

立ち上がり動作と下肢筋力との因果関係に関する考察

Consideration of relations sit-to-stand movement and strength of lower-limbs

樋山 貴洋^{*1}

Hiyama Takahiro

^{*1} パナソニック株式会社
Panasonic Corporation佐藤 佳州^{*1}

Sato Yoshikuni

小澤 順^{*2}

Ozawa Jun

^{*2} 産業技術総合研究所
Advanced Industrial and Technology

This research considered the relation sit-to-stand movement and strength of lower-limbs. We measured time of sit-to-stand without cushion and with cushion for five times sit-to-stand on seven subjects. As a result, the time of sit-to-stand with cushion is obtained higher mutual correction between strength of lower-limbs than without cushion. The soft environment of bearing surface is effective for exact estimation of strength of lower-limbs.

1. はじめに

高齢化に伴う運動機能の低下は運動の量と質が低下していく、虚弱化が進行とともに、日常生活動作能力(ADL)も低下していくため、運動機能低下の予防対策は重要である^[1]。運動機能の指標には筋力が知られているが、筋力を定量的に計測するためには大規模な装置を使用する必要があり、簡易でかつ日常生活動作から運動機能の指標となる筋力を計測することが望まれている。2015年4月の制定された改正介護保険法では、特別養護老人ホームへの入所は要介護3以上とされた^[2]。それにより、長く在宅での生活を続けていることが求められることから、在宅生活において要介護者の健康状態を見守ることへの需要が高まることが予想される。

本研究では日常動作の中で幾度となく行われている立ち上がり動作に着目する。これまで立ち上がり動作の文献には下肢関節モーメントを測定し、立ち上がり動作で活動する主要な筋について報告した研究^[3]や、高さの異なる椅子からの立ち上がり動作において体幹の筋活動を測定し、椅子の高さが低いほど筋活動が有意に大きくなる報告^[4]がある。また、5回立ち上がりテストでの立ち上がり時間が筋力と相関関係を持つ報告もある^[5]。一方で、日常での立ち上がり動作は座面の高さだけではなく標準的な椅子やベッド、車いすといった座面環境や安定性の異なる条件で立ち上がりが必要な場面があるが、座面環境と立ち上がり動作について検討した文献は見られない。また、「できるだけ速く立ち上がる」といった条件下ではなく、立ち上がり方に条件を加えず日常の立ち上がり動作と下肢筋力との関係について示した文献は見られない。そこで、本論文では日常的に簡便に下肢筋力を推定することを目的に、異なる2つの座面条件での立ち上がり動作と下肢筋力の関係について考察する。

2. 立ち上がり動作と下肢筋力

2.1 従来までの下肢筋力の指標

下肢筋力は簡便性の点から、椅子に座った座位姿勢からの立ち上がり(Stand-to-stand:以降 STSと記述)動作を規定回数の成就時間により評価されている。特に、5回素早く立ち座り動作

を行う FTSS(Five-times-sit-to-stand test)が少ない回数で定量的に下肢筋力を評価できるため、下肢筋力の評価指標に用いられやすい^[5]。先行研究では FTSS 時間が 14.4 秒を超える場合に、60% でバランス維持機能障害であることや^[6]、FTSS 時間が 15.0 秒を超える場合に転倒リスクが 74% 高まることが報告されている^[7]。しかしながら、それらの研究は姿勢動描計による立ち上がり方の明確な基準や座面環境を決めておらず安定した計測がなされているとはいえない。また、高齢者の場合、FTSS テストにおいても下肢に負担をかけるため、日常生活で行われる普段の STS から下肢筋力を推定できることは望ましい。

Caruthers らは、STS をいくつかのフェーズに分けて筋電位を用いて下肢筋力の活動量を調べた結果、臀部が座面から離れて体幹を後傾させる前に下肢の主要な筋に最も負担がかかることを報告している^[8]。つまり、STS 動作は前傾姿勢により重心が前方方向に移動したときに最も下肢に負担がかかり、下肢への負担は動作速度にも影響しやすい。そこで本研究では、スタート時から体幹を伸展させる前の立ち上がり時間に着目して、下肢筋力との関係性について調べた。

2.2 運動環境変化によるロバスト性

歩行や立ち上がりといった日常動作は様々な環境下で行われている。歩行の場合には環境変化に伴う予期せぬ転倒が起こる場合がある。歩行中の転倒を評価するためには、遊脚期におけるつま先と地面との距離であるつま先クリアランスの最小値 MTC (Minimum Toe Clearance) を適切な評価することで表すことができる。Khandoker らは加齢の進行や転倒リスクが高まることで MTC のばらつきが大きくなることを報告した^[9]。また、小林らは視覚障害者誘導用ブロックに健常な若年者と高齢者に歩行をさせた結果、若年者に見られていた股関節で大腿部を大きく振り出す動きが高齢者に見られなかったと報告した^[10]。つまり、筋力が低下していくと、運動環境変化に適応する動作が困難になることが考えられる。

