

[研究助成 (A)]

筋シナジーを用いた随意運動誘引手法による
自発的動作に寄り添う正常歩行訓練装置

2241018



研究代表者

関西学院大学 工学部
知能・機械工学課程

教 授

中 後 大 輔

[研究の目的]

脳卒中後片麻痺患者の歩行リハビリには各ステージ（急性期、回復期、維持期）があり、特に回復期に正常歩行を成す随意運動を獲得することが大事である。一方、我が国では理学療法士（PT）は回復期の患者に対して付添い時間が長く取れない実情があり、このことが、最低限移動が出来ることを第一とした実用歩行の獲得に主眼が置かれる原因であった。そのため患者の QOL（Quality of Life）を考えた場合、回復期において正常歩行に至る自立的訓練が可能なりハビリ機器が強く要望される。

一方、先行研究に依ればエルゴメータが脳卒中後片麻痺患者のリハビリテーションに有効であること、ペダリング動作が下肢の歩行機能回復を促進することが示唆されている。しかし、これらの研究は理学療法士による主観的な評価に基づくものであり、エルゴメータによる補助力と下肢の筋肉への寄与を定量的に分析した研究はなかった。

そこで本研究の目的は、脳卒中後片麻痺患者を対象として、エルゴメータを用いた安全な座位ペダリング運動にて、正常歩行訓練を効果的に実現するための条件を明らかにすること、その条件を実現するペダル型リハビリテーションロボットを実現することである。

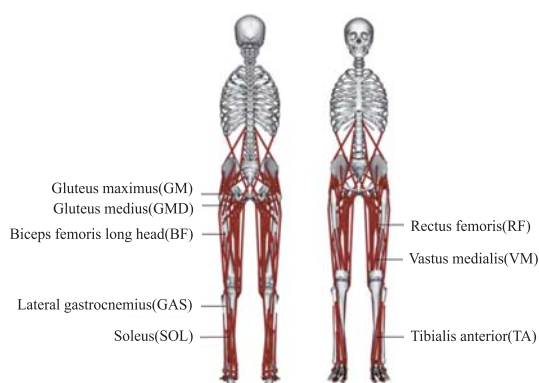
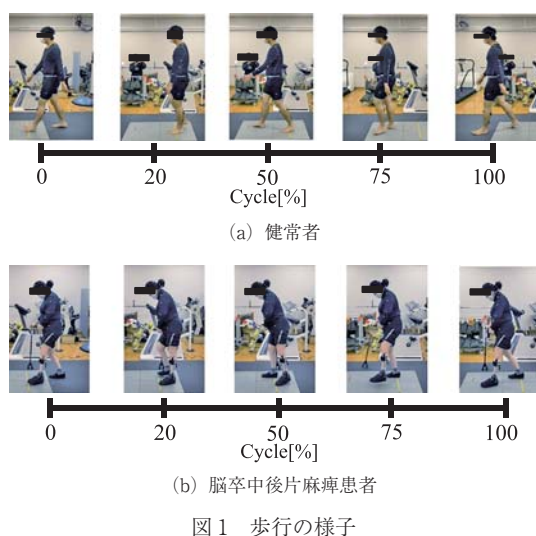
[研究の内容、成果]

本研究の目的を達成するために、主に以下の二点について研究を実施した。一点目は、健康者と脳卒中片麻痺患者の歩行時の下肢の使い方の違いを筋シナジー解析を用いて比較した。さらに、これらの比較結果から正常な歩行に必要な筋肉の使い方を明らかにすると共に、その筋肉の使い方をペダリング運動で実現するための条件を明らかにした。二点目は、エルゴメータを用いたリハビリテーションロボットを提案し、患者を通常の歩行に近い形で下肢の使い方へ導くアシスト機能を提案した。

