伸展運動、縦コースのフェーズ2は主に股関節外旋運動、斜めコースのフェーズ3は主に膝関節屈曲・股関節内旋運動に対応する。これらの各コースのフェーズにおける運動の対応を表1に示す。被験者は、デバイスの現在位置を示す画面上のポイント白いラインに沿って動かし、終点を目指す。もしポイントがコ

Table 1 Relationship between lower limb movement and Phase. No. of exercises

Phase No. of exercises	Lower limb movement
Vertical course (1, 5, 9) Lateral course (2, 4, 6, 8)	Knee joint extension
Vertical course (3, 7)	Knee joint flexion
Vertical course (2, 4, 6, 8) Lateral course (3, 7)	Hip joint excycloduction
Lateral course (1, 5, 9)	Hip joint incycloduction
Diagonal course (1, 5, 9)	Knee joint extension / Hip joint excycloduction
Diagonal course (2, 4, 6, 8)	Knee joint extension / Hip joint incycloduction
Diagonal course (3, 7)	Knee joint flexion / Hip joint incycloduction

ースから外れて壁（図4における灰色の箇所）に触れた場合は10 [N]の吸引力が提示され、被験者は停止感を感じる。

3-2 臨床試験結果

健常者と患者のそれぞれに、利き足（右足）で軌跡追従ゲームを行ってもらった結果について述べる。健常者と患者の両者ともに軌跡追従ゲームの各コース内の壁に触れることなくゴールまで到達した。その際に取得したセンサのデータを図5～図10に示す。健常者の縦、横、斜めコースの結果をそれぞれ図5、図7、図9に、患者の縦、横、斜めコースの結果をそれぞれ図6、図8、図10に示す。ただし、センサから得られるデータには雑音及びオフセットが含まれるため、これらを除くためにフィルタを用いた。加速度信号はカットオフ周波数1 [Hz]のバターワース型のローパスフィルタによる処理を行い、角速度信号にはカットオフ周波数として0.04 [Hz]と1 [Hz]のバンドパスフィルタによる処理を実施した。また、図の見やすさを考慮してフェーズの切り替わりを線で示し、奇数番号のフェーズには網掛けを施した。

ここで、臨床試験の結果を考察する前に、膝関節屈曲・伸展運動、股関節内旋・外旋運動ならびにこれらの複合運動からなる下肢の動作と、センサ出力との関連性を調べた。その結果を以下に示す。

- 膝関節屈曲運動：加速度波形のx軸・y軸は水平、z軸は右肩下がりとなる。角速度波形のx軸は上に凸、y軸・z軸は0となる。
- 膝関節伸展運動：加速度波形のx軸・y軸は水平、z軸は右肩上がりとなる。角速度波形のx軸は下に凸、y軸・z軸は0となる。
- 股関節内旋運動：加速度波形のx軸は右肩上がり、y軸・z軸は水平となる。角速度波形のx軸は0、y軸・z軸は上に凸となる。
- 股関節外旋運動：加速度波形のx軸は右肩下がり、y軸・z軸は水平となる。角速度波形のx軸は0、y軸・z軸は下に凸となる。
- 膝関節屈曲／股関節内旋運動：加速度波形のx軸は右肩上がり、y軸は水平、z軸は右肩下がりとなる。角速度波形のx軸・y軸・z軸いずれも上に凸となる。
- 膝関節伸展／股関節内旋運動：加速度波形のx軸・z軸は右肩上がり、y軸となる。角速度波形のx軸は下に凸、

