

片麻痺患者の起立動作中の 手すりにかかる力を用いた運動障害の度合いの分類

○ Qi AN (九州大学), 山川博司, 湖上碩樹, 吉田和憲, 王若曦, 山下淳, 浅間一 (東京大学)
石黒周 (S ケアデザイン研究所), 下田真吾, 楊澤嘉, 山崎弘嗣, 園尾萌香,
Fady Alnajjar (理化学研究所), 服部憲明 (富山大学), 高橋幸治, 藤井崇典, 乙宗宏範,
宮井一郎 (森之宮病院), 倉爪亮 (九州大学)

1. 序論

厚生労働省の調査では, 脳血管疾患の患者数は 118 万人に上り, その半数は片麻痺を発症し, 様々な運動障害が残ってしまう. このような片麻痺患者はリハビリテーションを受けることで, 運動機能の回復を図る. これに対して我々の研究グループでは, 筋シナジーと呼ばれる筋の協同発揮現象に着目し, 片麻痺患者の運動を調べてきた. 筋シナジーモデルは Bernstein によって提唱された, 人の複雑な筋制御を説明する新たな概念である [1]. このモデルでは, ヒトは筋を個別に制御するのではなく, 複数筋の協同発揮から構成される少数のモジュール (筋シナジー) を制御する. 我々の先行研究では, 起立動作中の筋活動は 4 つの筋シナジーによって説明され, それぞれの筋シナジーが上体の前屈, 椅子からの離臀, 上体の伸展, 姿勢の安定化という動作に寄与することが分かっている [2]. また機械学習からこれらの筋シナジーの活動タイミングを用いて片麻痺患者の運動障害の度合いを推定することができ, さらに片麻痺患者ごとに適切なリハビリテーションのプログラムの提案が可能であることを示してきた [3]. このように筋シナジーを利用することで, 片麻痺患者の運動に関する様々な情報を得ることができる.

しかしながら, 筋シナジーを算出するためには患者の身体に表面筋電図センサを貼り付け, 下肢や体幹の筋活動を計測する必要がある. そのため手間がかかるという問題があり, 臨床現場において実際に使用することは難しかった. それに対して, 我々は片麻痺患者が起立動作を行う際に手すりを使うことに着目し, 手すりにかかる力から動作中の筋シナジーを推定することを試みてきた [4]. この基礎的な検討から, 手すりにかかる水平方向の力と離臀に寄与する筋シナジーの活動が高い相関を示すことが分かってきた. 我々の先行研究 [2] では, 離臀に寄与する筋シナジーの活動が片麻痺患者の運動障害の度合いの分類に重要であることが明らかになった. そこで, 本研究では筋シナジーの活動ではなく, 手すりにかかる水平方向の力を用いることで運動障害の度合いが分類可能であるという仮説を立てた. このように手すりにかかる力を用いることで, 患者の身体にセンサを貼ることなく簡便に運動障害を評価することが可能になる. また評価の結果を患者本人に提示することで, リハビリテーションに対するモチベーションの向上も期待される. このような仮説から本研究では手すりにかかる力のデータから片麻痺患者の運動障害の度合いを評価するモデルを構築する.

2. 手法

我々の先行研究 [2] と同様に本研究においてもランダムフォレストを使用して, 片麻痺患者の重症度を分類する. 起立動作時の手すりにかかる力に関して, 特に水平方向の力が離臀に寄与する筋シナジーと高い相関があることが分かっている [4]. 加えて, 筋シナジーの特徴量を使用した片麻痺患者の重症度の分類モデルでは, 離臀に寄与する筋シナジーの活動の開始時間や終了時間, 継続時間, ピークの時間などが重症度の判別に重要であるということが分かっている [2]. 以上の店から, ここでは手すりにかかる水平方向の力の時系列変化の中でも先行研究によって示された筋シナジーの類似した特徴量である, 活動の開始時間や終了時間, 継続時間, ピーク時間などを用いることとした. さらに, 運動障害の程度の違いで手すりにかかる力が変化すると考え, 力の大きさを表す特徴量を利用する.

本研究で用いる 6 つの特徴量を以下に示す. 手すりにかかる最大の力 F_{\max} は力の変化 $f(t)$ の最大値とする. ピーク時間 t_{\max} は力の変化 $f(t)$ が最大値となる時間とする. 単位時間あたりの力は手すりにかかる力の総和を運動時間 T で割ったものである. 開始時間 t_{st} は手すりにかかる時系列の力の変化 $f(t)$ が最大値 F_{\max} に定数 α をかけて算出される閾値を最初に超えた時間とする. 同様に終了時間 t_{ed} は力の変化 $f(t)$ が閾値 αF_{\max} を超える最後の時間とする. 活動継続時間 t_{dur} は開始時間から終了時間までの時間とする. 力のデータに関しては実験参加者間でデータを比較するために, 手すりにかかる力を体重で割ることで正規化する. 時間に関する特徴量 $t_{\text{st}}, t_{\text{ed}}, t_{\text{dur}}, t_{\max}$ に関しては, 各被験者間で比較するため離臀の時刻を基準として計算する.