A. ペダリング運動のリハビリモデルの構築

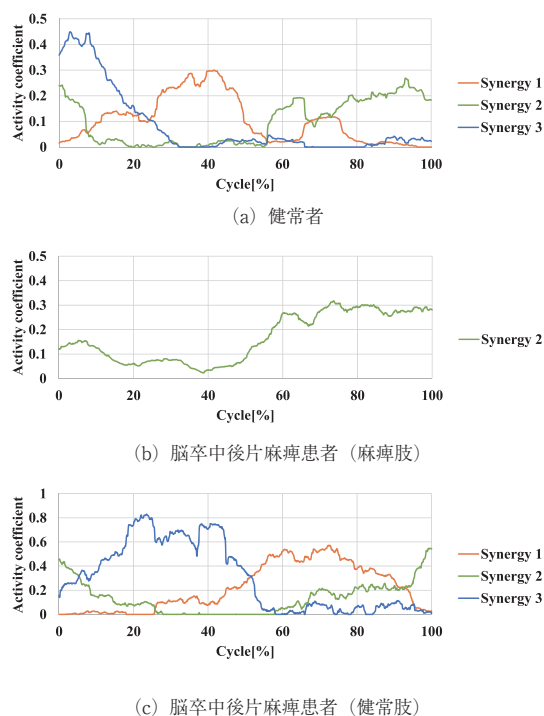
人間の歩行は足を上げる、足を蹴るなどの役割の異なるいくつかの基本動作から構成されており、人間は複数の筋肉を協調させることでこれらの基本動作を実現している。各基本動作において各筋肉が発揮する筋力は筋電（EMG）を測ることで確認することができる。しかし、各基本動作は複数の筋の協調によって達成されるため、筋の協調性を評価する指標が必要になる。そこで本研究は、シナジー解析を用いて筋の協調関係を評価した。

まず最初に、健康者（図1(a)）と脳卒中後片麻痺患（図1(b)）の歩行時の筋肉の働き方を調べるため計測実験を行った。本歩行実験では、健康者と脳卒中後片麻痺患者に歩いてもらい、図2に示す筋肉の EGM データを測定した。



これらの8つの下肢の筋肉は、とりわけ歩行動作を生み出すと知られている筋肉である。また、それぞれの歩行動作を構成する基本動作を比較するために、筋シナジー分析を行った。

健常者の筋シナジーを図3(a)に、患者の麻痺肢側と健常肢側の筋シナジーを、それぞれ図3(b)と図3(c)に示す。図3(a)から、健常者の正常歩行は、足を後方に蹴る動作（シナジー1）、足を支持脚から遊脚に切り替えて後方から前方に戻す動作（シナジー2）、遊脚を接地して支持脚として体重を移動する動作（シナジー3）から構成されていることが分かる。図3(b)から片麻痺患者の歩行では、麻痺肢側にはシナジー2に相当する基本運動しか発生しておらず、これは麻痺肢が歩行動作に全く寄与していないことを示している。一方、図3(c)に示すように、健常肢側では健康者と同様に3

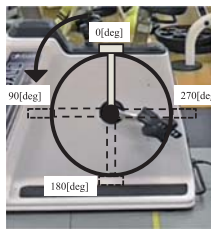


つの基本的な動作が発生しているが、麻痺肢側は底のような動作が発生しており、そのタイミングは異なる。このことから、片麻痺患者でも適切なりハビリテーションを行うことで、これら3つの基本的動作を実現できる可能性を示している。

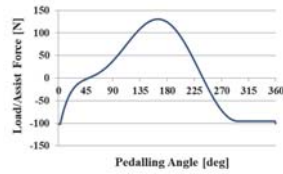
これらの結果から、正常の歩行に向けたトレーニングでは、足を後方に蹴り出すシナジー1の動作（主な筋肉：GAS, SOL）、足を前方に戻すシナジー2の動作（主な筋肉：TA, BF, RF）、足首を使って足を接地させるシナジー3の動作（主な筋肉：GMD, GM）を促すことが重要であることが分かった。

以上の議論を踏まえて、本研究では以下の方針にてエルゴメータの麻痺肢側ペダルに付加する支援力／負荷を以下の方針に基づいて図4のように設計した。

- ・シナジー1：患者は麻痺肢側で自発的に基本動作を行おうとした。そこで、自発的な基本動作をさらに訓練するために、蹴り出し動作に相当するペダリング動作（90～225[deg]）時に、ペダルに負荷をかけた。