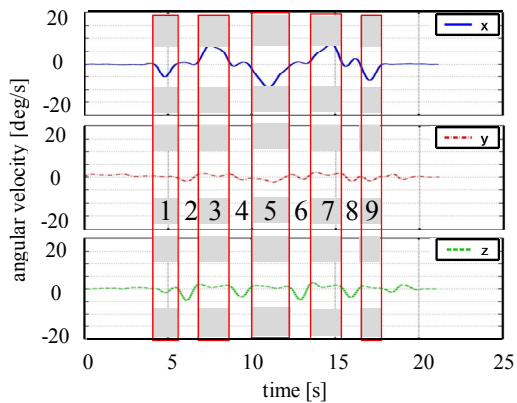
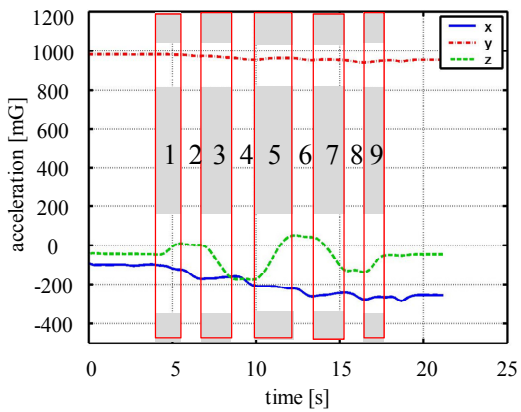


Fig. 5 Acceleration and angular velocity data of vertical course (Healthy control)

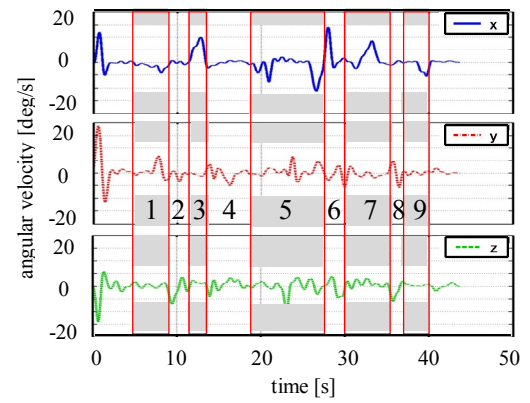
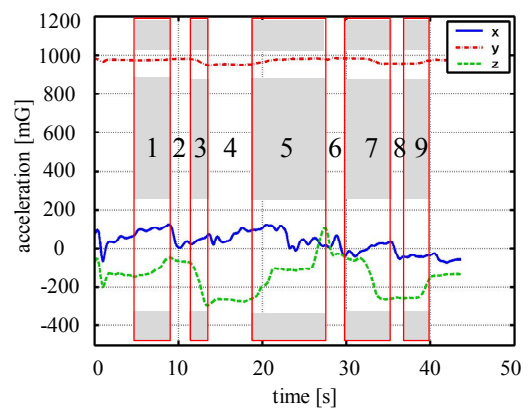


Fig. 6 Acceleration and angular velocity data of vertical course (Patient)

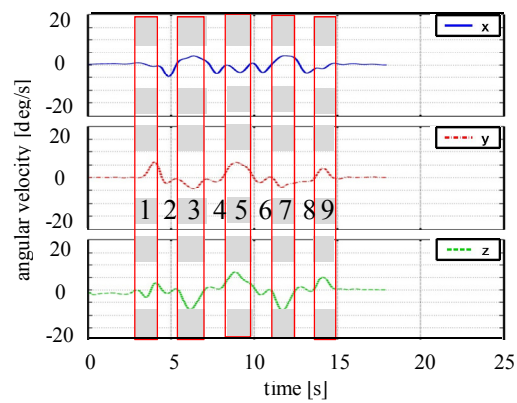
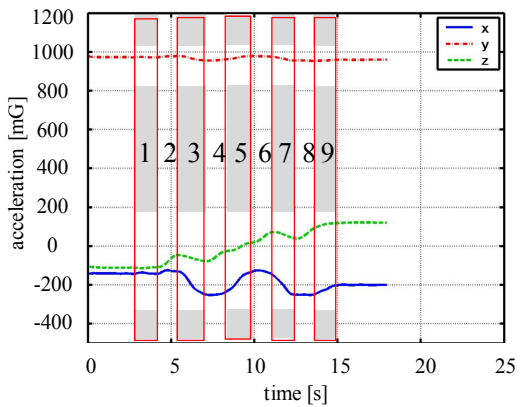


Fig. 7 Acceleration and angular velocity data of lateral course (Healthy control)

