

原著

立ち上がり動作時における床反力および  
下肢筋力に及ぼす椅子高の影響INFLUENCE OF SEAT HEIGHT ON FLOOR REACTION FORCE AND  
STRENGTH OF LOWER-LIMBS DURING SIT-TO-STAND MOVEMENT山田孝禎<sup>\*1</sup>, 出村慎一<sup>\*2</sup>, 北林保<sup>\*3</sup>Takayoshi YAMADA<sup>\*1</sup>, Shin-ichi DEMURA<sup>\*2</sup>, Tamotsu KITABAYASHI<sup>\*3</sup>

## Abstract

This study examined the influence of chair seat heights on floor reaction force (FRF) and strength of lower-limbs during sit-to-stand (STS) movement. Fifteen young-adult male subjects participated in this study (age: 20.7 ± 2.6 yr, height: 172.8 ± 4.8 cm, body-mass: 66.3 ± 5.2 kg, lower-thigh-length: 40.2 ± 1.7 cm). The subjects performed STS movement twice from a chair height adjusted to 80, 100 and 120% of their lower-thigh-length (LTL). Vertical FRF and electromyogram (EMG) on the rectus femoris and tibialis anterior muscles during STS movement were measured to evaluate the force of knocking over and the burden on the legs. Fifteen parameters (FRF: 10, EMG: 5) were selected for analysis. The FRF at the time of hip-syneresis, the impulse between movement onset and hip-syneresis, and the active mass of the rectus femoris and tibialis anterior muscles from the beginning of movement to finishing were significantly greater in the 80% LTL condition than in the 120% LTL condition. The results of this study suggest that the force of knocking over at the instant of hip-syneresis and the active mass of lower legs muscles during STS movement were greater in the 80% LTL condition as compared with the 120% LTL condition. It is, therefore, inferred that the legs have a greater burden during STS movement in the 80% LTL condition and subjects have more difficulty in achieving STS movement. Moreover, judging from the time-series change of EMG on the rectus femoris and tibialis anterior muscles, their roles in achieving STS movement are different, namely, the former may contribute mainly to transferring the center of mass upward and the latter may mainly maintain body balance.

**Keywords:** sit-to-stand movement, floor reaction force, lower leg muscle activity, seat height

立ち上がり動作, 床反力, 下肢筋活動, 椅子高

## 緒言

下肢の筋力は、高齢者の転倒、歩行能力およびバランス能力と関係が高く<sup>6,11)</sup>、さらに生活の質 (Quality of life :QOL) にも大きく影響するため、その合理的な測定・評価は重要である。近年開発された高齢者の機能的体力評価テスト<sup>9,14,18)</sup>において、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反復立ち上が

り (Sit-to-stand: STS) 動作の規程回数<sup>2,18)</sup>の成就時間<sup>2,18)</sup>、あるいは一定時間内の成就回数<sup>9,14)</sup>により評価されている。また、高齢者の下肢筋力評価のみならず、テスト成績の加齢変化および年代別標準値の作成<sup>10)</sup>、若年者の下肢筋パワー評価への適用<sup>15)</sup>についても検討されており、幅広い年代の下肢筋力評価が可能な有効なテストと考えられる。

\*1 金沢大学大学院教育学研究科

\*2 金沢大学教育学部 教授 教育学博士

\*3 金沢美術工芸大学 非常勤講師 教育学修士

Graduate School of Education, Kanazawa University, G.Ed.

Kanazawa University, Faculty of Education, Professor, Dr.Ed.

Kanazawa College of Art, Part-time Instructor, M.Ed.

STS テストは、一般に自宅に備え付けの椅子を用いる<sup>9)</sup>が、家庭用の椅子の高さは必ずしも同じではない(30.5 ~ 45.7cm)<sup>21)</sup>。先行研究において、椅子高は膝関節の伸展加速度<sup>1)</sup>、股関節の屈曲角度<sup>2)</sup>および屈曲加速度<sup>3)</sup>、外側広筋および大腿直筋の筋動員<sup>1)</sup>に影響を及ぼし、椅子高が低いほど、STS 動作が困難になることが示唆されている。椅子高は、STS 動作時において下肢にかかる負荷を規定する<sup>8)</sup>。これは、用いる椅子によって、STS 動作時に身体に課される負荷が異なることを意味する。STS テストは、一般的に複数回の STS 動作の反復を対象に課すため、1 回の STS 動作において椅子高により課される身体負荷の違いは、結果的に大きな負荷の違いとなり、同じ負荷条件のテストとは必ずしもいえない。また、場合によっては、STS テストの実施により、関節障害を引き起こす原因となる可能性も否定できない。