本研究では立ち上がり動作に着目しているが、座面環境が影響して、立ち上がり方が困難になるといった考察をした文献は見られない。通常、日常的に使用する椅子は長時間の座位姿勢や臀部への負担を避けるため柔軟性のあるクッションを用いる場合が多く、座面環境の違いで STS 動作と下肢筋力の因果関係を調べることに大きな意味を持つ。そこで、本実験では異なる環境下の条件(柔軟性のあるクッションの有無)での立ち上がり動作を 6 軸のセンサを用いて分析した。

〒571-8501 大阪市門真市大字門真 1006 番地 TI本部西門真地区
パナソニック株式会社 ビジネスイノベーション本部

樋山 貴洋 Email: hiyama.takahiro@jp.panasonic.com

3. 座面環境が異なる条件での立ち上がり動作実験

3.1 実験環境

(1) 被験者

被験者は下肢の障害の無い健康的な男性 7 名(年齢:39.1±11.2, 身長:174.8±6.0, 体重:68, 1±6.64)であった。被験者には実験の目的・趣旨を十分に説明し同意を得た後に、事前に設定したクッションの有無の条件にてSTS動作を実施した。

(2) 実験装置

下肢筋力測定には小型の筋力測定器(ミュータス F1:アニマ株式会社製)を用いた。STS動作の計測には6軸センサ(小型無線多機能センサ TSND121:ATR-Promotions 製)を用いた。そのセンサをベルトにより被験者の腹部にセンサを固定した。6軸センサからの信号はサンプリング 100Hz とし、センサ内のメモリによりデータを蓄積した。STS用の椅子は椅子高 46 cm(脚付きマットレスベッド用:エムール(株)社製)を使用した。クッションは直径 40 cm 充填物ポリエステル 100% のもの(モチモチクッション 40% ジエノアレタード T:NITORI 製)を使用した。

(3) 実験手順

被験者にはSTS動作前に、測定時の座位姿勢および動作様式について十分に説明した。下肢筋力は、固定用ベルトを用いて被験者の足首と椅子の脚を固定し、座位・体幹 90 度屈曲位とした姿勢から右足・左足ともに 2 回ずつ 5 秒間の等尺性筋力を計測し、2 回の内の大きい方を取った。両足座位姿勢は、背筋をまっすぐ伸ばした状態で膝関節を 90° に保持した姿勢とした。

STS動作はソファに手をついて立ち上がらないように、手は膝の上か胸の前で腕を組むように指示をした。STS動作様式は座位姿勢の状態から、検者の合図により立ち上がり、立位状態で 1 秒程度保持したまま座位状態に戻るように指示をした。また、STS動作はクッション有無のそれぞれの条件で 5 試行ずつ行った。

(4) 解析手順

STS動作において 6 軸の内、体幹前傾・後傾で変動する角速度データを用いて分析を行った。計測データはカットオフ周波数 0.2Hz の HF と 2Hz の LF により平滑化した。図 1 上図はSTS動作による体幹角の変化と図 1 下図はSTS動作における体幹前傾・後傾変化での正規化(-1~1)した 3 秒間の角速度データである。座位状態から 1 秒付近の時間から体幹を前傾させていくと、体幹角が減少し始める。体幹角が最も小さくなるところでは、角速度が 0 となる。その後、体幹を後傾させ、起立状態へと近づいていく。

解析区間の決め方には角速度データを用いた。着席時(0 秒~1 秒まで)の最大値からSTS動作時の最小値の大きさを 0.8 倍した振幅値を閾値として、その区間のSTS時間を求めた。体幹角の変化で示した場合、体幹が前傾し始め最も前傾角が大きくなる区間となる。なお、最大下肢筋力は両足それぞれの最大筋力の平均値とする。求めたSTS時間と下肢筋力から相関係数を算出し、クッション有無で変化を考察する。また、下肢筋力とクッション有無による座面環境の変化についても考察するため、7 名の被験者それぞれの立ち上がり 5 試行分の標準偏差を求めて、その標準偏差と下肢筋力の関係を分析した。