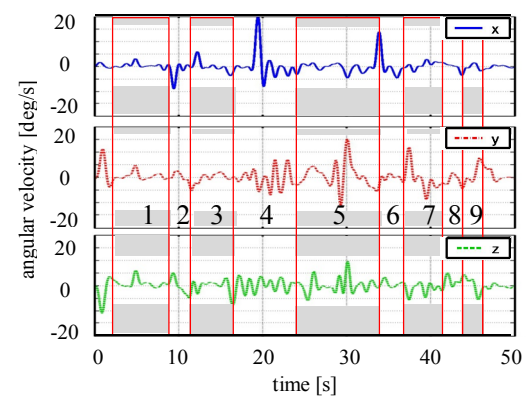
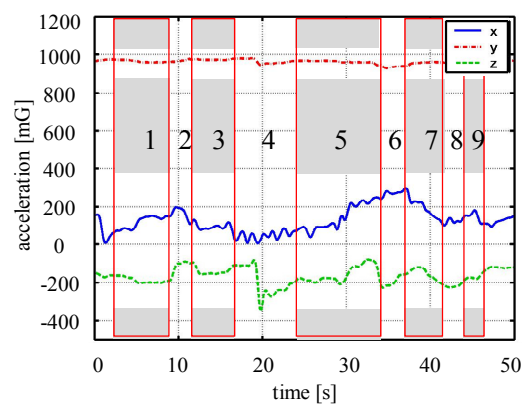


Fig. 8 Acceleration and angular velocity data of lateral course (Patient)

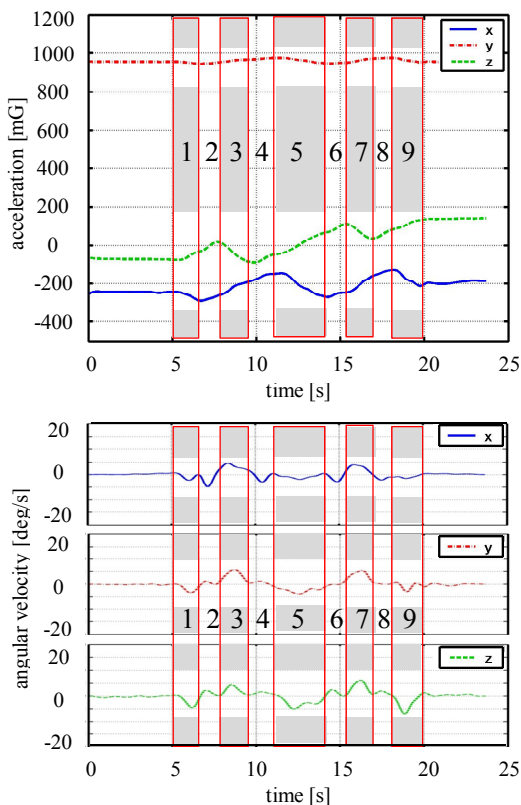


Fig. 9 Acceleration and angular velocity data of diagonal course (Healthy control)

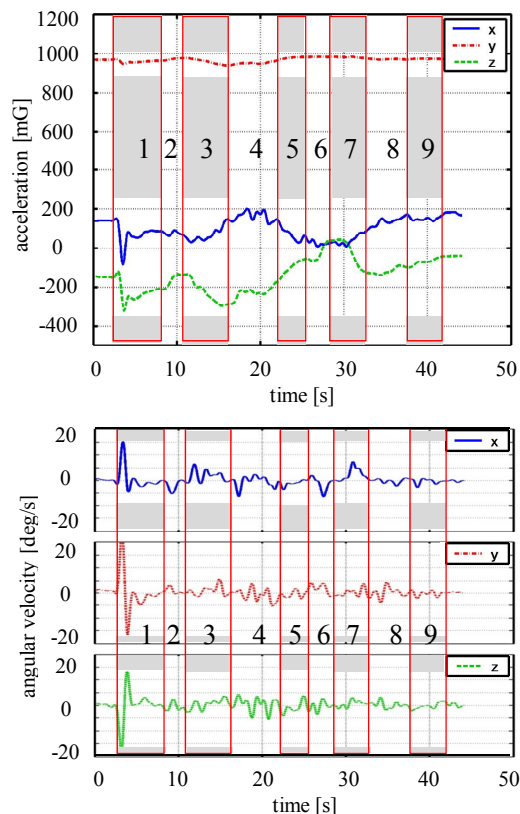


Fig. 10 Acceleration and angular velocity data of diagonal course (Patient)

