

片麻痺患者の起立動作のリハビリテーションにおける理学療法士の技能と筋シナジーに与える影響の調査*

○ Qi An 湖上碩樹 楊濤嘉 山川博司 田村雄介 (東京大学) 山崎弘嗣 Matti Itkonen
Fady Shibata-Alnajjar 下田真吾 (理化学研究所) 服部憲明 木野本誠 高橋幸治 藤井崇典
乙宗宏範 宮井一郎 (森之宮病院) 山下淳 浅間一 (東京大学)

概要 本研究は日常生活の中で活動の起点となる起立動作に着目し、リハビリテーション中の起立動作の筋シナジーに与える影響を調査する。これを達成するために片麻痺患者の筋シナジーや理学療法士の筋活動の計測を行った。片麻痺患者は自力では起立動作の筋シナジーを個別に調整できなかったが、理学療法士が介入した時にはシナジーを個別に調整することが可能となった。また、理学療法士の筋活動から理学療法士は片麻痺患者に対して離臀のタイミングを教示していることが示唆された。

キーワード: リハビリテーション, 筋シナジー, 起立動作

1 背景

我が国の人口に占める高齢者の割合は 25%を超え、超高齢社会である。高齢者になると身体機能が衰えるだけではなく、脳卒中になる割合も増える。脳細胞が損傷されると、手足に麻痺が残り運動が阻害されてしまう。これに対して、我々の研究グループでは日常動作の起点となる起立動作に着目した研究を行ってきており、起立動作の機能を改善する方法や支援機器の開発を行っている。我々の先行研究では起立動作中の筋活動に対して筋シナジー仮説に基づいた解析を行い、ヒトが立ち上がる際には 4 つの筋シナジーのパラメータを制御することで適応的に運動を達成していることを示した²⁾。また高齢者になると、筋シナジーを適切に調整できず、活動が変化することが明らかになっている³⁾。しかし、筋シナジーの活動が変化し、運動が阻害された人に対する運動教示方法やどのように運動機能を改善させればよいのかは分かっていない。

これに対し本研究では、運動機能が阻害された片麻痺患者を対象に、理学療法士がリハビリテーションを行い、身体機能を改善させることに着目した。実際のリハビリテーションでは、図 1 に示すように、患者の麻痺側の膝部と臀部に対して介入することで、運動を補助し、起立動作の練習を行っている。本研究では、起立動作のリハビリテーションにおいて理学療法士がどのような介入を行っているのかを明らかにし、またその介入により片麻痺患者の運動や筋シナジーがどのように変化するかを調べることを目的とする。



Fig. 1: Rehabilitation Intervention.

2 手法

2.1 筋シナジー解析

筋シナジー仮説は Bernstein によって提唱され、ヒトが運動を行う際には個別に筋を制御しているのではなく、筋シナジーと呼ばれる複数の筋の共同発揮を制御しているという仮説である。この仮説の概要を図 2 に示す。図中の空間パターンは異なる筋の相対的な活動度を示しており、近年の研究では筋シナジーは脊髄に符号化されていることが報告されている⁴⁾。一方で時間パターンは空間パターンの重みの時系列変化を示しており、脳からの下降性の運動指令や感覚情報によって調整される。これらの時空間パターンの線形和によって筋活動が生成され、実際の身体が運動する。筋シナジーの時空間パターンは、運動中の筋活動を計測し、非負値行列因子分解⁵⁾によって算出される。

我々の先行研究では、ヒト起立動作には 4 つの筋シナジーが存在することが分かっており、それぞれ 1. 上体の前屈, 2. 座面からの離臀, 3. 全身の伸展, 4. 姿勢の安定化を担っている³⁾。また高齢者になると特に 2 番目の筋シナジーの活動に変化が生じ、若年者と比べると遅れる³⁾。本研究では運動がより阻害されている片麻痺患者を対象に、自力で起立した時の筋シナジーと理学療法士によって介入を受けて起立している時の筋シナジーを比較することで、理学療法士の介入が筋シナジーに与える影響を調査する。さらに、これらの筋シナジー構造を片麻痺と同じ年齢層の健常高齢者のものと比較することで、リハビリテーションによって

