

リハビリテーションにおける片麻痺患者の 起立動作の改善過程の解明 ～滑らかさと安定性による評価～

○湖上碩樹（東京大学）安瑛（九州大学）吉田和憲 王若曦 山川博司（東京大学）
楊濤嘉 山崎弘嗣 Fady Alnajjar 園尾萌香 下田真吾（理化学研究所）
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）
田村雄介（東北大学）山下淳 浅間一（東京大学）

概要 理学療法士の介入による片麻痺患者の動作が改善したかを評価するため、本研究ではヒトを4リンクモデルで表現し、ジャーク、トルク変化、Zero Moment Point を用いて起立動作の滑らかさと安定性を評価した。片麻痺患者1名の運動を計測し、理学療法士による介入を受けて起立動作を練習する前後の起立動作を比較した。結果として、理学療法士の介入後で起立動作の安定性は変わらず、より滑らかな動作になることが分かった。

キーワード: リハビリテーション, 起立動作

1 序論

脳血管疾患の患者数は日本国内に約25万人存在し、後遺症により麻痺が残る場合がある。下肢に麻痺が残った片麻痺患者は理学療法士（Physical Therapist, 以下PT）から受けるリハビリテーションを行うことで下肢の機能の再建を行う。本研究では特に日常生活において活動の起点となる起立動作に着目する。片麻痺の症状は患者ごとに異なるので、機能回復には症状に応じた起立動作のリハビリテーションが重要である。起立動作を評価する指標は様々であり、PTの介入に効果があるか調べるためにはその人に合わせた指標で評価することが重要である。本研究はPTによる片麻痺患者への介入前後の起立動作の評価を目的とする。

片麻痺患者の起立動作は関節角度、関節トルク、重心軌道、表面筋電図など多くの指標により調べられてきた。片麻痺患者においては麻痺側の力の弱さや姿勢制御が難しいことから起立動作が不安定となる¹⁾。Yangらは健常な若年者、高齢者、片麻痺患者の起立動作の重心軌道と表面筋電図を調査した²⁾。健常な高齢者は若年者よりも重心をより足に近づけてから起立していた。片麻痺患者においては上体を前屈する際に重心がまず下に沈み込みながら前方に移動し、重心の床面への投影点が足部に到達してから立ち上がることを報告している。また、片麻痺患者は筋の活動タイミングが健常者とは異なることも報告している。さらに、片麻痺患者は体幹の姿勢や接地点からの力方向が健常者とは異なり、腰関節モーメントを健常者よりも小さく抑えていた³⁾。片麻痺になると麻痺側の足からの感覚がなくなり、より安定して起立するため上記のような立ち方になると考えられる。

本研究はPTが片麻痺患者に対して行う治療として、Bobath法⁴⁾に基づく手技に着目した。PTはFig. 1に示すように、片麻痺患者の麻痺側大腿の遠位部前面と骨盤後面に介入して患者の起立動作を援助する。我々の先行研究ではPTは離臀前には大腿遠位部を前方に引っ張ることで重心の前方移動を促すことが分かった。また、離臀時には膝関節を伸展させ、骨盤を持ち上げて重心の上方移動を援助することで患者の起立動作が改善されることが分かった⁵⁾。

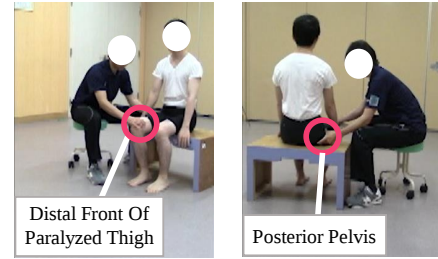


Fig. 1: 理学療法士による介入の様子

上記のように、片麻痺患者の起立動作の特徴やリハビリテーションによる変化について様々な報告があるが、起立動作がPTの介入の影響や回復過程でどのように変化するのは分かっている。よって、本研究は起立動作を複数の評価関数で評価し、リハビリテーションの介入でどう変わるかを記述する。特に本稿では運動の滑らかさを評価するジャークとトルク変化、そして安定性の指標を用いて、PTが片麻痺患者に介入する前後の起立動作について報告する。