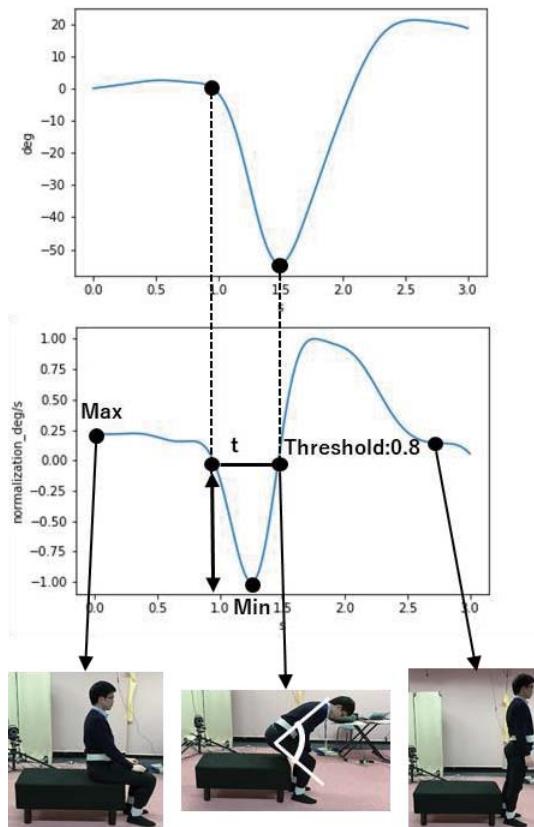


図 1. 立ち上がり動作区間の取り方

3.2 柔軟な環境での立ち上がり動作時間の分析結果

図 2 に被験者 7 名に対する下肢筋力と 5 試行分の立ち上がり平均時間との関係を示した。それぞれ 2 つの直線はクッション有無(青線:無、赤線:有)、点から上下に伸びる線は 5 試行分の標準偏差を示している。ともに筋力が大きいほど、立ち上がり時間が速いことが示された。表 1 に立ち上がり平均時間と筋力との相関係数を示した。クッション有りはクッション無しに比べて、高い相関係数(-0.81)が得られた。

図 3 に被験者 7 名に対する下肢筋力と 5 試行分の立ち上がり時間における標準偏差の関係を示した。それぞれ 2 つの直線(青線:無、赤線:有)はクッション有無を示している。クッション有りの方が下肢筋力との大きくなるほどばらつきが小さく、さらに相関係数も高い(-0.725)ことが示された(表 2)。

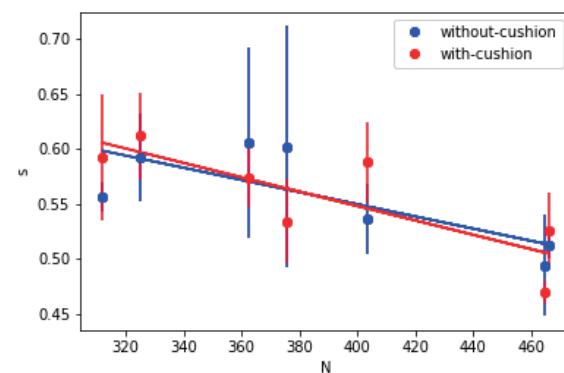


図 2. 立ち上がり平均時間と筋力の関係

表 1. 立ち上がり平均時間と筋力の相関係数

	相関係数
クッション有り	-0.817
クッション無し	-0.760

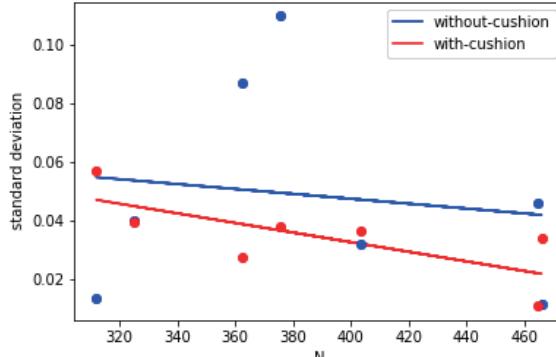


図 3. STS 時間の標準偏差と筋力の関係

表 2. STS 時間の標準偏差と筋力の相関係数

	相関係数
クッション有り	-0.725
クッション無し	-0.139

3.3 考察

本研究では異なる座面環境での立ち上がり動作と下肢筋力の関係を考察するため、被験者 7 名に対し クッション有無の条件で STS 動作を 5 試行実施し、STS 動作と下肢筋力の相関関係を分析した。図 2 の結果から、STS 時間と下肢筋力に負の相関がみられた。通常、FTSS テストにおいても STS 動作が速いほど筋力が強い傾向がみられるところから、本実験でも同様な結果が得られたと考える。なお、クッションが有ることで座面が高くなり、立ち上がり時間が速くなるといった傾向は被験者間で異なることから座面高の高さの影響が少ないと考える。また、日常の STS 動作から下肢筋力を推定可能であると示唆される。

図 3 の結果から、5 試行中の STS 時間の標準偏差と筋力の関係性からクッション有りで筋力が大きい人ほどばらつきが少ない傾向が見られている。つまり、座面の材質によって STS 動作に違いが見られ、柔軟な座面ほど下肢筋力推定に有効なことが示唆される。

