

便座からの立ち上がり動作に関する実験的検討

近井 学^{*1} 小澤 恵美^{*1,2} 中嶋 香奈子^{*1} 細野 美奈子^{*1,3}

島田 茂伸^{*4} 土井 幸輝^{*5} 和田 親宗^{*6} 井野 秀一^{*1}

Basic Study of the Effect of a Toilet Seat Angle for the Sit-to-stand Performance.

Manabu Chikai^{*1}, Emi Ozawa^{*1,2}, Kanako Nakajima^{*1}, Minako Hosono^{*1,3},

Shigenobu Shimada^{*4}, Kouki Doi^{*5}, Chikamune Wada^{*6}, and Shuichi Ino^{*1}

Abstract – The aim of our study is to develop a new assistance system, which is constructed a metal hydride actuator, during sit-to-stand movement in toilet. This study was carried out to analyze the human sit-to-stand performance with changing a toilet seat angle. We measured the leg muscle activity (iEMG), the motion analysis, the foot pressure distributions, the sitting pressure distributions, and subjects' impression of the performance. The purpose of this report is to analyze sit-to-stand performance changing the seat angles. Three subjects (mean age = 37 years) were recruited. The angle of the toilet seat was four variation (0, 5, 10, and 15 degree). The subjects repeated the sit-to-stand movement for five times in each trial. These experimental results indicate that the lower thigh muscle activity (tibialis anterior muscle and gastrocnemius muscle) is increased higher at the high seat angle than at the low seat angle in standing performance. In conclusions, the sit-to-stand performance is influenced by the toilet seat angle.

Keywords: Sit-to-stand performance, leg muscle activity, iEMG, personal and home care, and assistive technology

1. はじめに

近年、加齢に伴う筋力低下（サルコペニア）^{[1][2]}が一因として、高齢者が歩行時や移乗時に転倒する事例が報告されている。特に高齢者の場合、転倒することにより、大腿部頸部骨折^{[3][4]}など重大な事故を引き起こし、寝たきりになることが多いのが現状である。Orimo ら^[5]によると、2007 年の大腿部頸部骨折の患者はおよそ 15 万人程度、発生数は 15 年間で男性は 1.7 倍、女性は 2.0 倍増加したと報告している。そのためにも、高齢者の転倒を予防することが日本の喫緊の課題である。この転倒を予防するための研究で歩行機能に着目したものとして、Nakajima ら^[6]は歩行機能の簡便な評価を目指した足圧計測デバイスの開発し、転倒歴がある患者の歩行パターンを分析した。転倒が起こる場所についての調査研究として、永井ら^[7]は院内での転倒事例を報告しており、その結果から事故が多い場所として、自室、廊下、トイレということであることを示しており、また転倒時の行動別にみると、

便座（ポータブルトイレを含む）への移乗中など、排泄に係る行動の際の転倒が全体の 4 割以上を占めていることがわかる^[7]。この起立・着座動作を評価するための研究として、横地ら^[8]は大腿部に手をつく起立動作においての膝関節へ作用する負荷が軽減することを報告した。野澤ら^[9]は、高さが調節可能な椅子を用いて、起立・着座動作時の体幹と下肢の動きを評価パラメータとして若年者と高齢者での動作比較を行い、その結果から身体重心の移動方法の違いを示した。加えて、起立・着座動作時の介助動作に着目した研究として、藤本ら^[10]は、被介助者の身体的負担を軽減するために介助者による補助動作時の下肢関節逆動力解析を行い、その結果から介助動作の介入により被介助者の下肢の負担が軽減することを報告した。初雁ら^[11]は、起立動作を支援するためのシステムを開発し、そのシステムの有効性を評価した。

本研究では自室内やトイレ内での便座（ポータブルトイレなど）からの起立・着座動作時に着目した。杉原ら^[12]は高齢者の起立動作能力と排泄行為の自立度を調査していることなどからも、生活環境下における起立動作が QOL の維持向上に重要な要素であると言える。特に排泄行為は当事者にとってプライベートな行動であり、また他人からの協力を後ろめたく思いやすいことから、できるだけ介助者の協力なく行いたい行動であると考えられる。この類似の研究として、本間ら^[13]は、高齢者や障害がある人を対象とした排泄時の身体的負担を軽減することを目指したトイレアシストシステムを開発した。以上