2 提案手法

2.1 骨格モデル

本研究は矢状面上で起立動作を扱う。安定性、ジャークやトルク変化で表される滑らかさを評価するため、Fig. 2に示すモデルのようにヒトの身体を4つの剛体からなる2次元4リンクで表現した。モデルは上部体を頭部・頸部・体幹・上肢を含めて1つとし、骨盤、大腿、下腿と合わせて4つの剛体で構成される。関節は腰、股、膝、足関節の4つであり、足首の位置は固定された。各関節の角度はFig. 2に示すように水平面からの角度とした。各関節トルクベクトル $\tau \in \mathbb{R}^{4 \times 1}$ はEq. (1)に示される運動方程式から計算される。

$$\mathbf{I}(\Theta)\ddot{\Theta} + \mathbf{h}(\Theta, \dot{\Theta}) + \mathbf{g}(\Theta) = \tau \quad (1)$$

$\Theta \in \mathbb{R}^{4 \times 1}$ は身体姿勢ベクトルであり、 $\mathbf{I}(\Theta)$ は慣性項を、 $\mathbf{h}(\Theta, \dot{\Theta})$ は遠心力やコリオリ力を含む非線形項、 $\mathbf{g}(\Theta)$ は重力項を表す。座位から立位に遷移する起立動作において、本研究は臀部が椅子を離れるという離臀の瞬間から動作終了までの動作を評価の対象とする。

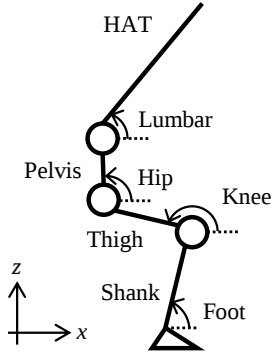


Fig. 2: 2次元4リンクモデルの関節角度の定義

よって、運動方程式には骨格系に働く座面の反力は含まれない。

2.2 評価関数

ヒトの運動の特徴を説明するための評価関数はいくつか提案されている。本研究では運動の滑らかさを評価する、ジャーク⁶⁾とトルク変化⁷⁾の二つの評価関数を用いた。また、安定性の評価はZero Moment Point (ZMP)を用いた評価関数を用いた。

2.2.1 ジャーク

ジャーク (Jerk) とは加速度の時間変化率であり、躍度とも呼ばれる。Eq. (2) に示すように、ジャークの評価関数 C_J は運動の開始 T_0 から終了 T_f までの関節角度 $\theta_{i=1,2,3,4}$ の加速度の時間変化率の二乗和を積分する形で表現される⁶⁾。

$$C_J = \sum_{i=1}^4 \int_{T_0}^{T_f} \left(\frac{d\ddot{\theta}_i}{dt} \right)^2 dt \quad (2)$$

この評価関数を最小にする軌道が、上肢の到達運動の手先の実測軌道に類似することが報告されている⁶⁾。 C_J は関節角度の初期値 $\theta_i(T_0)$ と終端値 $\theta_i(T_f)$ の差の D と動作時間 T で Eq. (4) のように正規化された⁷⁾。

$$D^2 = \sum_{i=1}^4 (\theta_i(T_f) - \theta_i(T_0))^2 \quad (3)$$

$$C_{NJ} = C_J / (D^2 / T^5) \quad (4)$$

2.2.2 トルク変化

Flash らと同様に上肢の到達運動において Uno らはトルク変化が最小となるモデルで手先の軌道を再現した⁷⁾。トルク変化の評価関数 C_T は Eq. (5) に示すように、トルク $\tau_{i=1,2,3,4}$ の時間変化率の二乗和を運動の開始から終了まで積分する形で表現される。

$$C_T = \int_{T_0}^{T_f} \sum_{i=1}^4 \left(\frac{d\tau_i}{dt} \right)^2 dt \quad (5)$$

