

「正常歩行のための随意運動を促す歩行リハビリ装置の開発」

関西学院大学工学部知能・機械工学課程

中後 大輔

1 研究の背景と目的

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．

先行研究では，エルゴメータが脳卒中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[1,2]．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．また，下肢の筋肉に電気刺激を与えながらエルゴメータを漕ぐことで下肢筋のリハビリを目的とした研究は提案されているが[3]，対象となる患者は維持期の下肢機能を完全に失った脳卒中患者であるため，通常の歩行訓練には使用できなかった．

一方，エルゴメータのペダルにかかる負荷を角度によって適切に変化させることで下肢の筋肉に歩行時に活動するのと同様の筋活動を行わせることができることを確認している[4]．したがって，正常歩行に必要な下肢の機能を特定し，エルゴメータにかかる負荷を適切に変化させることで正常歩行に必要な下肢の機能を再現することができれば，エルゴメータは正常歩行のためのリハビリテーションに利用することができる．

そこで本研究の目的は，エルゴメータを用いたリハビリロボットを開発し，脳卒中後片麻痺患者の正常歩行訓練を支援することである．この目的を達成するために，本研究では以下の二点に取り組んだ．一点目は，健常者の歩行時の下肢の使い方を筋シナジー解析を用いて解析し，正常な歩行に必要な筋肉の使い方を明らかにすること．さらに，片麻痺患者がペダリング装置を用いた時に，正常な歩行に必要な筋肉の使い方を誘導できるペダルへの支援力／負荷を見出すこと．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に導くアシスト機能を実装した．

2 研究方法・研究内容

2. 1 正常歩行訓練における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図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である[5]．そこで本研究では，シナジー解析を用いて筋の協調関係を評価した．

筋シナジーとは，Bernstein によって提唱された概念であり，人間の運動は冗長な自由度系からなる複数の筋肉によって協調制御されており，1 つの基本運動からなる複数の筋肉の協調運動をシナジーと呼んでいる[6]．本論文では，筋シナジー解析を用いてペダリング動作からなる大量の筋電図データを複数のシナジーの線形和として近似して表現した．これにより，患者のペダリング動作がどのような基本動

作から構成されているかを筋活動から明らかにすることとした．本研究で解析対象とした筋肉を図 1 と表 1 に示す．これらの下肢の筋肉は，特に歩行動作を生み出すと知られている筋肉であり，今回の予備実験ではこの 8 つを解析対象とする．

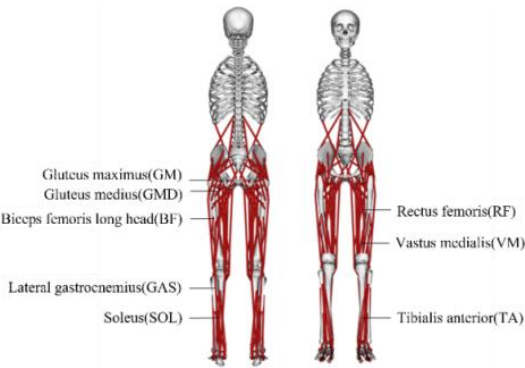
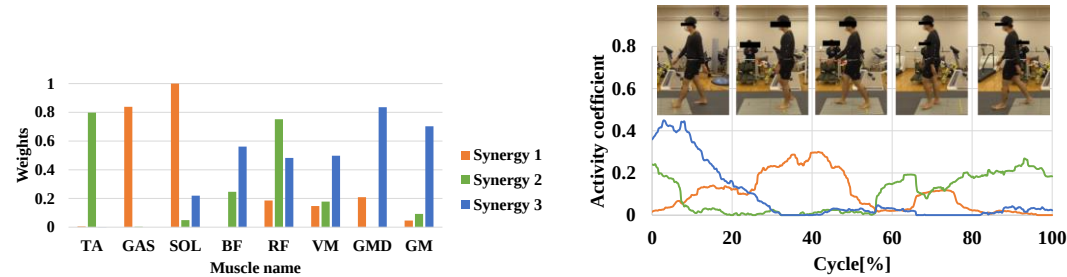