- 最大の力 F_{\max}
$$F_{\max} = \max f(t)$$
- ピーク時間 t_{\max}
$$t_{\max} = \arg \max_t f(t)$$
- 単位時間あたりの力 \bar{F}
$$\bar{F} = \frac{1}{T} \int f(t) dt$$
- 開始時間 t_{st}
$$t_{\text{st}} = \arg \min_t f(t) > \alpha F_{\max}$$
- 終了時間 t_{ed}
$$t_{\text{ed}} = \arg \max_t f(t) > \alpha F_{\max}$$
- 継続時間 t_{dur}
$$t_{\text{dur}} = t_{\text{ed}} - t_{\text{st}}$$

以上の特徴量を用いて、本研究では先行研究 [2] と同様にランダムフォレストを使用した分類器を構築する。各データのラベルは運動障害が「重度」か「中等度」である。分類の精度を調べるためにデータをランダムに70%の学習用データと30%の検証用データに分け交差検証を行う。なお、ランダムフォレストに含まれる木の数は500とし、異なる分割を行ったデータセットに対して100回計算することで精度を検証する。さらに各特徴量を除いた時に分類精度が低下する割合を計算することで、どの特徴量が運動障害の程度を分類するのに寄与しているのか調べる。

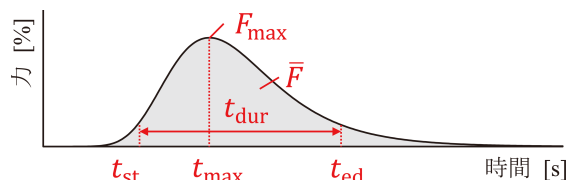


図1 手すりにかかる力の特徴量

3. 実験

手すりにかかる力から片麻痺患者の運動障害の程度を分類できるか調べるために、片麻痺患者が起立動作をする際に手すりにかかる力の計測実験を行った。先行研究と同様にテック技販社の床反力計 (TF4060) を用いて起立動作中の手すりにかかる力データを計測した [4]。計測された3軸の力に対して水平面の力の合力を手すりにかかる水平方向の力とした。またテック技販社の床反力計 (TF3040) を臀部の下に配置し、臀部にかかる力から離臀のタイミングを調べて、起立動作を切り出した。力のデータは2,000 Hzで計測され、20 Hzの2次のバターワースのローパスフィルタを用いてフィルタリングを行った。被験者が離臀する時間に関しては、起立動作中に臀部にかかる反力が0 Nになった時間を離臀時間とし、離臀前1.0 sと離臀後2.0 sのデータを用いることとし、運動時間 T は3.0 sとした。なお本研究において力データの時間に関する特徴量を決定するための係数 α は0.2とした。

本実験には森之宮病院にて入院している回復期の片麻痺患者16名を対象に行われた。実験に参加した片麻痺患者は男性9名、女性7名で、年齢は 54.4 ± 9.5 歳、右麻痺が6名に対して左麻痺が10名であった。運動障害を評価するために臨床で用いられるFugl-Mayerの下肢のスコアの平均と標準偏差は 19.5 ± 4.7 点であった (満点は34点)。ここでは我々の先行研究 [2] と同様に、Fugl-Mayerの下肢スコアが19点以下の患者を運動障害が重度な群、20点以上の患者を中等度な群として分割した。その結果重度な群に含まれる患者は6名で、中等度な群は10名となった。手すりをもって立ち上がる際には腕をまっすぐ伸ばした状態で手すりを保持し、また動作中は手を離さないように指示をした。各実験参加者は5-10回の起立動作を行い、重度な群では84回の力データ、中等度な群では49回の力データが得られた。なお本研究は森之宮病院の倫理委員会の承認を受け実施された。

4. 結果・考察

ランダムフォレストを用いて手すりにかかる力データを学習した結果、片麻痺患者の運動障害が中等度か重度かどうかを $86.8 \pm 2.0\%$ で分類することができた。我々の先行研究では筋シナジーの特徴量を用いて82.9%の精度で運動障害の程度を判別していたのに比べて、ほぼ同等の分類精度を達成している。

手すりにかかる力データに関する特徴量をそれぞれ除いたときの分類精度が低下した割合と、それぞれの特徴量における各群の平均と標準偏差の値を表1に示す。分類精度に最も寄与している特徴量は力が最大値を取るピーク時間であり、中等度な群が離臀の0.02 s前に力の最大値が来るのに対して、重度な群は離臀よりも0.14 s後にピークが来ている。また次に分類精度に寄与した特徴量は最大の力で、中等度な群が7.0%であったのに対して、重度な群は6.6%であった。