C_T は初期値と終端値でのトルクの変化量 $d\tau_i$ と動作時間 T で Eq. (7) のように正規化された。

$$d\tau = \sum_{i=1}^4 (\tau_i(T_f) - \tau_i(T_0)) \quad (6)$$

$$C_{NT} = C_T / (d\tau / T) \quad (7)$$

2.2.3 ZMP

ZMP は重力と慣性力の合力が地面と交わる点と定義される⁸⁾。ZMP は Eq. (8) で計算される。

$$x_{zmp} = \frac{\sum_{i=1}^4 m_i \{x_i(\ddot{z}_i + g) - z_i\ddot{x}_i\} - \sum_{i=1}^4 I_i \dot{\omega}_i}{\sum_{i=1}^4 m_i(\ddot{z}_i + g)} \quad (8)$$

m_i はリンク i の質量、 (x, z) はリンク i の重心の座標、 g は重力加速度、 I_i はリンク i の慣性モーメント、 ω_i は関節角速度を表す。ZMP の評価関数は次式に示すように、ZMP の最大値 $x_{zmp}^{\max}$ と最小値 $x_{zmp}^{\min}$ の中でどれだけ移動したかが表現される⁹⁾。

$$C_Z = \int_{T_0}^{T_f} ((x_{zmp} - x_{zmp}^{\max})^2 + (x_{zmp}^{\min} - x_{zmp})^2) dt \quad (9)$$

ZMP の最大値が大きくなり不安定になる場合や、前後のふらつきが大きい場合に評価関数 C_Z は大きくなる。よって、評価関数 C_Z が小さいと安定性を重視した起立である。 C_Z は Eq. (10) のように被験者の身長 h と動作時間 T で正規化された。

$$C_{NZ} = C_Z / (h \cdot T) \quad (10)$$

3 計測実験

3.1 被験者

片麻痺の男性 1 名 (40 代前半, 左麻痺) に対して、発症後 16 日に実験を行った。実験時において、脳卒中後の運動機能の回復度を評価する Fugl-Meyer 下肢運動スコアは 34 点中 19 点、機能的自立度評価法スコアは運動項目で 91 点中 56 点であった。被験者は自力で起立動作を行うことができた。

3.2 計測装置

実験の概観を Fig. 3 に示す。座面高を 0.4 m とし、起立動作の計測を行った。身体の動きの計測には光学式モーションキャプチャシステム (MotionAnalysis 社) を用いた。計測部位は下肢運動の計測用に作られた Hellen-Heyes のマーカセットに基づいて、左右合わせて 26 点を 100 Hz で計測した。関節角度は筋骨格ソフトウェアの SIMM (Musculographics 社) を用いて計算した。座面と左右の足下にはフォースプレート (テック技販) を置き、3 軸で反力を 2,000 Hz で計測した。計測により得られた身体軌道、床反力はそれぞれ 5, 20 Hz のローパスフィルタをかけてノイズを除去した。

3.3 実験手順

まず起立動作を自力で 10 回行い (Before 条件)、その後 Fig. 1 のように PT による介入を受けている状態で起立動作を行った。さらに、その後再度自力で 10 回行った (After 条件)。なお、計測したデータにノイズが入っていた試行 (Before: 1 試行, After: 2 試行) は除去された。本実験は森之宮病院の倫理委員会の承認を受け実施された。

得られた PT の前後の計 17 回の試行において、臀部が離床した直後から起立動作の終了時までの運動データを用いて動作の解析を行った。臀部が離床したタイ

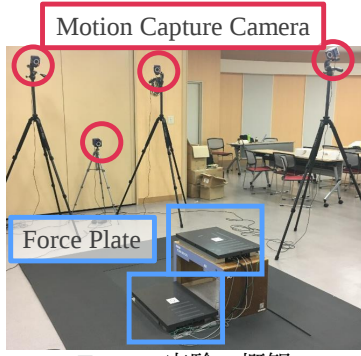


Fig. 3: 実験の概観

ミングは臀部の下のフォースプレートで計測された鉛直方向のデータから求めた。また、動作の終了は Eq. (11) から算出される肩の垂直方向の速度 V_z が閾値 p_f を下回った点とした。

$$V_z = \frac{P_z(t + \Delta t) - P_z(t)}{\Delta t} \quad (11)$$

なお、 $P_z(t)$ は時刻 t における肩の垂直方向の座標を示し、 Δt 秒後の肩位置 $P_z(t + \Delta t)$ から速度 V_z を算出した。