*1: 国立研究開発法人産業技術総合研究所

*2: 伊南行政組合昭和伊南総合病院

*3: 静岡県工業技術研究所

*4: 東京都立産業技術研究センター

*5: 独立行政法人国立特別支援教育総合研究所

*6: 九州工業大学

*1: National Institute Advanced Industrial Science and Technology

*2: Showa-Inan General Hospital

*3: Industrial Research Institute of Shizuoka Prefecture

*4: Tokyo Metropolitan Industrial Technology Research Institute

*5: National Institute Special Needs Education

*6: Kyushu Institute of Technology

の課題に対して我々は高齢者の日常生活でのサポートを行うため、水素吸蔵合金^{[14][15]}を用いたトイレなどの狭小空間での起立・着座時の身体的負担を軽減するための小型動作支援デバイスの開発を目指している。本研究では、その基礎計測実験として、便座の前傾角度をパラメータとした、起立・着座動作時の表面筋電図計測や動作分析などの人間工学実験を行い、その結果を考察した。

2. 対象と方法

2.1 実験フローチャート

本研究では、市販の介護用ポータブル便座（パナソニック社製、PN-L30201V）を使用して、便座からの起立動作時、そして便座への着座動作時の人間工学実験を行った。本研究での実験条件、便座からの起立・着座動作の方法や筋活動量の測定方法などを以下に示す。

2.2 対象者

対象は、起立・着座動作に際し影響となる既往歴がない成人男女3名（平均年齢：37歳）とした。被験者の平均身長と平均体重はそれぞれ169 cm, 58 kgだった。すべての被験者には、実験の趣旨を口頭と紙面で十分に説明し、同意を得た。なお、本実験は産業技術総合研究所人間工学実験委員会にて承認されている。

2.3 測定条件

本研究では、被験者の動作を分析するため、図1に示すようなセットアップで計測実験を行った。便座からの起立・着座動作時の筋活動を計測するために表面筋電図計測装置（plux社製、biosignals Explorer）を使用した。被験者の動作を計測するために3次元動作解析装置（Natural Point社製、OptiTrack V120:Trio）と映像記録機器（パナソニック社製、V550M）を使用した。被験者の着座時の座圧を計測するために体圧分布計測装置（東海ゴム工業社製、SRソフトビション）を使用した。被験者の足圧分布を計測するために足圧分布計測装置（Mediagraphics社製、Win-Pod）を使用した。

本実験において、便座の高さは市販されている便器の座面高さの条件^[16]合わせるため床から40 cmとした。

2.4 表面筋電図

被験者の筋活動計測は、図2(a)に示すように右脚の1：大腿直筋、2：大腿二頭筋、3：前脛骨筋、4：腓腹筋の4筋の筋腹にディスプレイ型電極を貼り付けたうえで計測した。表面筋電図のサンプリング周波数は1000 Hzで計測した。

2.5 動作分析

被験者の動作計測は、図2(b)に示すようにi：頭頂部、ii：肩峰、iii：大転子、iv：腓骨頭、v：外果の5点にマーカを貼り付けたうえで計測した。予め、基準となる座標を定めておき、動作分析を行った。カメラのサンプリング周波数は120 Hzに設定した。

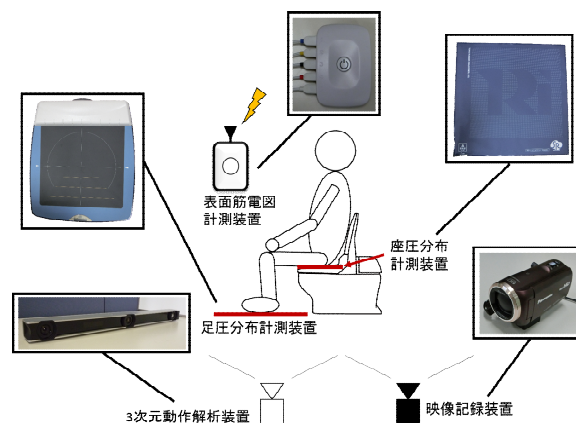


図1 実験セットアップ

Figure 1 Schematic diagram of measurement system.

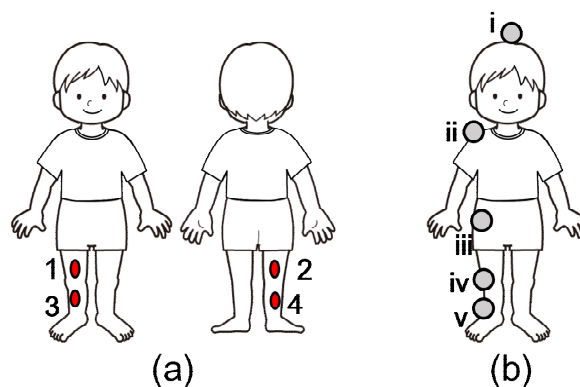


図2 計測実験時の筋活動計測部位及びマーカ貼り付け部位

Figure 2 Experimental setups of the subject:
(a) electromyography, (b) motion analysis.