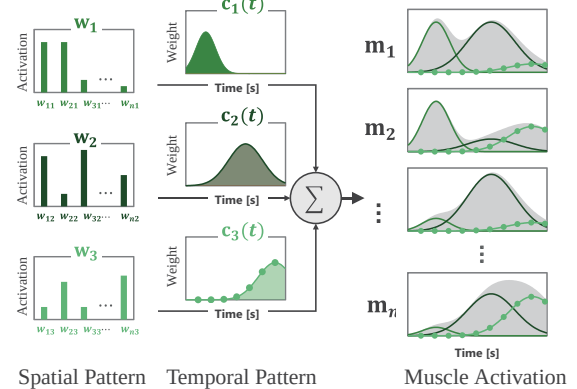


Fig. 2: Muscle Synergy Model.

*本研究は IEEE International Conference on Robotics and Automation 2018 (ICRA2018) で発表したものである¹⁾。

筋シナジーが実際に改善して健常者のものに近づいているのか検証する。本研究では我々の先行研究と同様に4つの筋シナジーを抽出し、条件間の時空間パターンの違いを比較する。

2.2 理学療法士の介入の解明

理学療法士が片麻痺患者の膝部と臀部にどのタイミングで、どのように介入をしているのかを調べるために、本研究では理学療法士の上肢の筋活動を計測し、介入中の上肢の運動を調べる。具体的には、肩と肘の伸展・屈曲、手首の掌背屈、母指の外転に関わる筋の活動を調べることで、膝や臀部に対して腕をどのタイミングでどのように動かしているのかを調べる。

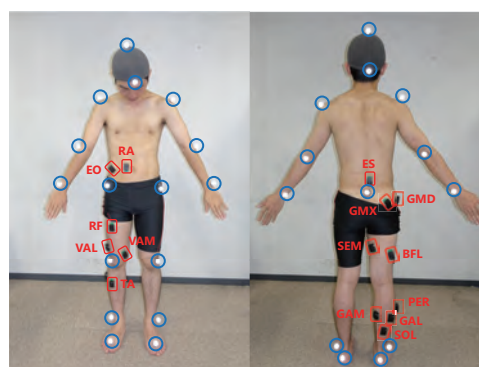
3 実験

3.1 計測する筋

起立動作は主に足、膝、股関節と腰関節を動かして運動を達成する。起立動作から筋シナジーを抽出し、理学療法士の介入の効果を調べるために、足・膝・股・腰関節の伸展や屈曲に寄与する筋活動を計測した。実際に計測した筋を図3(a)に示す。計測した筋は腹直筋(RA)、腹斜筋(EO)、脊柱起立筋(ES)、大臀筋(GMX)、中殿筋(GMD)、大腿直筋(RF)、外側広筋(VAM)、内側広筋(VAM)、大腿二頭筋長頭(BFL)、半腱様筋(SEMI)、前脛骨筋(TA)、長腓骨筋(PER)、腓腹筋内側頭(GAM)、腓腹筋外側頭(GAL)、ヒラメ筋(SOL)の15筋である。また理学療法士が運動のどのタイミングで介入したのかを調べるために、図3(a)の青丸に示すHelenHayesのマーカセットの位置にマーカを貼り付け、光学式モーションキャプチャによって100 Hzで計測を行った。計測したマーカの座標データから離臀のタイミングを算出した。

理学療法士が患者の膝部と臀部に対して、手首や肘、肩をどのタイミングでどのように動かして介入しているかを調べるために、図3(b)に示す肩の伸展屈曲、肘の伸展屈曲、手首の掌背屈、母指の外転筋を計測した。患者と理学療法士の筋活動は2,000 Hzで計測され、整流化の後80-200 Hzの2次のバターワースのバンドパスフィルタをかけ、0.3 sの移動平均を算出した。身体軌道を計測したマーカデータに対しては6 Hzのローパスフィルタを用いてフィルタリングを行った。本研究では、患者が離臀をしたタイミングを基準に離臀前1秒と離臀後2秒の合計3秒間のデータを解析した。