本研究のように、STS 動作時の床反力について検討した報告はいくつかある<sup>5,10,12,13)</sup>。しかしながら、それらは、STS 動作時における体重心の安定性や踏み込みの力および STS 動作に及ぼす椅子高の影響について、生体力学的に検討した報告が主であり、本研究のように STS 動作時の床反力を用いた下肢筋力の評価テストの開発を目的とした研究とは異なる。また、STS テストにて用いられる椅子は様々であり<sup>6,21)</sup>、テストに用いられる椅子の適切な高さについては検討されていない。STS テストに用いられる家庭用の椅子の高さには、15.2cm の範囲があるため<sup>21)</sup>、最も高い椅子と最も低い椅子を用いた場合とでは、対象に課される負荷が異なる可能性が高い。適切な下肢筋力評価を実施するためにも、対象間の負荷条件の統制を図ることのできる椅子高の範囲を明らかにする必要がある。

本研究の目的は、STS 動作時の床反力および下肢筋活動に及ぼす椅子高の影響を検討することであった。

## 方法

### 1. 被験者

被験者は下肢に障害のない健康な若年男性 15 名(年齢: 20.7 ± 2.6 歳, 身長: 172.8 ± 4.8cm, 体重: 66.3 ± 5.2kg, 下腿長: 40.2 ± 1.7cm)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 3 つの椅子高条件にて STS 動作を実施した。

### 2. 実験装置

図 1 は本研究の実験システムを示している。鉛直下方向の床反力の測定は、多方向フォースプレート(竹井機器: T.K.K.1273)を用いた。フォースプレートからの信号は A/D 変換され、1/500 秒毎にデータ記録計

(TEAC: DR-F1) に記録した。筋放電量 (EMG) の測定は、4 チャンネル式筋電図測定器 (アニマ: MM2010) を用いた。被検筋は、先行研究<sup>14)</sup>において、STS 動作の成就に寄与の高い筋と報告されている大腿直筋および前脛骨筋を選択した。先行研究<sup>17)</sup>を参考にこれら被検筋の上皮に 5mm 間隔で表面電極 (アルケア: バイオレクト・10・II) を貼り付け表面筋電位導出法により EMG を測定した。椅子の座面から臀部が離れた時点 (臀部離床時) を決定するために、簡易スイッチシステム (アニマ: FSS) を椅子の座面に設置した。この FSS は、椅子の座面に対して臀部が接地/非接地した時点 ON / OFF 信号としてコンピュータに取り込むことが可能な装置である。EMG 測定器および FSS はいずれも重心動揺解析システム (アニマ: G5500) に接続し、1/500 秒毎にデータを記録した。なお、記録された床反力、EMG および FSS のデータは、いずれも簡易スイッチにより開始時点を同期させた。

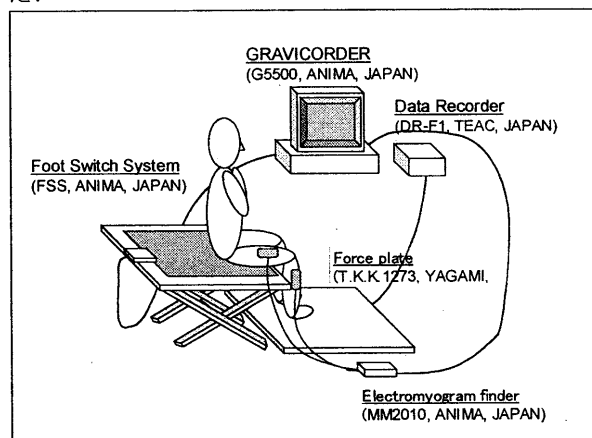


図1 実験システム

### 3. 実験手順

被験者には STS 動作時の床反力および EMG の測定の前に、測定時の座位姿勢および動作様式について十分説明した。座位姿勢は、両脚を肩幅に広げ、背筋を真っすぐに伸ばし、胸の前で腕を組み、足関節を 90° に保持した姿勢とした。STS 動作様式は、座位姿勢の状態から、検者の合図により椅子から素早く立ち上がり、立位姿勢をとる動作とした。測定は裸足にて実施した。また、STS 動作は、疲労の影響を考慮し、試行間に 1 分間の休憩を挟み、各椅子高条件を 2 試行ずつ行った。本研究で設定した 3 つの椅子高条件は、家庭で利用されているの椅子高の範囲 (30.5 ~ 45.7cm)<sup>21)</sup>を考慮し、下腿長の 120%、100% および 80% とした。なお、本研究は、STS 動作を利用した高齢者の下肢筋力評価テスト開発のための基礎研究である。しかし、適切なテスト方法を模索していく段階で高齢者に何度も実験を強いること、また、基礎研究段階の実験方法を高齢者が理解し行うことは困難と考えられるた

