

片麻痺患者の起立動作における 手すりにかかる力を用いた筋シナジーの推定

○ Qi AN, 山川博司, 楊濤嘉, 湖上碩樹, 吉田和憲, 山下淳 (東京大学)
石黒周 (S ケアデザイン研究所), 下田真吾, 山崎弘嗣, 園尾萌香,
Fady S. Alnajjar (理化学研究所), 木野本誠 (大阪発達総合療育センター),
服部憲明, 高橋幸治, 藤井崇典, 乙宗宏範, 宮井一郎 (森之宮病院), 浅間一 (東京大学)

1. 序論

起立動作は厚生労働省による要介護度の判定に関連する重要な日常生活動作である。そのため脳血管疾患で片麻痺になり、起立動作が困難になると日常生活が大きく制限される。我々の研究グループでは起立動作を対象に、筋シナジーと呼ばれる複数の筋による協同発揮パターンとそれらの重み係数の時間変化によって運動が生成されるという筋シナジー仮説に基づいた解析を行ってきた。健常者を対象とした解析から、起立動作は4つの筋シナジーから構成され、上体の前屈、離床、全身の伸展、姿勢制御を担っていることが分かっている [1]。片麻痺患者の動作を解析した結果、健常な人と類似した4つの筋シナジーが存在するものの、特に離床を担う筋シナジーの活動タイミングが健常な人と比べて変化していることや、リハビリテーション中の理学療法士からの介入によって、筋シナジーの活動が適切に調整されることが示されてきた [2]。他の先行研究では歩行動作においても片麻痺患者は筋シナジーの活動を調整出来ず、運動が困難になることが報告されている [3]。これらの研究から筋シナジーの活動が片麻痺患者の運動機能を反映しており、回復過程における患者の筋シナジーを調べることで、運動機能を評価できることが示唆されている。

筋シナジーは一般的に運動中の筋活動から算出されるが、筋活動の計測には表面筋電位計などのセンサを身体に貼り付ける必要があり手間がかかる。そのため臨床現場では片麻痺患者の筋シナジーを推定することは容易ではない。この問題を解決するため、我々は片麻痺患者などの運動機能が衰えた人が、手すりを用いて起立動作を行うことに注目した。先行研究では、高齢者が手すりを使用した起立動作を解析し、手すりの位置などが関節運動に与える影響が解析された [4]。これに対して、本研究では特に筋活動に着目し、片麻痺患者が運動機能の低下に対して、手すりを用いて身体を引いたり、押し上げたりすることで、筋シナジーの変化を補償して、起立動作を実現していると考えた。例えば離床動作が困難になった患者では、離床時に手すりにかかる力が大きくなると想定されるため、表面筋電位計などを用いることなく、手すりにかかる力のみからその患者の離床に寄与する筋シナジーを推定可能であるという仮説を立てた。この仮説から本研究では、起立動作中の力を計測可能な手すりを製作し、片麻痺患者の運動計測実験を通じて、手すりにかかる力から起立動作の筋シナジーを推定できるか検証する。

2. 手法

2.1 筋シナジーモデル

ヒトは運動時に関節の数よりも多い冗長な筋を活動させる。これに対して、筋シナジー仮説では、ヒトが全身運動のように複数の関節を動かす時には、冗長な筋を個別に制御しているのではなく、複数筋の協同発揮パターンを制御しているとした。筋シナジーモデルでは、筋活動が正な要素を持つ行列 $\mathbf{M} \in \mathbb{R}^{m \times l}$ で与えられた時に、筋の協同発揮パターン $\mathbf{W} \in \mathbb{R}^{m \times k}$ とそれらの重み係数の時間変化 $\mathbf{H} \in \mathbb{R}^{k \times l}$ の掛け合わせとして、筋活動 \mathbf{M} が表現される (式 (1)) [1][2]。ここで、 m は筋の数、 l は離散化された時間、 k は筋シナジーの数である。

$$\mathbf{M} \simeq \mathbf{W}\mathbf{H}. \quad (1)$$

これより、非負値行列因子分解を用いることで、筋活動行列 \mathbf{M} から筋の協同発揮パターンを表す行列 \mathbf{W} と重み係数の時間変化を表す行列 \mathbf{H} が算出される [5]。

2.2 力を計測可能な手すりの製作

本研究では手すりにかかる水平・鉛直方向の力から起立動作の筋シナジーが推定できるという仮説を立てた。この仮説を検証するため、図1に示す手すりの下部に力センサ (テック技販社, TF4060) を配置し、身体を引っ張る水平方向の力と身体を押し上げる鉛直方向の力を計測する。また立ち上がったあとに、健常者と同じように伸展位となるように手すりを鉛直方向に配置した。起立時に手すりにかかる力と筋シナジーの重み係数の相互相関係数を計算することで、水平・鉛直方向の力と筋シナジーの類似度を調査した。



図1 起立時にかかる力を計測する鉛直方向の手すり

3. 実験

計測実験では、我々の先行研究 [2] と同じように、麻痺側の体幹と下肢の 15 筋の筋活動を表面筋電位計 (Cometa 社, MiniWaveInfinity) を用いて 2,000 Hz で計測した。得られた筋活動のデータは 40–400 Hz の 4 次のバターワース・バンドパスフィルタによるフィルタリングと整流化の後、4 Hz の 4 次のバターワース・ローパスフィルタを用いて平滑化を行った。本研究では先行研究 [2] と同様に、起立動作における筋シナジーの数 k を 4 つとして、得られた筋活動から筋シナジーの算出を行った。手すりにかかる力は 2,000 Hz で計測し、10 Hz の 2 次のバターワース・ローパスフィルタによってフィルタリングをした。本実験では臀部が離床した時間を基準に前 1 秒と後 2 秒のデータを使用し、手すりにかかる力と筋シナジーの相関を調べた。