4 結果

臀部の下のフォースプレートの鉛直方向の値が 0 N になった時を臀部が離床したと見なした。肩の垂直方向の速度を定義する Eq. (11) において Δt を 0.05 s、閾値 p_f を 0 m/s とした。動作時間の平均は 1 回目の実験で PT の介入を受ける前である Before は 4.77 ± 0.93 s、After は 1.75 ± 0.24 s であった。PT の介入を受けた後では離臀してから動作終了までの時間が減った。

関節角度の変化を Fig. 4 に示す。上から順に、足・膝・股・腰関節のグラフである。横軸は動作を時間で正規化しており、0%が離臀、100%が起立動作が終了したタイミングである。縦軸は角度であり、角度は離臀したタイミングからの変化量である。PT の介入が無い状態、PT の介入の後に自力で立ったときの動作の平均をそれぞれ青い破線、赤い実線で示す。腰、膝、足関節については、After の方が Before よりも伸展し始めるタイミングが早くなった。

重心軌道を Fig. 5 に示す。離臀したタイミングからの変位量のグラフであり、横軸は前後方向、縦軸は垂直方向である。関節角度のグラフと同様に、Before と After の動作の平均をそれぞれ青い破線、赤い実線で示す。Before の方が After よりも離臀後の前方への移動量は大きいことが分かった。

ZMP 軌道を Fig. 6 に示す。横軸は正規化された時間、縦軸は離臀したタイミングからの変位量である。関節角度や重心軌道のグラフと同様に、Before の平均は青の破線、After の平均は赤の実線で示される。Before の方が離臀した直後は After よりも ZMP が前方に移動していた。

最後に、ジャーク、トルク変化、ZMP の評価関数の値について Fig. 7 に示す。正規化されたジャークコスト C_{NJ} は After の方が Before よりも小さかった。Welch の t 検定の結果は $t(11.11) = 10.27$, $p < .001$ であり、有意な差があった。正規化されたトルク変化 C_{NZ} についても同様に After の方が Before よりも小さく、

