

健常者を対象とした骨盤後傾位の立ち上がり動作における 体幹・下肢の運動学および筋電図学的分析

鈴木 克彦¹⁾・讃岐 麻梨子²⁾・南澤 忠儀¹⁾

Kinematic and electromyographic analyses of trunk and lower limbs during sit-to-stand movement with posterior pelvic tilting in healthy adults

Katsuhiko Suzuki¹⁾, Mariko Sanuki²⁾, Tadayoshi Minamisawa¹⁾

Abstract

This study was designed to clarify the muscle activities, trunk forward-tilting angles, and center of gravity (COG) related to sit-to-stand (StS) movement with posterior pelvic tilting, reproducing the humpback posture of elderly people. Subjects were ten healthy adult men. The muscle activities (%MVC), StS total time, COG maximum velocity, and its total distance were measured using surface electromyography and 3-D motion analysis for StS movement under normal, anterior and posterior pelvic tilting conditions. The StS with posterior pelvic tilting showed an increase in time to rise and an increase in maximum horizontal velocity, as well as a decrease in the COG vertical distance in the first phase. The erector spinae muscle activity decreased considerably in the first phase and increased in the second phase. These findings suggest that posterior pelvic tilting in StS affects the trunk forward-tilting angle, forward COG velocity, and erector spinae muscle activity.

Key words : sit-to-stand, posterior pelvic tilting, surface electromyogram, kinematics, erector spinae muscle

はじめに

座位から立ち上がる動作は日常生活の中で頻回に行われる動作であるが、虚弱高齢者にとって困難な動作の一つである。森實ら¹⁾の報告では、虚弱高齢者の起立動作における下肢筋活動量は最大随意収縮時の約30～90%以上であり、健常高齢者と比較して有意に高負荷であることから理解できる。また加齢による姿勢変化として円背姿勢がある²⁾。臨床場面において、円背姿勢の高齢者が座位から立ち上がろうとして介助を必要とするこ

とを多く経験する。円背姿勢は胸腰椎屈曲位と骨盤後傾位を呈するため、座位時の重心位置は後方かつ低い位置になりやすい。そのため、円滑な殿部離床と垂直方向の重心移動が行えず介助を必要とする。

高齢者を対象とした座位からの立ち上がり動作については、体幹前傾角度、下腿前傾角度、動作速度、下肢関節モーメントに着目した報告³⁻⁶⁾はあるが、座位時の骨盤傾斜角度と体幹前傾角度、身体重心、下肢および体幹の筋活動量との関連について検討した報告は見当たらない。そこで本研究

1) 山形県立保健医療大学 理学療法学科
山形県山形市上柳 260 番地
Department of Physical Therapy,
Yamagata Prefectural University of Health Sciences
260 Kamiyanagi, Yamagata-shi, Yamagata, 990-2212 Japan

2) 千籐了会 通所リハビリテーションはるか
岩手県盛岡市大館町 26-7
Haruka Outpatient Rehabilitation, Medical Corporation
Sentouryoukai
26-7 Oodate-machi, Morioka-shi, Iwate, 020-0147 Japan

(受付日 2019. 12. 3, 受理日 2020. 4. 8)

(早期公開日 2020. 12. 10)

では、円背姿勢を呈する虚弱高齢者の立ち上がり動作の特徴を検討する前段階として、健常成人を対象として模擬的な円背姿勢の立ち上がり動作における体幹前傾角度、身体重心、下肢および体幹の筋活動量との関連について検討し、円背姿勢の立ち上がり動作の特徴を明らかにすることを目的とした。

対象および方法

対象は、健常成人男性 10 名 (年齢 21.8 ± 1.0 歳、身長 172.3 ± 6.7 cm、体重 61.2 ± 5.7 kg ; 平均 ± 標準偏差) とした。除外基準は、腰部・背部・頸部に痛みや違和感を既往もしくは現在有している、その他の整形外科的疾患および中枢神経疾患を既往もしくは現在有しているとした。また、本研究では模擬的な円背姿勢および骨盤前傾位を保持している場合、立ち上がり動作中になんらかの痛みもしくは違和感が出現した場合は直ちに中止し対象から除外した。

課題は端座位からの立ち上がり動作とした。被験者は上肢を胸の前で組み 40 cm 台に腰かけ、膝関節は 100° 屈曲位、左右の膝関節および踵骨の間隔は両肩峰間の距離とし、大腿長の 60% が座面に接触する姿勢を開始座位とした⁷⁾。開始座位の骨盤の傾斜角度を中間位・前傾位・後傾位の 3 条件として被験者の任意の速度で 3 回ずつ立ち上がりを行った。上前腸骨棘と上後腸骨棘を結ぶ線と床とのなす角度を骨盤の傾斜角度と定義した。3 条件の骨盤角度の設定は本実験の前に 8 名の被験者により、開始座位において骨盤の前傾と後傾を最大努力した際の傾斜角度を測定して決定した⁷⁾。その結果、3 条件の骨盤傾斜角度は、前傾位が 0° 以上の骨盤前傾位、後傾位が 30° 以上の骨盤後傾位、中間位が $15^\circ \sim 20^\circ$ の骨盤後傾位とした。後傾位は高齢者に多くみられる円背姿勢を簡便に再現可能な簡易補助装置 (円背ベルト)⁸⁾ を立位で装着し、次に開始座位において骨盤後傾角度が 30° を超えるように円背ベルトを調節し、胸腰椎部屈曲位の円背姿勢を実験的に模擬した⁷⁾。この円背姿勢を維持しながら立ち上がり動作と静止立位を数回練習し、背部および腰部の痛みがないことを確認した上で測定を実施した。なお、被験者全員が後傾位の条件において痛みを訴えることな