中等度な群と重度な群の代表的な患者1名の起立動作中の手すりにかかる力データの平均を図2に示す。ここで示すように重度な運動障害を有する片麻痺患者の方が中等度な患者に比べて、手すりにかかる力の最大値が小さく、また最大値を取る時間も遅くなるのが分かる。従来の起立動作に関する研究 [6] からは安定性を重視した離臀後に重心をより支持基底面である足部に近づけることが分かっている。このことから運動障害がより重度な患者の方が支持基底面に重心を近づけてから立ち上がっており、これらの動作は離臀に寄与する筋シナジーの活動タイミングを調整することで達成される [5]。手すりにかかる力は離臀に寄与する筋シナジーの活動と相関していることから [4]、力のデータが筋シナジーの活動タイミングを反映しており、そのピーク時間が分類に重要であったことが示唆される。

手すりにかかる最大の力に関しては、運動障害が中等度な患者の方が重度な患者に比べてより大きな力がかかっていることが分かった。これは運動障害が中等度な患者の方が運動量を活用したより動的な起立動作が可能で、離臀時に上肢を使って強く身体を引っ張っていると考えられる。それに対して重度な患者は静的で安定性を重視した起立動作に近く、手すりにかかる力が小さくなっている。しかし、手すりにかかる最大の力はばらつきも大きく、患者ごとに異なる手すりの活用方法をしていると考えられる。今後の研究では、患者ごとの手すりの使い方を詳細に調べることで、さらに詳細な分類を行うこととする。

本研究では表面筋電図などのセンサを身体に付着することなく、手すりにかかる力と離臀するタイミングを用いて運動障害の程度を推定することが可能である。このことからより短時間で、かつ片麻痺患者への負担を減らした運動機能の評価が行えるようになる。しかしながら、先行研究 [3] では筋シナジーの特徴量から患者ごとに適したリハビリテーションプログラムを提案しているのに対して、本研究では各患者の運動障害の特徴を判別することができていない。今後は患者ごとの手すりの使い方の違いも調べることで、片麻痺患者の運動障害に関してより詳細な分類をすることを目指す。

表1 分類の結果

	分類精度の低下	中等度な群	重度な群
ピーク時間 t_{\max} [s]	21.8%	-0.02 ± 0.07	0.14 ± 0.14
最大の力 F_{\max} [%]	17.3%	7.0 ± 5.9	6.6 ± 5.6
単位時間当たりの力 \bar{F} [%/s]	15.3%	0.02 ± 0.02	0.02 ± 0.02
継続時間 t_{dur} [s]	14.8%	1.01 ± 0.24	1.16 ± 0.34
終了時間 t_{ed} [s]	13.7%	0.50 ± 0.23	0.70 ± 0.26
開始時間 t_{st} [s]	10.8%	-0.51 ± 0.16	-0.46 ± 0.18

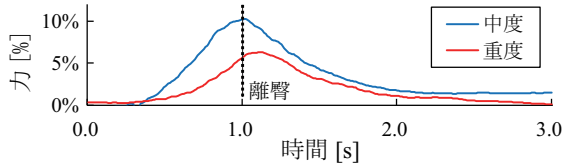


図2 手すりにかかる水平方向の力の例

5. 結論

本研究では、起立動作中にかかる力から、機械学習により片麻痺患者の運動障害の度合いを分類するモデルを構築した。実際のリハビリテーションの現場において利用されている福祉用具である手すりにかかる力データの値や手すりを使うタイミングを特徴量として用いることで、患者の身体にセンサを貼り付けずに運動障害を分類することが可能になった。今後の研究では片麻痺患者ごとの手すりの使い方の違いを調べることで、より詳細な運動障害の診断を行えるか検証する。

謝辞 本研究の一部は科研費 18H01405 と 19K22799, 19H05729 および公益財団法人里見奨学会 研究表彰の助成を受けて実施された。

参考文献

- [1] N. Bernstein, “The Co-ordination and Regulation of Movement”, Pergamon, Oxford, 1967.
- [2] N. Yang et al., “Temporal Features of Muscle Synergies in Sit-to-Stand Motion Reflect the Motor Impairment of Post-Stroke Patients”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 27, no. 10, pp. 2118-2127, 2019.
- [3] N. Yang et al., “Temporal Muscle Synergy Features Estimate Effects of Short-Term Rehabilitation in Sit-to-Stand of Post-Stroke Patients”, IEEE Robotics and Automation Letter, vol. 5, no. 2, pp. 1796-1802, 2020.
- [4] Q. An et al., 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, 第37回日本ロボット学会学術講演会予稿集, RSJ2019AC2J2-04, pp. 1-2.
- [5] 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.
- [6] M.A. Hughes et al., “Chair Rise Strategies in the Elderly”, Clinical Biomechanics, vol. 9, no. 3, pp. 187-192, 1994.