2.6 圧力分布（座圧・足圧）

被験者の座圧分布計測は、ポータブル便座の表面に置き、起立・着座動作時の臀部の接触状態を確認した。被験者の足圧分布計測は、起立・着座動作時の重心の移動（COP）を確認した。計測時のサンプリング周波数は10 Hzに設定した。

2.7 主観評価

被験者の主観評価は、1試行終了後に両極尺度5段階で主観（疲労度・立ち上がりやすさ・座りやすさ等）を評価する方法をとった。

2.8 プロトコル

実験では、起立・着座動作を5試行を行った。なお、立ち上がり動作時の上肢は、普段の排泄時の起立・着座動作を踏まえ、横地^[8]が報告しているように、胸部の前で腕を組まずに動作を行うことを支持した。被験者には、動作を開始するまで着座したまま静止してもらい、実験者が起立動作を開始するように口頭で教示した。また、着座時も同様に実験者が口頭で動作の開始を指示した。被験者の動作速度は、被験者の行きやすい速度に設定した。被験者の大腿・下腿がなす角度は、実験開始前に計

測し 90 度とした。実験の条件として、便座の前傾角度は 0、5、10、15 度の 4 段階とした。

2.9 分析手法

本稿では、計測したデータのうち、表面筋電図と主観評価に着目し、分析を行った。

動作の分析には、データ解析用ソフトウェア（キッセイコムテック社製、BIMUTAS-Video）を用い、計測実験により得られた表面筋電図計測結果と動画像を同期させた。分析を行うため、起立・着座動作を以下のように定義した。起立動作の開始時は被験者が便座に着座した状態で肩峰に貼り付けたマークが移動した時、終了時は大転子に貼り付けたマークが停止した時と定義した。また、着座動作の開始時は大転子に貼り付けたマークが動き始めた時、終了時は被験者が便座に着座した状態で肩峰に貼り付けたマークが停止した時と定義した。

はじめに、着座時の安静な状態での測定結果を踏まえ、ノイズを除去するために計測データをハイパスフィルタ 60 Hz で分析した。評価に用いるデータは、動作開始時から動作終了時までの筋電信号を積分した値（iEMG 値）とした。なお、前傾角度による比較方法は、前傾角度が 0 度の場合を基準（100 %）とし、前傾角度を変化させた場合にどれだけ iEMG 値が変化したかを割合で示し、比較した。

3. 結果

3.1 表面筋電図

図 3 に被験者 A の表面筋電図計測結果の一例を示す。グラフでは、起立動作から着座動作の 1 試行間の筋活動の変化を示している。この結果を見ると、起立時には大腿直筋、大腿二頭筋、前脛骨筋、腓腹筋が順に活動し、着座時には前頸骨筋、腓腹筋、大腿直筋、大腿二頭筋が順に活動していることがわかる。この結果をデータ解析用ソフトウェアで分析し、前傾角度が変化することによる変化を比較した。図 4 に前傾角度 0 度の条件下の起立・着座動作を基準とした場合の iEMG 値の比を示す。図 4 (a) の起立動作時の結果によると、便座の前傾角度が高くなるにつれて、前頸骨筋・腓腹筋の主に下腿部の筋活動は増加する傾向にあるが、大腿直筋・大腿二頭筋の上腿部の筋活動は便座の前傾角度が 10 度をピークに持つ傾向にあることがわかる。図 4 (b) の着座動作時の結果によると、起立動作時とは異なり、便座の前傾角度が高くなるにつれて、大腿直筋・大腿二頭筋・前頸骨筋の筋活動が減少する傾向にあることがわかる。

3.2 主観評価

図 5 に起立・着座動作時の主観評価結果を示す。その結果から、すべての項目において、前傾角度 5 度の場合に最も良い評価であることがわかった。一方で、前傾角度が 10 度・15 度と高くなるにつれて、すべての項目の評価値が減少するという傾向にあることがわかった。