め、本研究においては若年者を被験者とし、さらに、下肢に負荷をかけ、筋力を発揮しにくい条件を設定することで、高齢者を想定した。したがって、被験者の両手にそれぞれ 5kg ずつ、合計 10kg の重りを持たせ STS 動作を実施させた。負荷の保持により、床反力の特徴を明確に得られると考えられる。

#### 4. 変数

##### 床反力変数：

図 2 は、本研究において選択した 10 床反力変数を示している。先行研究<sup>6,19)</sup>を参考に、STS 動作を動作開始、臀部離床、膝および股関節伸展動作および STS 動作完了の 4 動作局面に分類し、STS 動作時の床反力ピーク値を中心に、各動作局面におけるフォースプレートへの踏み込みの強さを選択した。また、STS 動作の素早さを捉える変数として、各動作局面への到達時間と各動作局面における単位時間あたりの仕事量および踏み込みの早さを捉える変数として床反力の上昇速度を各動作局面から選択した。なお、STS 動作の開始時点は、座位安静時の床反力が減少し始めた時点、また、完了時点は、床反力が体重レベルにまで到達し、安定し始めた時点とした。床反力は体重で除した相対値を算出し用いた。

##### EMG変数：

図 3 は、本研究において選択した 5EMG 変数を示している。本研究においては、STS 動作の成就に、寄与の高い<sup>4)</sup>大腿直筋および前脛骨筋の EMG を測定し、床反力変数同様、床反力ピーク値および各 STS 動作局面をもとに変数を算出した。EMG 変数は、筋の活動量を示す積分値、筋の活動水準のピークを示す最大振幅値および筋の活動水準がピークに到達する時間の 3 つに分類される。なお、EMG のデータは、ローデータに対して整流・平滑化処理（ローデータを絶対値変換した後に、25 区間の移動平均を算出）の後に、下腿長 100% の椅子からの STS 動作時における EMG の最大値に基づく相対値に変換した。

#### 5. 解析方法

床反力および EMG 変数に及ぼす椅子高の影響を検討するために、各変数ごとに一要因分散分析を行った。分散分析の結果、有意差が認められた場合、Tukey の HSD 法により多重比較検定を行った。また、各椅子高条件における変数の個人差を検討するために変動係数を算出した。

なお、本研究における統計的仮説検定の有意水準は 5% とし、全体の確率を管理するために Bonferroni の方法に従い、有意水準の調整を行った<sup>3)</sup>。つまり、有意水準の判定に名義水準  $\alpha' = \alpha / (\text{変数の数})$  を利用した。

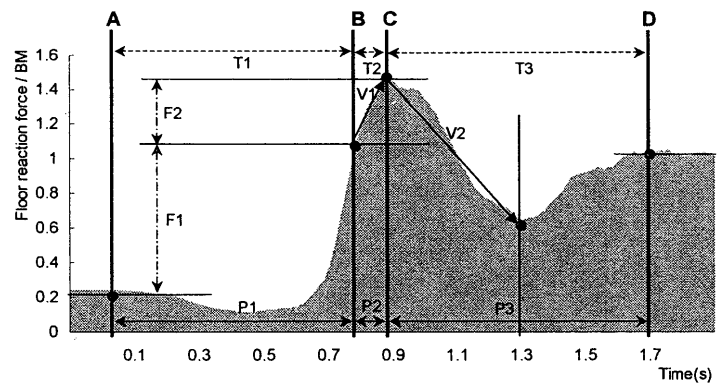


図2 床反力変数

注) BM: 体重。A: 動作開始。B: 臀部離床。C: 床反力ピーク値。D: 動作完了  
F1: 臀部の離床時の床反力。F2: 臀部離床から床反力ピーク値までの床反力。T1: 動作開始から臀部離床までの時間。T2: 臀部離床から床反力ピーク値出現までの時間。T3: 床反力ピーク値出現から動作完了までの時間。P1: 動作開始から臀部離床までの力積。P2: 臀部離床から床反力ピーク値出現までの力積。P3: 床反力ピーク値から動作完了までの力積。V1: 臀部離床から床反力ピーク値までの床反力上昇速度。V2: 膝・股関節伸展動作時の床反力減少速度