y 軸・z 軸は上に凸となる。

(g) 膝関節伸展／股関節外旋運動：加速度波形の x 軸は右肩下がりがり、y 軸は水平、z 軸は右肩上がりとなる。角速度波形の x 軸・y 軸・z 軸いずれも下に凸となる。これらの関連性は、臨床試験の健常者の波形（図 5，図 7，図 9）にも当てはまる事が分かる。

一方、患者と健常者の時間波形を比較すると、患者の波形が振動的であり、角速度においては振幅の大きい箇所が散見された。ゲームの開始前に観測された振動は、筋緊張により姿勢保持が困難な状態にある下肢の運動を捉えたものである。また、動作中に観測された振動は、大きく二種類に分けることができる。一つは、ゲーム実施中の目標とする軌跡から外れた際に、戻ろうとする追従補正動作から生まれるもの、もう一つは、トレーニングデバイスとトレーニングボードとの間の摩擦から生まれるものである。後者は、健常者がデバイスを滑らすように動かすのに対して、患者はデバイスをトレーニングボードに押し付けるような動作に起因する。また、角速度信号に観測される大きな振幅は、急激な下肢の動作から生まれる。これらはいずれも筋緊張に起因すると考えられる。この筋緊張が起こる原因について考える。脊髄後索障害患者は図 1 に示す④の感覚機能のフィードバックに問題があり、正確な運動指令を生成できないため、運動機能において必要以上の力が常に働いて筋緊張状態となる。これは感覚運動統合機能の低下を意味しており、センサ出力からも確認することができた。

4. 結言

体性感覚リハビリテーションシステムと加速度・角速度センサを用いた臨床試験を、1 名の健常者と 1 名の脊髄後索障害患者を対象に実施し、下肢感覚運動統合機能の評価

を行った。その結果、健常者からは下肢の動作に対応したセンサ出力波形を確認できた。一方、患者においてはセンサ出力波形から筋緊張状態を判別することにより、下肢感覚運動統合機能の低下を確認した。以上の結果から、提案した下肢感覚運動統合機能の定量的評価システムは、患者にも適用可能であることが示唆された。今後は、被験者数を増やすことにより定量的評価法を確立すること、ユーザビリティを考慮した評価結果の出力方法などが挙げられる。

本研究は、名古屋工業大学生命倫理審査委員会の承認（承認番号 21-007）ならびに、名古屋大学医学部生命倫理委員会の承認（承認番号 916）を得て、地域イノベーション創出総合支援事業「平成 21 年度シーズ発掘試験 A（発掘型）」支援のもとに実施した。

参考文献

- (1) 山崎一徳, 今泉大地, 森田良文, 鶴飼裕之, 永谷元基, 林尊弘, 伊藤忠, 栢本あずさ, 杉浦一俊, 酒井義人, 体性感覚リハビリテーションシステムの開発, 一脊髄後索障害の定量的評価指標の一考察, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'10講演論文集, 1P1-E17(1)-(2), 2010.
- (2) 今泉大地, 山崎一徳, 森田良文, 鶴飼裕之, 永谷元基, 林尊弘, 杉浦一俊, 伊藤忠, 栢本あずさ, 酒井義人, 下肢体性感覚回復リハビリシステムの開発, 一加速度・角速度センサを用いた回復具含定量評価システムの提案, 日本機械学会東海支部第59期総会講演会講演論文集, pp.57-58, 2010.
- (3) 吉原永武, 松山幸弘, 酒井義人, 中村博司, 片山良仁, 佐藤公治, 石黒直樹, "脊髄内腫瘍の神経学的治療成績", 臨床整形外科41(3) pp.213-222, 2006.