本実験には12名の片麻痺患者に参加してもらった。12名のうち男性が10名、女性は2名、12名の平均年齢と標準偏差は56.0±11.6歳であった。また12名のうち9名は左片麻痺で3名は右片麻痺の患者であった。日常生活動作の実施可能性を示す指標であるFunction Independence Measure (FIM)は76.3±8.6で、Fugl-Meyer Assessment (FMA)の下肢スコアは23.6±6.0であった。本実験に参加してもらった患者は自力で起立動作を行うことができる患者であった。それぞれ介入がない条件と介入がある条件でそれぞれ10回ずつ起立動作の計測を行い、条件間で比較することで介入の効果を調べた。片麻痺患者に対して介入を行った理学療法士は20年以上リハビリテーションに従事している2名の方に参加してもらった。比較対照群である健常高齢者として、8名の男性(64.4±3.3歳)に参加をし



(a) Measured Muscle in Stroke Patient



(b) Measured Muscle in Physical Therapist

Fig. 3: Measured Muscle.

てもらい、何も介入がない状態で10回起立動作を行ってもらった。

4 結果・考察

図4に介入中の理学療法士の上肢の筋活動を示す。図中の上部と下部にそれぞれ、膝部と臀部に対して介入した腕の筋活動を示す。膝に介入をした腕の筋活動から、離臀前は肘や肩の伸展、手首の背屈に寄与する筋が活動することから、膝部を前方に引いていることが分かる。また肘や肩の屈曲、手首の掌屈に寄与する筋は主に離臀時に活動することから、理学療法士は患者の離臀時に膝の伸展を促している。それに対して、臀部に介入をした腕の筋活動から、離臀前は母指によって臀部に下から上に刺激を与えており、離臀時にほとんど全ての筋が活動し、股関節の伸展を促すとともに臀部を上部に押し上げている。

これらの結果から理学療法士の上肢から計測した筋活動より、介入動作のタイミングを調べることが出来た。特に起立動作への介入として、患者が離臀する前に膝を引いたり臀部を把持する運動が見られ、離臀するタイミングにおいて膝と股関節を伸展させていることから、理学療法士は起立動作における上体の前屈や離臀時に介入することがわかった。

図5(a)に片麻痺患者の介入前と介入中の空間パターンと健常高齢者の空間パターンを示す。それぞれ上部より、筋シナジー1-4を表しており、各空間パターンにおいて特徴的な筋活動が見られる。筋シナジー1では主に腹直筋(RA)と腹斜筋(EO)に活動が見られ、上体を前屈する役割を果たす。筋シナジー2は、前脛

骨筋 (TA) や大腿四頭筋 (RF, VL, VM) の活動が顕著で、座面から離臀し前方へ移動する。筋シナジー 3 は各関節の伸筋群 (ES, GMX, GMD, RF, VL, VM) が活動し、全身を伸展させる。筋シナジー 4 では、腓腹筋 (GAM, GAL) やヒラメ筋 (SOL) の活動が見られ、姿勢を安定化させる。これらの筋シナジーは片麻痺患者の介入前と介入中、健常高齢者と比べても大きな違いは見られない。

一方で図 5(b)–(d) に時間パターンに対応する時間パターンを示す。介入前後の時間パターンの変化の傾向から 12 名の片麻痺患者は 6 名ずつのグループに分けられ、それぞれの代表的な患者の 10 回の起立動作から得られた筋シナジーの平均を図 5 の (b) と (c) に示す。図中の上部は介入前の筋シナジー、下部は介入中の筋シナジーを表す。図 5(b) は、介入がないときは 2 番目の筋シナジーのピークタイミングが遅れていたのに対して、介入がある時はその活動タイミングが早くなることがわかった。図 5(d) の健常高齢者と比較すると、筋シナジー 2 の活動タイミングが改善されていることが分かる。一方で図 5(b) は、介入がないときは、2 番目の筋シナジーの活動が長くなっているのに対して、介入がある条件では活動が短くなり、健常高齢者の筋シナジーの活動と近くなっている。