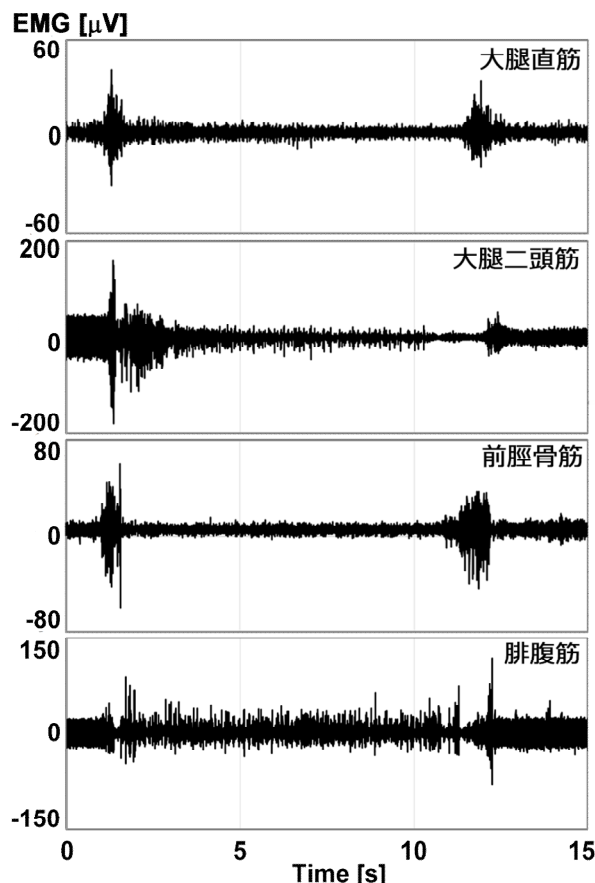


図 3 計測した表面筋電図波形

Figure 3 Experimental results of electromyography.

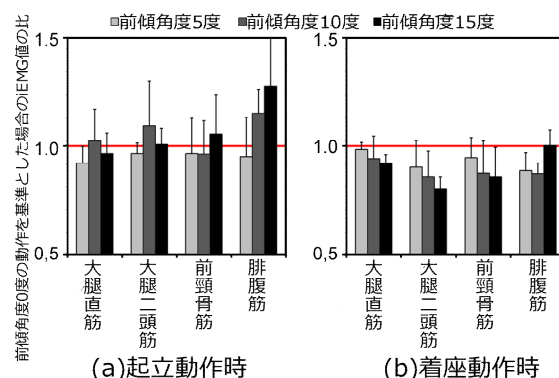


図 4 便座の前傾角度を変化させた場合の積分筋電図の比較

Figure 4 Comparison of the iEMG of sit-to-stand performance with the toilet seat angle.

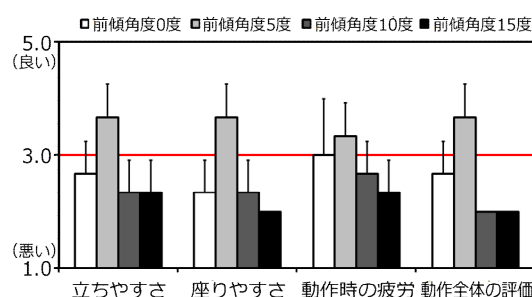


図 5 主観評価の結果

Figure 5 Evaluation of subjects' impression of the task.

4. 考察

本研究で行った計測結果から、被験者の筋活動は、便座の前傾角度が高くなることで、起立動作時では相対的に増加傾向にあること、また着座動作時では相対的に減少傾向にあることが示された。加えて、被験者の主観評価は、前傾角度5度の場合に相対的に評価が良く、前傾角度が高くなるにつれて相対的に評価が悪くなることが示された。以上から、身体的負担を軽減するための小型動作支援デバイスのための基本デザインとして、起立時には前傾角度が5度の場合に、また着座時には前傾角度が5度から10度の場合にヒトへ負担を与えない傾向にあることが考えられる。小島ら^[17]は、若年者と高齢者の椅子からの起立動作を比較し、その結果から離殿時における体幹屈曲角度の増加傾向にあることを明らかにしている。この体幹屈曲角度と便座の前傾角度に着目すると、丸田^[18]は、椅子のシート角度を変化させた場合の起立動作時の体幹前傾に及ぼす影響を実験的に分析し、その結果からシート前傾角度を前傾位させた場合に体幹前傾角度が減少することを明らかにしている。以上から、便座の角度を前傾させることで体幹の前傾動作を減らすことができ、そのことが起立・着座動作がしやすさに繋がっている可能性がある。今後は、上記の点について更に計測を重ねた上で起立・着座時のヒトの身体的負担を軽減するサポート方法を明らかにしていきたい。