(a) 角度定義



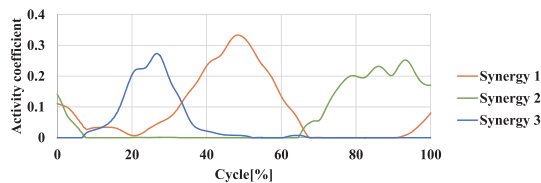
(b) ペダル角度に応じた設計

グラフ中の正の値がアシスト力、負の値が負荷（ブレーキ力）を示す。

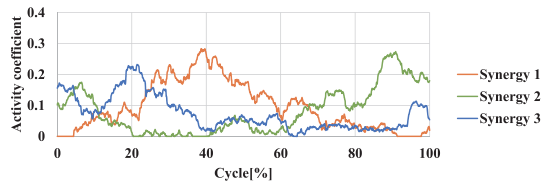
図4 設計したアシスト力／負荷

- ・シナジー 2：患者は麻痺肢側の足を前方に戻す基本動作を行っていない。そこで、被験者が足を前に出す動作を行えるように、ペダルを戻す動作（225～360[deg]）でアシスト力を加えた。
- ・シナジー 3：患者は麻痺肢側の足を安定させ体重を加え始める基本動作を行っていない。そこで、まず足を安定させ体重を加え始める動作を行わせるために、足を下げながらペダルを漕ぐ動作（0～90[deg]）でペダルにアシスト力を加えた。次にシナジー 1 の基本動作に向けて、ペダリングがしやすくなる 45～90[deg] の間で、ペダルをアシスト力から負荷に徐々に切り替えた。

設計した支援力は、患者を模擬する筋骨格シミュレーションにて目標となるシナジーを発生させること（図 5(a)）、そのシナジーは、健常者に B にて開発したペダル型リハビリ装置を



(a) 患者を模した筋骨格シミュレーション



(b) 健常者が試作機を利用した場合

図5 ペダリング運動による筋シナジー（活性化係数）

使用して貰ったときに発生するシナジーに類似していること（図 5(b)）を確認した。

B. 支援力／負荷の可変制御機構を有するペダリング訓練装置の開発

一般的なエルゴメータは、左右クランクが連結されているため、使用者は左右の足を同時に動かしてペダルを漕ぐ。しかし、片麻痺患者がエルゴメータを漕ぐ場合、動作の大部分を健常肢に頼ることになるため、トレーニングには不適切である。そのため、患者の麻痺肢の自発的な動きを促す必要がある。

そこで、本研究は左右独立式のペダリング装置を考案した（図 6, 図 7）。各ペダルには、負荷・アシスト力を発生させるアクチュエータと回転角度を測定するエンコーダ、踏力を測定する力センサを搭載した。両ペダルのマスター・スレイブ制御により、麻痺肢側のペダルをマスター、健康肢側のペダルをスレイブとすることで、患者が麻痺肢側からペダルを漕ごうとすると、ロボットは通常のエルゴメータと同じように動作する。一方、健康肢側からペダルを漕ご



図6 開発した試作機（使用例）



図7 開発した試作機

本試作機を用いた被験者実験を実施した。本実験では、健常者に我々の提案するロボットに慣れてもらうため、約 10 分間、自分のペースで自由にペダルを漕いでもらった。被験者が本ロボットに慣れたと申告した後、被験者が試作ロボットを漕いでいる間の両脚の EMG 信号を測定した。一連の実験は理学療法士の指導のもと、安全に配慮して実施した。EMG 信号より抽出した筋シナジーを図 5(b) に示す。被験者の下肢に、シミュレーションと同様に正常歩行に似た筋シナジーが発現したことを確認した。



久保穂佳, 中後大輔, 村松聡, 横田祥, 余錦華, 石黒圭応, 橋本洋志, 筋シナジーを利用した随意運動誘導による正常歩行機能改善のためのエルゴメータ型下肢リハビリテーションロボット, 第25回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, 2F5-06, 2024.