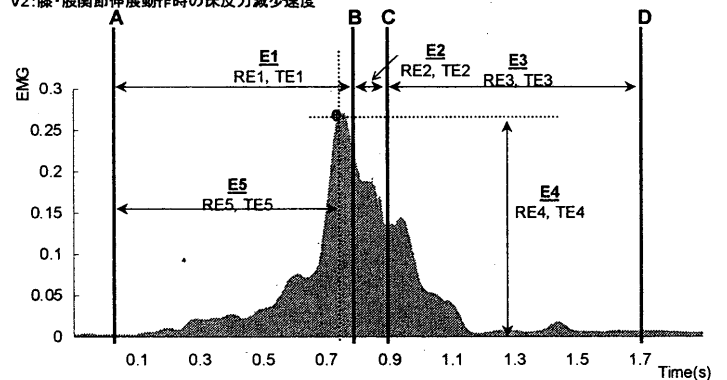


図3 EMG変数

注) EMG: 筋放電量。A: 動作開始。B: 臀部離床。C: 床反力ピーク値。D: 動作完了。

E: EMG変数 (RE: 大腿直筋EMG, TE: 前脛骨筋EMG)

E1: 動作開始から臀部離床までの動作局面における筋活動量。E2: 臀部離床から床反力ピーク値出現までの動作局面における筋活動量。E3: 床反力ピーク値出現から動作完了までの動作局面における筋活動量。E4: 立ち上がり動作時における筋の活動水準のピーク値。E5: 動作開始から筋の活動水準のピーク値に到達するまでの時間

#### 結果

図 4 は、各椅子高条件下の STS 動作時における床反力、大腿直筋および前脛骨筋の EMG の経時的変化を示している。床反力および各被検筋の EMG は、動作開始から臀部離床にかけて急上昇し、いずれの変数においても下腿長の 80% 椅子高条件時に最も高い値を示している。EMG は、大腿直筋および前脛骨筋ともに、床反力ピーク値出現前の臀部離床時に最高値を示している。その後、STS 動作が完了する立位姿勢時までに、大腿直筋はほぼ安静レベルに、前脛骨筋はピーク時の 50% レベルにまで緩やかに減少している。床反力は、いずれの椅子高条件も臀部離床以降にピークを示し、下腿長 80% と 120% の椅子高条件間の差異が最大となっている。その後、床反力は、いずれの椅子高条件においても減少し、STS 動作が完了する立位姿勢時には、体重レベルで安定している。

表 1 は、各床反力および EMG 変数における一要因分散分析および多重比較検定の結果、変動係数 (CV) を示している。床反力変数では、臀部離床時の床反力 (F1) に有意差が認められ、下腿長 80% の椅子高条件の方が下腿長 120% 条件よりも高い値を示した。ま

た、STS 動作開始から臀部離床までの動作局面における単位時間あたりの力積 (P1) に有意差が認められ、下腿長 80 % の椅子高条件の方が、下腿長 100% および 120% 条件よりも高い値を示した。しかし、時間変数はいずれも椅子高条件間に有意差は認められなかった。

EMG 変数の場合、STS 動作開始から臀部離床までの動作局面と膝および股関節伸張動作局面における大腿直筋および前脛骨筋活動量 (RE1, TE1, RE3, TE3) に有意差が認められ、下腿長 80 % 椅子高条件の方が下腿長 120 % の条件よりも高い値を示した。また、臀部離床から床反力ピーク値が観察されるまでの動作局面における前脛骨筋活動量 (TE2) は、下腿長 80 % および 100 % の椅子高条件が、下腿長 120 % 条件よりも有意に高い値を示した。

床反力変数の CV は、下腿長 80 % の椅子高条件において CV=15.74 ~ 143.99, 下腿長 100 % 条件で CV=4.57 ~ 65.70, 下腿長 120 % 条件で CV=12.90 ~ 75.13 であった。また、EMG 変数では、下腿長 80 % の椅子高条件において CV=24.25 ~ 180.70, 下腿長 100 % 条件で CV=17.59 ~ 121.06, 下腿長 120 % 条件で CV=11.78 ~ 122.67 であった。