図 1 解析対象とした筋肉

表 1 解析対象筋肉の名称と役割

Abbreviation	Muscular Name	The way muscles work
TA	Tibialis anterior	Dorsiflexion of ankle joint.
GAS	Lateral gastrocnemius	Plantar flexion of ankle joint. Flexion of knee joint.
SOL	Soleus	Plantar flexion of ankle joint.
BF	Biceps femoris long head	Flexion of knee joint. Extension of hip joint.
RF	Rectus femoris	Extension of knee joint. Flexion of hip joint.
VM	Vastus medialis	Flexion of knee joint.
GMD	Gluteus medius	Thigh rotation at hip joint.
GM	Gluteus maximus	Hind limb adduction.

予備実験として，健常者にトレッドミル上を 1.0[m/sec]で歩いてもらい，EGM データを測定すると共に，筋シナジー解析を実施した．図 2 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．



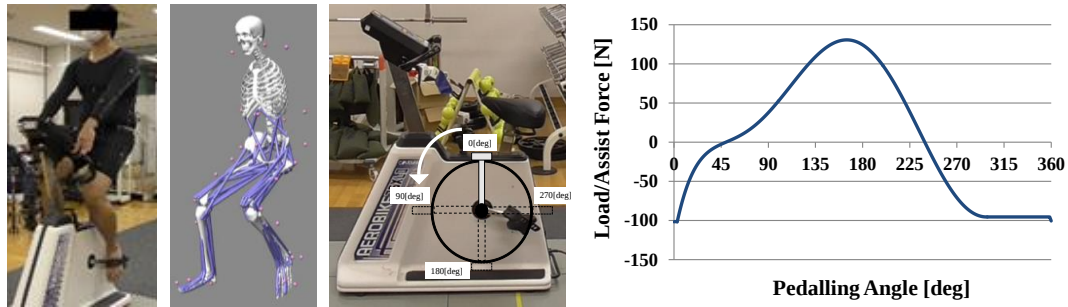
(a) 各動作を構成する筋肉の寄与度合(W) (b) 各動作の発現度合の時系列変化(H)

図 2 健常者の歩行時に発現した筋シナジー

続いて，健常者に従来のペダリング装置を漕いで貰い (図 3(a))，ペダリング装置が与える負荷とそれに対応する身体の動きを模擬する人間モデルを筋骨格シミュレーション上に再現した (図 3(b))．さらに開発した人間モデルに，歩行に支障がある被験者の下肢筋力パラメータ [7]を入力し，ペダルの負荷を試行錯誤的に筋骨格シミュレータ上で変動させながら図 3(d)に示す筋シナジーに似た筋シナジーを誘導するペダルの支援力／負荷のパターンを得た．図 3(d)の支援力／負荷のパターンを与えた時の人間モデルが示した筋シナジーを図 4 に示す．

2. 2 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

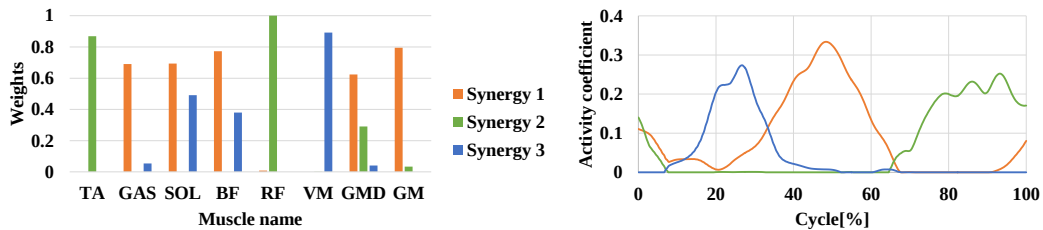
前節で導出した支援力／負荷を実現するため，従来開発してきたペダリング装置 [8]の制御装置を新規に開発した．一般的なエルゴメータでは，左右のクランクが連結されているため，使用者は左右の足でペダルを漕ぐ．しかし，脳卒中後片麻痺患