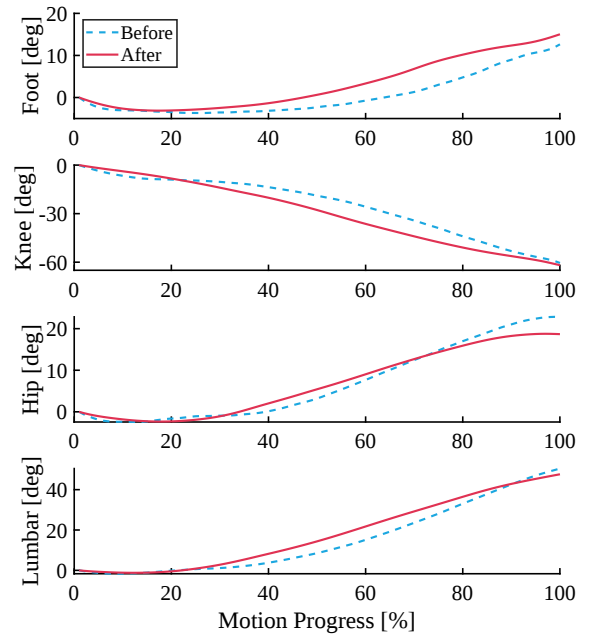


Fig. 4: 関節角度の比較

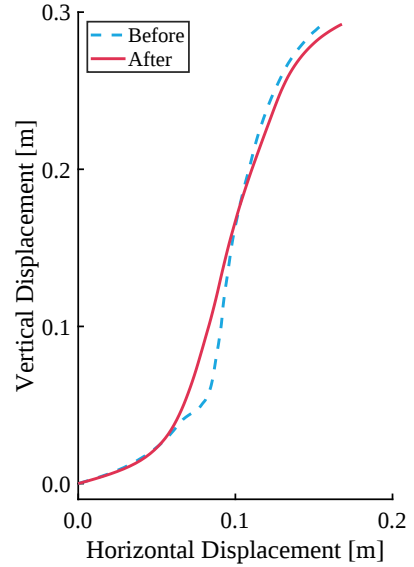


Fig. 5: 重心軌道の比較

$t(11.5) = 3.40$, $p < .01$ で有意な差があった。ZMP を評価する C_{NZ} については After の方が Before よりも小さかったが、 $t(14.0) = 0.62$, $p = 0.54$ で有意な差はなかった。よって、PT の介入後の方が C_{NJ} と C_{NT} が下がった、つまり運動がより滑らかになったが、 C_{NZ} は変わらなかったことが分かった。

5 考察

本研究は片麻痺患者 1 名に対し、PT の介入を受ける前後の起立動作の比較を行った。Fig. 4 の関節角度や Fig. 5 に示した重心軌道の変化から、PT の介入により片麻痺患者は離臀後の重心の前方移動量は減少した。我々の先行研究は PT の介入時は重心を前方移動から上方移動に切り替えるタイミングが早くなることを報告している⁵⁾。PT の介入後では PT の介入の影響が残り、離臀後に重心の上方へ早く切り替えることができたと考えられる。

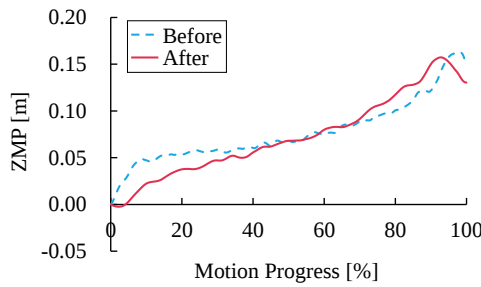


Fig. 6: ZMP の比較

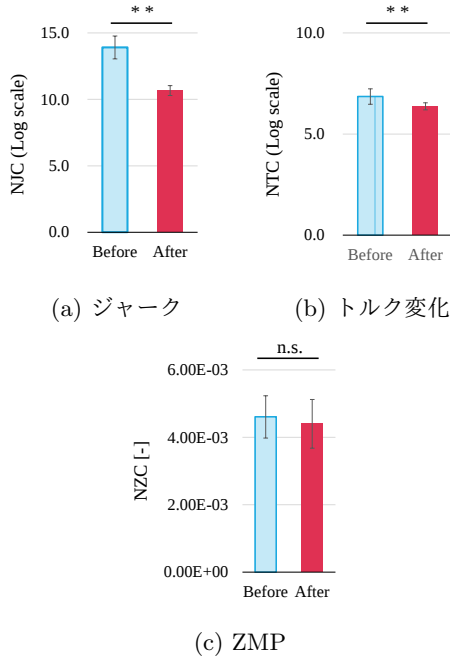


Fig. 7: コストの比較. **: $p < 0.01$, n.s.: Not Significant.

PT の介入後では Fig. 7(a) と (b) に示すようにジャーク C_{NJ} とトルク変化 C_{NT} が減少した。PT の介入により重心の移動方向の切換えがスムーズになり、その影響が介入後も残ったため運動の滑らかさを評価する C_{NJ} や C_{NT} が減少したと考えられる。また、PT の介入によりジャーク C_{NJ} が減少したことは関節角度の加速度の変化量が減ったことを示し、加速度を変化させるためのエネルギー消費が減った、つまり起立の効率がより良くなったとも考えられる。よって、PT の介入の影響は片麻痺患者の起立動作をより滑らかに、また効率を良くする効果があることが示唆された。