## 考察

各椅子高条件下の STS 動作時における床反力の経時的变化 (図 4) から、STS 動作開始から床反力ピーク値出現までの動作局面にて椅子高条件間の違いが最も大きくなる傾向にあり、下腿長 80 % 条件の場合に踏み込む力が最も大きく、下腿長 120 % 条件で最も小さかった。また、椅子高条件間に違いが見られた床反力変数は、いずれも STS 動作開始から臀部離床までの動作局面の床を踏み込む強さを示す変数であり、床反力の経時的变化から窺える椅子高条件間の踏み込みの強さの違いを反映していた。これらの結果から、椅子高の違いは、STS 動作開始から臀部離床までの動作局面の踏み込みの強さに影響を及ぼし、高い椅子高条件の下腿長 120 % 条件よりも、低い下腿長 80 % 条件の方が、この動作局面にて踏み込む力が大きく、動作の成就に対して大きな身体負荷が課されるため、動作の成就に困難を要すると推察される。Ellis et al. (1984) は、膝関節よりも高いおよび低い椅子高条件の 2 条件下における座位姿勢からの STS 動作時の膝関節伸展力について比較し、膝関節よりも座面の低い椅子高の方が膝伸展力が大きく、STS 動作時の踏み込みの強さも大きいと報告している。本研究において設定した下腿長 80 % 条件は、対象の膝関節よりも低い位置に座面が設定される。したがって、出力結果として捉えられる床の踏み込みの力、つまり床反力は、Ellis et al.

(1984) の結果と同様と考えられ、座面が膝関節より高位置にある下腿長 120 % 条件よりも、膝関節より低位置にある下腿長 80 % 条件の方が、床の踏み込みが強くなり、身体に課される負荷が大きくなると推察される。したがって、STS テスト実施時において、椅子高が下腿長を基準に 20 % 高い、あるいは低い場合、適切な下肢筋力評価は困難と考えられる。しかし、動作の素早さを示す時間変数が、いずれの変数も椅子高条件間に違いが観察されなかったことには留意すべきであろう。Gross et al. (1998) は、STS 動作に及ぼす筋力と動作速度の影響について検討するために、高齢および若年女性の STS 動作を比較し、STS 動作の成就時間は、加齢による筋力低下の影響を受け増加すると報告している。本研究では、若年者を対象としたため、椅子高条件のみの変動では、STS 動作の個人差は小さいものと考えられる。したがって、被験者の下肢に負荷をかけて体重支持筋力を相対的に低下させ動作の成就に困難を伴わせることで、個人差を大きくすることができ、より椅子高の影響を明確に示すことが可能であると考えた。しかし、結果は Gross et al. (1998) とは異なった。対象が若年者のため、本研究で設定した負荷であっても動作成就が比較的容易であ