日常生活動作と運動機能との関係において歩行動作に着目した研究は多くある。歩行速度が速い人ほど Activities of Daily Living(ADL)能力が高かったとの報告^[11]や、歩行周期のどの時期に各筋が活動するのか検討した研究^[12]があるが、在宅生活中での自然な「見守り」を行う場合には住居の広さや環境が影響して歩行動作のみでは適切に運動機能を推定できるとはいえない。一方で STS 動作は、座面環境や高さといった環境の違いはあるものの場所を取らずに運動可能である。また、毎日の行動に離床や排泄といった STS が必要不可欠な動作があり、日常生活から運動機能を推定するためには STS 動作に着目することは重要であるといえる。

4. おわりに

本研究では座面環境の異なる 2 つの条件で立ち上がり動作を実施し、立ち上がり時間と下肢筋力の関係に着目し考察した。

被験者 7 名に対して、クッション有無でそれぞれ 5 試行分の立ち上がり動作を実施し、下肢筋力との関係性について調べた。その結果、クッション有りの方が下肢筋力との相関が高いことが示された。また、STS 動作 5 試行の標準偏差と下肢筋力の関係においてもクッション有りの方が高い相関が得られた。つまり、座面環境によって下肢筋力を推定しやすい条件があり、特にクッション性の高い柔軟な素材が立ち上がりの安定性を高めることを示唆している。

本実験では、椅子の高さを揃え、さらにクッションのバリエーションも一つに設定している。しかしながら、下肢の筋力は椅子の高さに依存するため^[3]、今後は椅子の高さを変更した場合や、クッションの柔軟性を増やした場合について評価する必要がある。また、本実験では若年者を対象に行った研究であり、高齢者で同様の結果が得られるのかは明らかになっていない。今後は高齢者を対象に検討し、さらに被験者数を増やすことが課題である。

参考文献

- [1] 大杉紘徳、村田伸、堀江淳・他：地域在住高齢者の各歩行パラメータに関する要因分析. 日本ヘルスプロモーション理学療法学会, 4 (1), pp.31 - 35, 2014.
- [2] 村井順子、光田恵、板倉朋世、毛利志保、棚村壽三：在宅介護の実態と介護環境の評価、日本建築学会環境系論文集, 第 81 卷 第 725 号, Vol.81, pp.599-606, 2016.
- [3] 浅井葉子、金子誠喜、大津慶子、椅子からの立ち上がり動作における体幹前傾角度と下肢関節モーメントとの関係、日保学志, Vol.8 NO.1, 2005.
- [4] 染谷富士子、三秋泰一、椅子の高さの違いが立ち上がり動作の下肢・体幹筋の筋活動に与える影響、金大医保つま保険学会, Vol.29, 101-104, 2005.
- [5] M. Csuka, D. J. McCarty, "Simple method for measurement of lower extremity muscle strength", American Journal of Medicine, Vol.78, pp.77-81, 1985.
- [6] S. Whitney, D. Wrisley and G. Marchetti, et al, "Clinical measurement of sit-to-stand performance in people with balance disorders: validity of data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test", Physical Therapy, Vol.85, pp.1034-1045, 2005.
- [7] S. Buatois, D. Miljkovic and P. Manckoundia, et al, "Five times sit to stand test is a predictor of recurrent falls in healthy community-living subjects aged 65 and older", Journal of the American Geriatrics Society, Vol.56, pp.1575-1577, 2008.
- [8] E. J. Caruthers, J. A. Thompson and A. W. Chaudhari, et al, "Muscle Forces and Their Contribution and Horizontal Acceleration of the Center of Mass During Sit-to-Stand Transfer in Young, Healthy Adults", Journal of Applied Biomechanics, Vol. 32, pp.487-503, 2016.
- [9] A. H. Khandoker, S. B. Taylor and C. K. Karmakar,

“Investigating Scale Invariant Dynamics in Minimum Toe Clearance Variability of the Young and Elderly During Treadmill Walking”, IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, Vol. 16, pp.380-389, 2008.

[10] 小林吉之, 嶺也守寛, 高嶋孝倫, 藤本浩志, 視覚障害者誘導用ブロックが高齢晴眼者の歩行に与える影響に関する研究, 日本機械学会, Vol. 76, pp.2574-2579, 2006,

[11] 甲斐義浩, 村田伸, 堀江淳・他：要介護高齢者の 5m 最速歩行速度と ADL 能力との関連. 総合リハビリテーション, Vol. 39, pp. 795-799, 2011.

[12] R. Shiavi, N. Green, B. McFadyen, et al: “Normative childhood EMG gait patterns”, J Orthop Res, Vol. 5, pp.283-295, 1987