(a) 健常被験者 (b) 人間モデル (c) ペダル角度定義 (d) 導出した支援力／負荷

図3 従来型ペダリング装置を用いた筋骨格シミュレーション

なお、(d)において正の値は支援力、負の値は負荷を示す。



(a) 各動作を構成する筋肉の寄与度合(W) (b) 各動作の発現度合の時系列変化(H)

図4 高齢者を模擬する人間モデルが発現した筋シナジー

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ためには、正常歩行訓練ロボットが必要となる。

そこで、新開発したエルゴメータは図5に示すような左右独立式とした。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うとすると、ペダルはスレイブとなり、ペダルを漕ぐことができない。そのため、患者は麻痺肢側からペダルを漕ぐことになり、正常歩行訓練の効果向上が期待できる。

開発したペダリング装置外観図を図6に、制御装置外観図を図7に示す。制御装置には、麻痺肢側をアシストすると共に健常肢側の踏力をキャンセルするため、最大300[N]のアシスト力／ブレーキ力を発揮するサーボアンプを用いた。さらに健常肢側の踏力にペダルが漕がれた場合、サーボモータによって発電された電力が制御回路に悪影響を与えないように、回生抵抗器によって発電された電力をキャンセルする回路も設けた。

患者がペダルを漕ぐ力は、ペダルに力センサを取り付け、その計測情報をBluetooth無線通信でメインコントローラに送信することで計測した(図8)。ペダルに取り付けるセンサを無線式としたことで、病院現場における使い勝手に配慮した。また、Bluetooth Low Energy規格を用いることで省電力でかつ他の医療機器への干渉のリスクを低減した。

開発した装置に図3(d)の支援力／負荷のパターンを与えて、装置が正常に稼働することを確認した。しかし、実験を予定していた期間に東京地区にてインフルエン

ザが流行したため、患者による被験者実験を予定していた施設から延期の申し出があったため、被験者実験における筋シナジーを用いた性能評価は今後の課題となった。

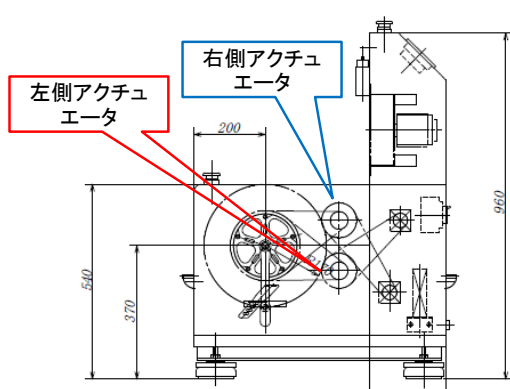


図5 ペダリング装置設計図

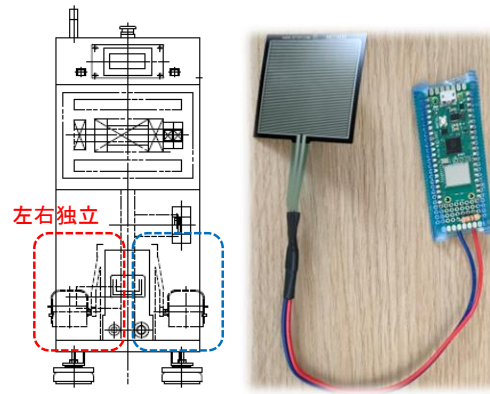


図8 踏力センサ



図6 ペダリング装置外観図 (健常者によるテスト)