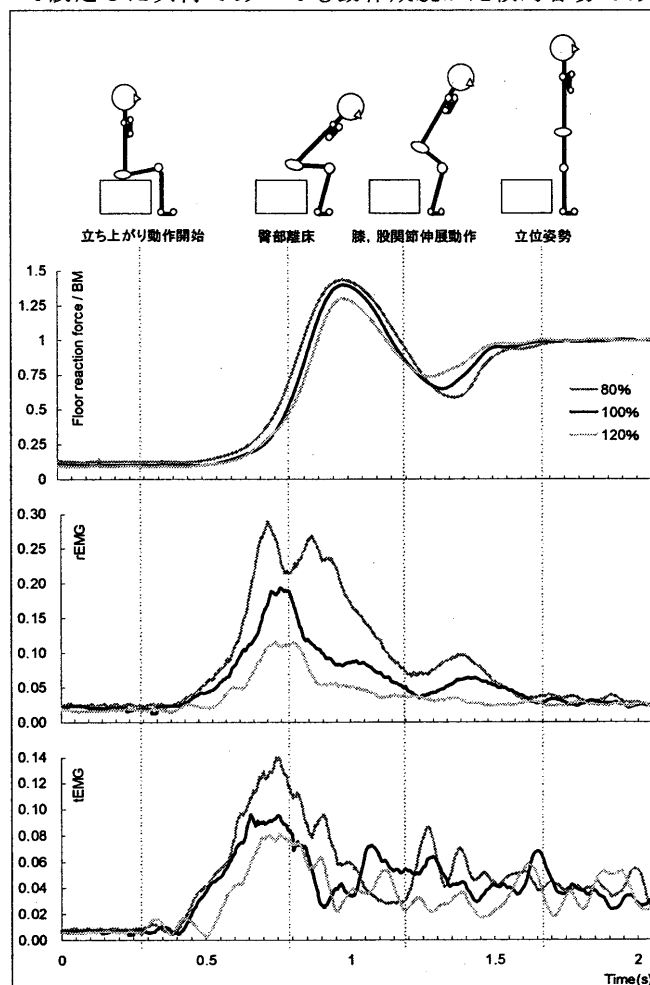


図4 各椅子高条件における床反力および筋放電量の経時的变化  
注)EMG:大腿直筋放電量, iEMG:前脛骨筋放電量, BM:体重, %:下腿長に対する椅子高  
各動作局面への到達時間は、各条件あるいは被験者により異なるため、波線にて示した動作局面の区切りは目安となる。

ったと考えられる。

各椅子高条件下の STS 動作時における大腿直筋および前脛骨筋の EMG の経時的変化 (図 4) から、STS 動作開始から完了までの全ての動作局面にて、椅子高条件間で異なり、下腿長 80 % 条件の場合に筋の活動水準が最も高く、下腿長 120 % 条件で最も小さかった。これらは、床反力と同様な結果であった。大腿直筋は、STS 動作開始から、臀部離床および膝・股関節伸展動作局面にわたり、下腿長 80 % 条件が下腿長 120 % 条件より、高い活動水準を示した。つまり、STS 動作開始から完了まで、下腿長 80 % 条件の方が下腿長 120 % 条件よりも、大腿直筋にて大きな筋力が発揮された。また、前脛骨筋は、STS 動作開始から、臀部離床および床反力ピーク出現までの動作局面において、下腿長 80 % 条件が下腿長 120 % 条件より、高い活動水準を示した。つまり、この動作局面において、下腿長 80 % 条件の方が下腿長 120 % 条件よりも、前脛骨筋にて大きな筋力が発揮された。しかしながら、大腿直筋および前脛骨筋の波形特性は、類似してはならず、STS 動作の成就に対する両筋の役割は異なるものと推察される。つまり、大腿直筋は体重心を上方に移動させる臀部離床および膝・股関節伸展動作局面において、活動水準が顕著に高いことから、主に体重心の移動に関与すると考えられる。前脛骨筋は大腿直筋同様、臀部離床および膝・股関節伸展動作局面において、その活動水準が顕著に高いが、膝・股関節伸展後の立位姿勢時においても、筋の活動水準が安静レベルにまで減少せず高水準で維持されていることから、身体バランスの保持にも関与していると推察される。また、EMG 変数においては、臀部離床から床反力ピーク出現までの動作局面における大腿直筋活動量 (RE2) にのみ統計的な有意差は認められなかったものの、その他の全ての動作局面における大腿直筋および前脛骨筋活動量を示す変数が椅子高条件間で異なり、大腿直筋およ

び前脛骨筋の EMG の経時的変化から窺える椅子高条件間の筋の活動水準の違いを反映していた。これらから、椅子高の違いは、STS 動作開始から完了までの下肢の筋活動量に影響を及ぼし、高い椅子高条件の下腿長 120 % 条件よりも、低い下腿長 80 % 条件の方が、STS 動作開始から完了まで高い筋の活動水準を要し、身体に大きな負荷が課されるため、動作の成就に困難を伴うことを示している。さらに、EMG の経時的変化から、これらの傾向は STS 動作開始から臀部離床までの動作局面において、顕著であると推察される。これらから、下腿長を基準に 20 % 高い、あるいは低い座面の椅子を用いて STS テストを行う場合、適切な下肢筋力評価は困難と考えられる。Arborelius et al. (1992) は、椅子高が及ぼす STS 動作成就に伴う困難の程度の違いを明らかにするために、足底から大腿骨外側上顆までの長さを基準に、膝高、膝高の 4/3 倍および 5/3 倍、膝高の椅子に手すりを取り付けた椅子の 4 条件下の STS 動作時における外側広筋、大腿直筋、半腱様筋および腓腹筋の EMG を比較し、外側広筋の筋活動量が低い椅子高の場合に大きく、STS 動作成就に困難を伴うと報告している。本研究において設定した椅子高条件および被検筋は、Arborelius et al. (1992) とは異なるが、椅子高は、Weiner et al. (1993) が調査した家庭に備え付けの椅子高の範囲を考慮し設定したため、日常生活レベルでの STS 動作成就の困難の程度の違いについて検証可能な実験条件であると考えられる。本研究において設定した椅子高条件および被検筋においても、結果は Arborelius et al. (1992) の見解と一致しており、日常生活における STS 動作においても動作の成就の困難の程度は、椅子高により異なり、椅子高が高い下腿長 120 % 条件よりも、低い下腿長 80 % 条件の方が動作の成就に困難を要すると推察される。