以上のことから、理学療法士が介入を行うと起立動作の筋シナジーの活動は健常高齢者のものに近づき、改善することがわかった。特に 2 番目の筋シナジーに関して、活動のタイミングが遅い被験者に対しては活動が早まり、活動が長くなっている患者に対しては、活動が短くなった。筋シナジー 2 は座面から離臀する際に活動する筋シナジーであることから、図 5(b) に示す患者では、離臀のタイミングが遅れていたのに対して、介入をされると離臀のタイミングが教示され、健常者のものに近づくことが示唆された。一方で図 5(c) に示す患者では、筋シナジー 2 の活動が長くなっているが、この結果が 10 回の平均であることから筋シナジーの開始時間と終了時間を適切に決定できていない被験者であることが分かる。これに対して、理学療法士が介入を行うと活動が短くなることから、片麻痺患者が介入

を受けた際には、適切なタイミングで筋シナジーを活動できていると考えられる。

5 結論

本研究では片麻痺患者の起立動作を対象に理学療法士がどのように介入を行っているのか、理学療法士の腕の筋活動を計測し解析することで調べた。その結果、臀部に対しては離臀前に把持し、離臀のタイミングで伸展を促していることがわかった。また膝部に対しては、離臀前には前方への移動を促し、離臀時に伸展を誘導していることがわかった。片麻痺患者において、健常高齢者と比べて介入を受けていない時は特に筋シナジー 2 において活動タイミングが遅れたり、活動が長くなっているが、理学療法士による介入を受けた際には、筋シナジー 2 の活動が早くなったり、活動が短くなり、健常者の筋シナジーの活動に近づくことが分かった。以上のことから理学療法士は離臀前と離臀時に膝と臀部に介入することで、特に起立動作における筋シナジー 2 の活動を改善していることが分かった。

参考文献

- 1) Hiroki Kogami, Qi An, Ningjia Yang, Hiroshi Yamakawa, Yusuke Tamura, Atsushi Yamashita, Hajime Asama, Shingo Shimoda, Hiroshi Yamasaki, Matti Itkonen, Fady Alnajjar, Noriaki Hattori, Makoto Kinomoto, Kouji Takahashi, Takanori Fujii, Hironori Otomune and Ichiro Miyai, “Effect of Physical Therapy on Muscle Synergy Structure during Standing-up Motion of Hemiplegic Patients”, IEEE Robotics Automation Letter, vol. 3, no. 3, pp. 2229-2236, 2018.
- 2) Qi An, 石川雄己, 船戸徹郎, 青井伸也, 岡敬之, 山川博司, 山下淳, 浅間一, 座面高と速度の異なるヒト起立動作における筋シナジー解析, 計測自動制御学会論文集, vol. 50, no. 8, pp. 560-568, 2014.
- 3) Ningjia Yang, Qi An, Hiroshi Yamakawa, Yusuke Tamura, Atsushi Yamashita and Hajime Asama, “Muscle Synergy Structure using Different Strategies in Human Standing-up Motion”, Advanced Robotics, vol. 31, no. 1, pp. 40-54, 2017.
- 4) Tomohiko Takei, Joachim Confais, Saeka Tomatsu, Tomomichi Oya, and Kazuhiko Seki, “Neural Basis for Hand Muscle Synergies in the Primate Spinal Cord”, Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, vol. 114, no. 32, pp. 8643-8648, 2017.
- 5) Daniel Lee and Sebastian Seung, “Learning the Parts of Objects by Non-Negative Matrix Factorization”, Nature, vol. 401, pp. 788-791, 1999.