片麻痺患者は離臀時の重心をゆっくりと前方の足により近づけて立ち上がることが報告されている²⁾。Before では離臀した後に着座して失敗しないためにさらに重心を前方に移動させ、より安定した起立動作を行う戦略を取ったと考えられる。この戦略により Before の方が After よりも動作時間が長くなった。しかし、安定性を重視したならば ZMP の最大値は減少し、Before の方が After より ZMP を評価する C_{NZ} は小さいはずであるが、Fig. 7(c) に示すように有意な差は無いが Before の方が After よりも大きかった。Before では慣性力は小さいものの起立が安定せず、前後のふらつきが大きかったために ZMP の移動量が大きくなったため、ZMP を利用したコストに有意な差が無かったと考えられる。

以上の結果は片麻痺患者 1 名のみの計測実験から出された結果である。よって、本稿の結果から PT の介入によって起立動作が改善したかどうかを結論づけることは困難である。今後はまず対象者数を増やすとともに、リハビリによる長期的な起立動作の変化を調査する。

6 結論

本稿では起立動作を 4 リンクモデルで表現し、滑らかさと安定性に関する評価関数を採用して動作を評価した。片麻痺患者 1 名に対し、PT の介入後の起立動作は患者の運動がより滑らかになることが分かった。今後はまず被験者の数を増やし、滑らかさと安定性で PT の介入による患者ごとの起立動作を評価できるかどうか調査する。

謝辞

本研究の一部は科研費 20J13582 と 19H05729, 19K22799, 18H01405 及びリーダー博士人材育成基金特別助成プログラムの助成を受けた。

参考文献

- 1) S. W. Chou, A. M. Wong, C. P. Leong, W. S. Hong, F. T. Tang, and T. H. Lin: Postural Control during Sit-to stand and Gait in Stroke Patients, *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, **82**-1, 42/47(2003)
- 2) N. Yang, Q. An, H. Yamakawa, Y. Tamura, A. Yamashita, K. Takahashi, M. Kinomoto, H. Yamasaki, M. Itkonen, F. Alnajjar, S. Shimoda, H. Asama, N. Hattori, and I. Miyai: Clarification of Muscle Synergy Structure During Standing-up Motion of Healthy Young, Elderly and Post-Stroke Patients, *Proceedings of 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 19/24(2017)
- 3) 塙大樹, 平田恵介, 宮澤拓, 渡邊孝志, 濱野祐樹, 青木健太, 国分貴徳, 金村尚彦: 慢性期脳卒中患者の立ち上がり動作における腰関節モーメント減少と体幹運動との関連, *理学療法・臨床・研究・教育*, **26**-1, 16/22(2019)
- 4) 古澤正道: 脳卒中後遺症者へのボバースアプローチ～基礎編～, 運動と医学の出版社 (2015)
- 5) H. Kogami, Q. An, N. Yang, H. Yamakawa, Y. Tamura, A. Yamashita, H. Asama, S. Shimoda, H. Yamasaki, M. Itkonen, F. Alnajjar, N. Hattori, M. Kinomoto, K. Takahashi, T. Fujii, H. Otomune, and I. Miyai: Effect of Physical Therapy on Muscle Synergy Structure during Standing-up Motion of Hemiplegic Patients, *IEEE Robotics and Automation Letters*, **3**-3, 2229/2236(2018)
- 6) T. Flash and N. Hogan: The Coordination of Arm Movements: An Experimentally Confirmed Mathematical Model, *Journal of Neuroscience*, **5**-7, 1688/1703(1985)
- 7) Y. Uno, M. Kawato, and R. Suzuki: Formation and Control of Optimal Trajectory in Human Multijoint Arm Movement, *Biological Cybernetics*, **61**-2, 89/101(1989)
- 8) M. Vukobratović, B. Borovac: Zero-moment Point—Thirty Five Years of Its Life, *International Journal of Humanoid Robotics*, **1**-1, 157/173(2004)
- 9) M. Geravand, P. Z. Korondi, C. Werner, K. Hauer, and A. Peer: Human Sit-to-stand Transfer Modeling Towards Intuitive and Biologically-inspired Robot Assistance, *Autonomous Robots*, **41**-3, 575/592(2017)