表1 各変数の基礎統計値、一要因分散分析および多重比較検定結果、変動係数

領域(Unit)	変数	椅子の高さ									F-値	多重比較		
		80%[A]			100%[B]			120%[C]						
		Mean	SD	CV	Mean	SD	CV	Mean	SD	CV				
床反力変数	力	F1	0.66	0.39	59.3	0.56	0.37	65.7	0.49	0.37	75.1	10.10 *	A>C	
		F2	0.61	0.41	68.2	0.70	0.39	56.1	0.70	0.44	62.9	2.81		
	時間(s)	T1	0.84	0.31	36.7	0.84	0.17	20.8	0.83	0.13	15.5	0.02		
		T2	0.13	0.18	144.0	0.17	0.07	43.4	0.17	0.09	51.2	0.90		
		T3	0.84	0.63	74.9	0.59	0.16	26.8	0.52	0.27	51.8	2.22		
	力積	P1	0.19	0.05	25.5	0.16	0.03	20.3	0.15	0.03	21.8	9.24 *	A>B,C	
		P2	1.24	0.35	27.9	1.20	0.15	12.7	1.08	0.18	16.8	1.89		
		P3	0.92	0.14	15.7	0.92	0.04	4.6	0.96	0.12	12.9	0.91		
	速度	V1	3.64	1.90	52.3	4.34	2.13	49.2	4.09	2.13	52.0	2.39		
V2		2.50	1.28	51.0	2.60	1.08	41.4	2.58	1.35	52.4	0.13			
EMG変数	大腿直筋	積分	RE1	25.28	14.06	55.6	21.09	14.48	68.7	16.06	11.90	74.1	10.38 *	A>C
		RE2	30.30	54.56	180.1	10.20	5.57	54.6	5.28	3.39	64.1	2.73		
		RE3	37.63	40.91	108.7	18.17	15.70	86.4	11.35	8.51	75.0	5.66 *	A>C	
		peak	RE4	0.44	0.42	96.0	0.26	0.11	44.1	0.24	0.22	91.5	2.14	
		時間(s)	RE5	0.79	0.19	24.2	0.81	0.14	17.6	0.81	0.10	11.8	1.63	
	前脛骨筋	積分	TE1	46.80	46.13	98.6	44.39	43.50	98.0	35.01	36.99	105.7	4.82 *	A>C
		TE2	14.05	7.40	52.7	11.76	5.91	50.3	5.63	2.83	50.3	15.75 *	A,B>C	
		TE3	44.78	44.90	100.3	34.74	42.05	121.1	24.00	29.44	122.7	5.05 *	A>C	
		peak	TE4	0.40	0.36	89.7	0.34	0.21	62.0	0.30	0.28	93.8	0.88	
		時間(s)	TE5	0.79	0.49	62.5	0.70	0.52	73.9	0.76	0.30	39.4	0.99	

注) 80% : 下腿長の80%の椅子高条件(A), 100% : 下腿長の100%の椅子高条件(B), 120% : 下腿長の120%の椅子高条件(C). \*: p<d

## まとめ

本研究では、STS 動作時における床反力および下肢筋の EMG に及ぼす椅子高の影響について検討した。本研究の結果、下腿長 120 % 条件と比較して、下腿長 80 % 条件の場合、STS 動作時における臀部離床前後の踏み込みの強さおよび STS 動作開始から完了までの大腿直筋および前脛骨筋の EMG が増大し、身体に課される負荷が大きくなるため、STS 動作の成就に困難を伴うと推察された。つまり、STS 動作を反復させる STS テスト実施時において、下腿長を基準に 20 % 高い、あるいは低い高さの椅子を用いる場合、適切な下肢筋力評価が困難であることが示唆された。また、STS 動作の成就に対する大腿直筋および前脛骨筋の役割は異なり、大腿直筋は体重心の上方への移動、前脛骨筋は身体バランスの保持に関与することが推察された。