本研究では回復期の片麻痺患者 4 名に対して運動計測実験を行った。実験参加者は全員が男性で左麻痺、年齢は 39–72 歳、Fugl-Mayer の下肢スコアは 34 点中の 19.5 ± 4.4 (平均 \pm 標準偏差) であり、中度な運動障害を有していた。各被験者はなるべく水平になるように伸ばした健側の腕で手すりを掴み、5–10 回の起立動作を行ってもらった。なお本実験は森之宮病院の倫理委員会の承認のもと行われた。

4. 結果・考察

手すりにかかる水平・鉛直方向の力と筋シナジーの相互相関係数を表 1 に示す。表中の値は 4 名の実験参加者から得られた相互相関係数の平均と標準偏差を表す。水平・鉛直方向の力ともに、筋シナジー 2 の重み係数の時間変化との間に最も高い相関が得られた。特に水平方向の力は 4 名の実験参加者の全員において 0.80 以上の値が得られた。

実際に 1 名の実験参加者から得られた起立動作における 4 つの筋シナジーの平均の重み係数の時間変化と手すりにかかる力を図 2 に示す。4 つの筋シナジーはそれぞれ上体の前屈、離床、全身の伸展、姿勢の安定化を担っており、その中でも特に筋シナジー 2 の活動と水平方向の力の時間変化が相関している。このことから被験者は特に手すりを引くことで離床を補助していることが明らかになった。手すりを引かない起立動作を解析した我々の先行研究 [2] では、健常者と比べると片麻痺患者では、筋シナジー 2 の活動タイミングに変化が生じ、また理学療法士の介入によってその活動が改善することが明らかになっている。このことから離床に寄与する筋シナジーの活動を表面筋電位センサを用いずに、手すりにかかる力から推定することは、臨床現場において患者の運動機能やリハビリテーションの効果を評価できる点で有用である。

表 1 手すりにかかる力と筋シナジーの相関係数

	水平方向の力	鉛直方向の力
筋シナジー 1	0.53 ± 0.08	0.55 ± 0.26
筋シナジー 2	0.87 ± 0.05	0.76 ± 0.16
筋シナジー 3	0.72 ± 0.11	0.64 ± 0.17
筋シナジー 4	0.44 ± 0.12	0.50 ± 0.13

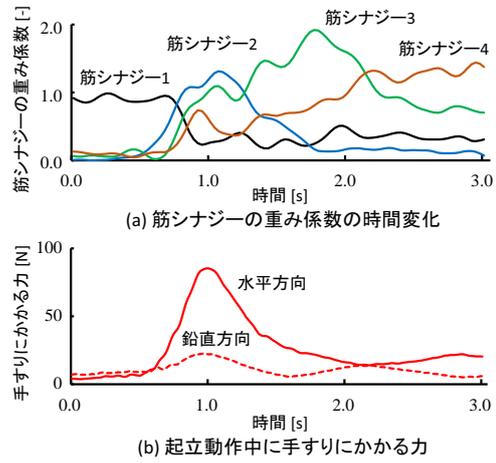


図 2 起立動作中の筋シナジーと手すりにかかる力

一方で水平方向に比べて鉛直方向の力は小さく 20 N ほどとなっている。これは今回の実験で使用したのが鉛直方向に延びる手すりであり、鉛直方向には力をかけにくくなっていたためと考えられる。起立動作は座位から立位へと姿勢を変換する際に水平方向のみならず鉛直方向への移動を伴うものである。例えば筋シナジー 3 は全身を伸展し、身体を持ち上げる動きを担うため、今後の研究では水平方向の手すりも併用することで、他の筋シナジーの活動を推定できるか検討する。

5. 結論

本研究では、運動機能が衰えた人が起立動作を行う際に、運動中にかかる力を計測する手すりを開発した。特に片麻痺患者を対象とした計測実験から、手すりに水平方向にかかる力と離床を担う筋シナジーの活動が相関していることを明らかにし、表面筋電位センサを身体に貼り付けずに、筋シナジーを調べられる可能性を示した。今後の研究では、リハビリテーションの過程で手すりにかかる力の変化を計測し、片麻痺患者の運動機能の経時変化を推定できるか検証する。

謝辞

本研究の一部は科研費 18H01405 と 19K22799 の助成を受けた。

参考文献

- [1] N. Yang et al., “Muscle Synergy Structure using Different Strategies in Human Standing-up Motion”, *Advanced Robotics*, vol.31, no.1, pp. 40-54, 2017.
- [2] H. Kogami et al., “Effect of Physical Therapy on Muscle Synergy Structure during Standing-up Motion of Hemiplegic Patients”, *IEEE Robotics Automation Letters*, vol. 3, no. 3, pp. 2229-2236, 2018.
- [3] D.J. Clark et al., “Merging of Healthy Motor Modules Predicts Reduced Locomotor Performance and Muscle Coordination Complexity Post-stroke”, *Journal of Neurophysiology*, vol. 103, no. 2, pp. 844-857, 2010.
- [4] D. Vena et al., “The Evaluation of Vertical Pole Configuration and Location on Assisting the Sit-to-Stand Movement in Older Adults with Mobility Limitations”, *Assistive Technology*, vol. 27, no. 4, pp. 208-219, 2015.
- [5] D.D. Lee and S.H. Seung, “Learning the Parts of Objects by Non-negative Matrix Factorization”, *Nature*, vol. 401, pp. 788-791, 1999.