5. おわりに

本研究では、基礎計測実験として、便座の前傾角度をパラメータとした、起立・着座動作時の表面筋電図計測や動作分析などの人間工学実験を行い、その結果から便座の前傾角度を変化させることで、起立・着座動作時のヒトの身体的負担を軽減する可能性を示した。今回の計測結果に基づき、本研究グループでは水素吸蔵合金を用いた起立・着座時の身体的負担を軽減するための小型動作支援デバイスの開発を行っていく。今回の人間工学実験では基礎研究であることから被験者人数が少数であったが、今後は被験者人数を増やし、ヒトの動作時の傾向を明らかにする予定である。

謝辞

本研究の一部は、JSPS 科研費 25242057 の助成を受け実施した。本研究を遂行するにあたり、計測実験へ協力して下さった方々、計測実験や結果に関して有益な議論を行って下さった本田哲三医師、産業技術総合研究所遠藤博史主任研究員、東京国際大学布川清彦准教授、昭和伊南総合病院大西忠輔理学療法士、宮澤隆志医師、山口浩史医師、九州工業大学富山嘉之氏に記して感謝する。

参考文献

[1] I. H. Rosenberg, Summary comments from proceedings of a conference -Epidemiologic and methodologic

- problems in determining nutritional status of older, The American Journal of Clinical Nutrition, **Vol.50**, pp.1231-1233, (1989).
- [2] 厚生労働省, 「日本人の食事摂取基準 (2015 年版)」策定検討会報告書, pp.377, (2014).
- [3] 野田, 他, 大腿骨頸部・転子部骨折のガイドライン, 岡山大学医学会雑誌, **Vol.122**, pp.253-257, (2010).
- [4] 堀井, 他, 大腿骨近位部骨折の疫学, 京都医大誌, **Vol.124**, No.1, pp.1-12, (2015).
- [5] H. Orimo, et al., Hip fracture incidence in Japan -estimates of new patients in 2007 and 20 year trends, Archives of Osteoporosis, **Vol.4**, pp.71-77, (2009).
- [6] K. Nakajima, et al., Measuring gait pattern in elderly individuals by using a plantar pressure measurement device, Technology and Health Care, **Vol.22**, No. 6, pp.805-815, (2014).
- [7] 永井, 他, 当院における院内転倒の現状, 日本職業・災害医学会会誌, **Vol.53**, No.2, pp.88-81, (2004).
- [8] 横地, 他, 大腿部に手をついて行う起立動作の解析, 人間工学, **Vol.38**, No.1, pp.54-62, (2002).
- [9] 野澤, 他, 椅子からの立ち上がりにおける若年者と高齢者の体幹と下肢の動きの関係, 理学療法科学, **Vol.27**, No.1, pp.31-35, (2012).
- [10] 藤本, 他, 介助下における起立着座動作の下肢関節逆動力学解析, 日本機械学会論文集 (C 編), **Vol.66**, No.650, pp.128-134, (2000).
- [11] 初雁, 他, 高齢者の特性に適応する起立支援システム, 日本機械学会論文誌 (C 編), **Vol.74**, No.740, pp.186-193, (2008).
- [12] 杉原, 他, 高齢者の起立動作能力と排泄の自由度について, 理学療法科学, **Vol.22**, No.1, pp.89-92, (2007).
- [13] 本間, 他, 排泄介護総合支援ロボット「トイレアシスト」の研究開発, バイオメカニズム学会誌, **Vol.32**, No.4, pp.195-201, (2008).
- [14] 井野, 水素吸蔵合金のアクチュエータ技術への応用, 日本ロボット学会誌, **Vol.31**, No.3, pp.477-480, (2013).
- [15] T. Tsuruga, et al, A basic study for a robotic transfer aid system based on human motion analysis, Advanced Robotics, **Vol.14**, No.7, pp.579-595, (2000).
- [16] 国土交通省, 高齢者、障害者等の円滑な移動等に配慮した建築設計標準, pp.2-79, (2012).
- [17] 小島, 他, 高齢者の椅子からの立ち上がり動作一立ち上がり動作能力の低下した高齢者の動作パターン-, 理学療法科学, **Vol.13**, No.2, pp.85-88, (1998).
- [18] 丸田, シート角度が立ち上がり動作時の体幹前傾に及ぼす影響, 理学療法科学, **Vol.31**, No.1, pp.21-28, (2008).