## 参考文献

- 1) Arborelius, U.P., Wretenberg, P., Lindberg, F. (1992) The effect of armrest and heights on lower-limb joint load and muscular activity during sitting and rising., *ERGONOMICS*, 35 (11): 1377-1391.
- 2) Corrigan, D. and Bohannon, R.W. (2001) Relationship between knee extension force and stand-up performance in community-dwelling elderly women., *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82: 1666-72.
- 3) 出村慎一 (2001) 健康・スポーツ科学のための統計学入門, 不昧堂出版: 東京, pp75-76.
- 4) 江原義弘, 山本澄子 (2001) : 立ち上がり動作を観察してみよう, 「ボディダイナミクス入門—立ち上がり動作の分析」, 1-4, 医師薬出版株式会社, 東京.
- 5) Ellis, M.I., Seedhom, B.B., Wright, V. (1984) Forces in the knee whilst rising from a seated position., *Journal of biomedical engineering*, 6: 113-120.
- 6) Ferrucci, L., Guralnik, J.M., Bichner, D., Kasper, J., Lamb, S.E., Simonsick, E.M., Corti, M.C., Bandeen-Roche, K., Fied, L.P. (1997) Departures from linearity in the relationship between measures of muscular strength and physical performance of the lowe
- 7) Gross, M.M., Stevenson, P.J., Charette, S.L., Pyka, G., Marcus, R. (1998) Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women., *Gait and Posture*, 8: 175-185.
- 8) Janssen, W.G., Bussmann, H.B. and Stam, H.J. (2002) Determinants of the sit-to-stand movement: a review., *Physical Therapy*, 82: 866-879.
- 9) Jones, C.J., Rikli, R.E., and Beam, W.C. (1999) A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults., *Research Quarterly for Exercise and Sports*, 70: 113-119.
- 10) Kawagoe, S., Tajima, N., Chosa, E. (2000) Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up., *Journal of orthopaedic science*, 5: 124-133.
- 11) Landers, K.A., Hunter, G.R. (2001) The interrelationship among muscle mass, strength, and the ability to perform physical tasks of daily living in younger and older women., *J gerontol a bio med sci*, 56: 443-448.
- 12) Millington, P.J., Myklebust, B.M., Shambes, G.M. (1992) Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons., *Arch Phys Med Rehabil*, 73: 609-617.
- 13) Mourey, F., Grishin, A., d'Athis, P., Pozzo, T., Stapley, P. (2000) Standing up from a chair as a dynamic equilibrium task: a comparison between young and elderly subjects., *Journal of Gerontology: Biological Science*, 55: B425-431.
- 14) 中谷敏昭, 灘本雅一, 三村寛一, 伊藤稔 (2002a) 日本人高齢者の下肢筋力を簡便に評価する 30 秒椅子立ち上がりテストの妥当性, *体育学研究*, 47 (5) : 451-461.
- 15) 中谷敏昭, 川田裕樹, 灘本雅一 (2002b) 若年者の下肢筋パワーを簡便に評価する 30 秒椅子立ち上がりテスト (CS-30 テスト) の有効性, *体育の科学*, 52 : 661-665.
- 16) 中谷敏昭, 灘本雅一, 三村寛一 (2003) 30 秒椅子立ち上がりテスト (CS-30 テスト) 成績の加齢変化と標準値の作成, *臨床スポーツ医学*, 20 : 349-355.
- 17) 中田征克, 出村慎一, 山次俊介, 長澤吉則 (2002) 静的瞬発握力発揮における前腕屈筋の EMG の特性, *体育測定評価研究*, 2 : 83-88.
- 18) Netz, Y., Argov, E. (1997) Assessment of functional fitness among independent older adults: a preliminary report., *Perceptual and Motor Skills*, 84:1059-1074.
- 19) Schenkman, M., Hughes, M.A. (1996) The relationship of strength and balance in chair rise by functionally impairment older individuals., 44: 1441-1446.
- 19) 島田洋一, 加賀谷奇, 宮本誠也 (1999) 立ち上がり動作の解析, *総合リハビリテーション*, 27 : 1023-1028.
- 20) Weiner, D.K., Long, R., Hughes, M.A., Chandler, J., Studenski, S. (1993) When older adults face the chair-rise challenge. A study of chair height availability and height-modified chair-rise performance in the elderly., *Journal of American Geriatric Society*

## 連絡先

金沢大学大学院教育学研究科

山田孝禎

〒 920-1192 石川県金沢市角間町

TEL:076-264-5555 (2674) fax:076-234-4122

e-mail: ytaka@ed.kanazawa-u.ac.jp

(2003年10月17日受付, 2004年3月4日採用決定, 討論受付期限2005年5月末1日)