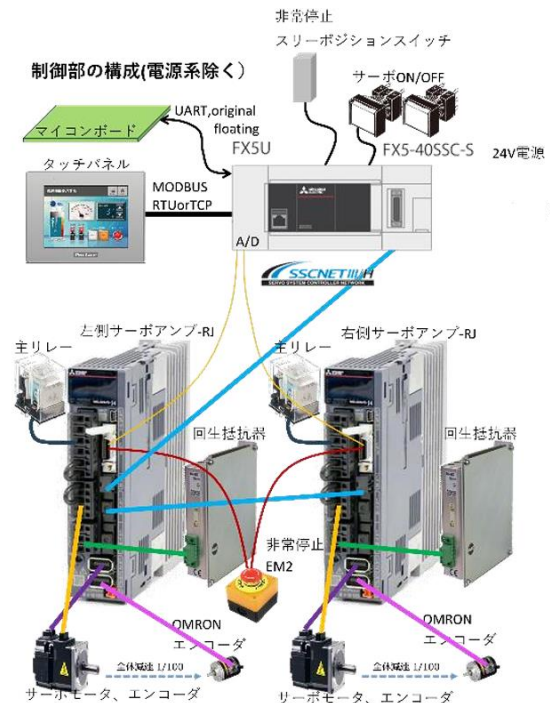


図7 制御回路構成図

3 研究成果

本研究の成果は以下の通りである。

- 健常者の歩行時の下肢の使い方を筋シナジー解析を用いて解析し、正常な歩行に必要な筋肉の使い方を明らかにした。
- ペダリング装置を使用する患者を筋骨格シミュレータ上にて模擬する人間モデルを開発した。さらにこのモデルを用いて、片麻痺患者がペダリング装置を用いた時に、正常な歩行に必要な筋肉の使い方を誘導できるペダルへの支援力／負荷を導出した。
- 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に導くアシスト機能を実装した。

4 生活や産業への貢献および波及効果

本研究成果は、直接的には脳卒中後片麻痺患者の正常歩行能力獲得に向けたリハビリテーションに有効である。さらに本研究は、人間のある運動を、より安全性の高い運動に置き換えて効果的に訓練する、という目的に使用できるため、その他のリハビリテーションやスポーツへの応用も期待できる。さらに人間の動作を複数の基本動作に分割して解析するというアプローチは、患者の不完全な動作を定量的に表現することが可能となるため、理学療法士の教育目的にも応用可能である。

5 参考文献

1. 内閣府, 令和 6 年度高齢者白書, 2-2 章, pp.43, 2024.
2. 水庫 功, エルゴメトリのリハビリテーション応用研究, バイオメカニズム学会誌, Vol.34, No.4, pp.308-311, 2010.
3. Y. Ren, *et al.*, "Developing a Wearable Ankle Rehabilitation Robotic Device for in-Bed Acute Stroke Rehabilitation," in IEEE Trans. on Neural Systems and Rehab. Eng., vol.25, no.6, pp. 589-596, 2017.
4. Y. Miyazaki, *et al.*, "Muscle Synergy Analysis in Ergometer-Based Gait Recovery Training for Stroke Patients," in IECON2023 - 49th Annual Conf. of the IEEE Industrial Electronics Society, 2023, doi: 10.1109/IECON51785.2023.10312196.
5. E. Ambrosini, *et al.*, "Changes in leg cycling muscle synergies after training augmented by functional electrical stimulation in subacute stroke survivors: a pilot study," in J. of NeuroEng. and Rehab., Vol.17, no.20, 2020, doi: 10.1186/s12984-020-00662-w.
6. N. Yang, *et al.*, "Clarification of muscle synergy structure during standing-up motion of healthy young, elderly and post-stroke patients," in Int. Conf. on Rehabilitation Robotics (ICORR), pp. 19-24, 2017.
7. P. Ren, *et al.*, "A Simple Method for Estimating Individuals Muscle Weakness and Propositions for Standing Support Methods Based on the Estimate," in 2024 IEEE/SICE Int. Symp. on System Integration (SII), pp.723-728, 2024.