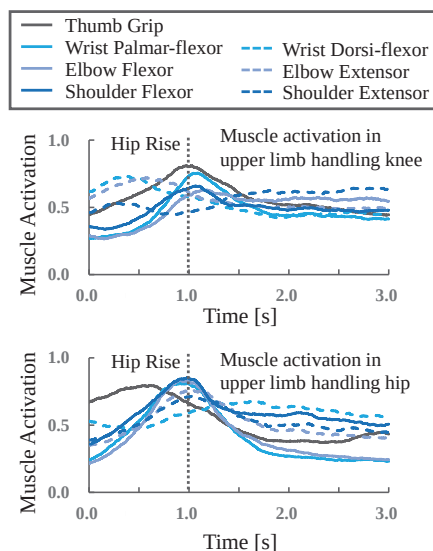
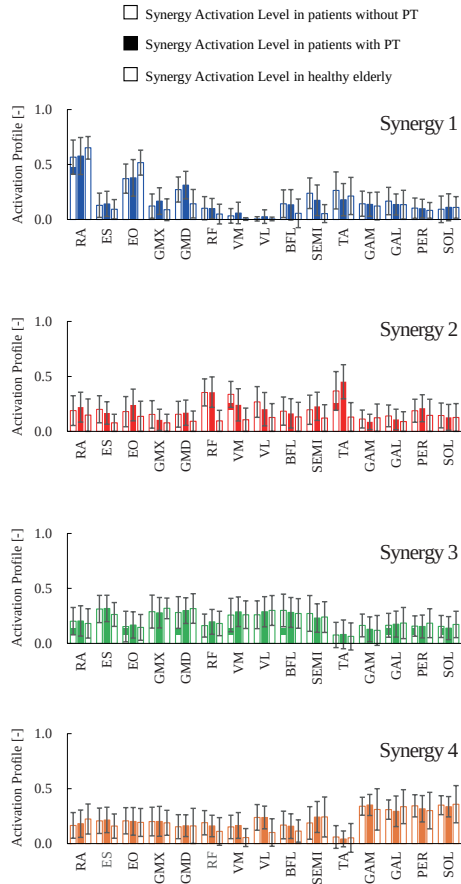
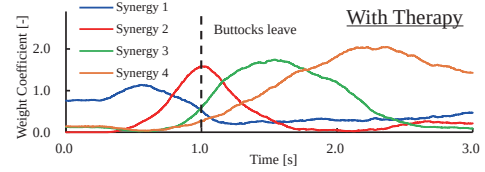
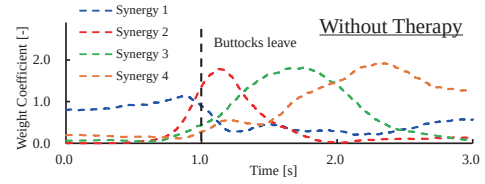


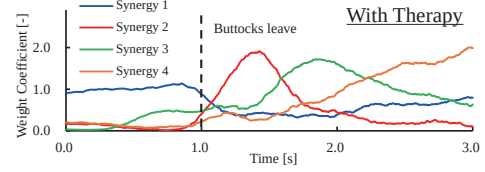
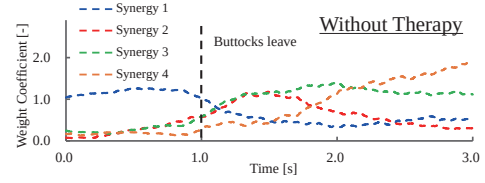
Fig. 4: Muscle Activation Measured from Physical Therapists.



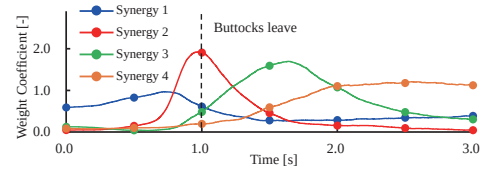
(a) Spatial Pattern



(b) Patient A (Delayed Synergy 2)



(c) Patient B (Longer Synergy 2)



(d) Healthy Elderly

Fig. 5: Results of Muscle Synergy.