く測定を行った。

筋電図測定には表面筋電計 (BIOTOP 6R12、NEC ; プリアンプ、ダイヤモンドシステム) を使用し、右側の腹直筋、脊柱起立筋、大殿筋、内側広筋、前脛骨筋、腓腹筋外側頭の表面筋電図を導出した⁷⁾。表面電極の貼付位置⁹⁾ は表 1 に示す筋腹中央、すべて右側とした。表面電極 (BLUE SENSOR NF-50-K、MEDICOTEST) は十分な前処置を行った後に電極間距離が 2 cm として筋線維に平行となるように貼付した。サンプリング周波数は 1 k Hz、周波数帯域は 5 ~ 500 Hz として記録した。基準電極は右膝蓋骨上の皮膚に貼付した。立ち上がり動作は 2 相に分けて解析した⁷⁾。動作開始 (頭部が動き始めた時点) から膝関節伸展開始直前までを第 1 相とし、膝関節伸展開始から立ち上がり動作の終了までを第 2 相とした。

筋電図の解析には、多用途生体情報解析プログラム (BIMUTAS II、キッセイコムテック) を用いた⁷⁾。各相の筋電図波形を全波整流後、0.1 秒区間の積分筋電図を算出した。徒手筋力検査法の手技に従い、最大随意収縮 (MVC: maximal voluntary contraction) 時の 0.1 秒区間の積分筋電図により正規化して算出した % MVC を筋活動量とした。

開始座位からの立ち上がり動作における動作所要時間、体幹前傾の最大角度、身体重心の移動距離と速度は、三次元動作解析装置 (VICON-MX、Oxford) を用いて測定した⁷⁾。赤外線反射マーカーは、plug-in gait 全身モデルに従い身体の 35 ケ所に貼付した。体幹前傾最大角度は、矢状面において胸椎軸 (第 7 頸椎と第 10 胸椎の midpoint と胸骨と剣状突起の midpoint を結んだ線) から求めた点と骨盤軸 (上前腸骨棘と上後腸骨棘を結んだ点) から求めた点のなす角度の最大値とした。身体重心速度は開始座位から立位までの最大速度とし、水平方向と垂直方向の速度を測定した。身体重心移動距離は開始座位から第 1 相終了までの水平方向および垂直方向を測定した。

統計的手法は、動作所要時間、体幹前傾最大角度、身体重心移動の最大速度と距離、第 1 相および第 2 相の % MVC における骨盤中間位・前傾位・後傾位の 3 条件比較を Shapiro-Wilk 検定、反復測定分散分析を用いた後、多重比較検定は Tukey 法を用いて検討した。統計処理には R2.8.1 (CRAN、

表1 表面電極の貼付位置

腹直筋	白線より2横指外側の臍部レベル
脊柱起立筋	棘突起より2横指外側の第3-4腰椎レベル
大殿筋	大転子と仙骨を結んだ中間点
内側広筋	膝蓋骨上内側縁より4横指近位部
前脛骨筋	脛骨粗面より4横指遠位部、脛骨稜より1横指外側
腓腹筋外側頭	膝窩皮線より5横指遠位部でふくらはぎ外側

表2 座位からの立ち上がり動作時間, 体幹前傾最大角度

	動作所要時間 (sec.)	体幹前傾最大角度 (deg.)
中間位	1.9±0.4	49.9±11.1
前傾位	1.8±0.4	44.1±10.2
後傾位	2.3±0.4 **	65.3±10.1 *

* : 後傾位と中間位, 後傾位と前傾位で有意差あり (P<0.05)

** : 後傾位と中間位, 後傾位と前傾位で有意差あり (P<0.01)

freeware)を用いた。有意水準はすべて5%とした。

倫理的配慮

本研究の実験は本学運動学実習室で実施した。被験者の募集は共著者の讃岐(旧姓 齋藤)麻梨子が本学学部生に参加協力の依頼を行い、同共著者から本研究の意義、目的、方法等を口頭と文書により参加希望者に対して十分な説明のうえ自由意思に基づいて署名による承諾を得る方法とした。参加承諾後、いかなる期間においても研究参加の中止および撤回が可能であること、本研究に参加しなくても学習評価等には影響がないことが保証されていることを説明した。

心身への負担について、今回の筋電図は表面電極を皮膚上に貼付する非侵襲的な測定方法であること、赤外線反射マーカ―は実験用のアンダーシャツとスパッツの表面に貼付して実験での皮膚の露出は最小限であること、今回は40cm台からの立ち上がり動作を3条件それぞれ3回行う課題であり筋疲労を発生させる運動強度ではないこと、模擬的な円背姿勢および骨盤前傾位を保持している場合、立ち上がり動作中になんらかの痛みもしくは違和感が出た場合は直ちに中止し対象から除外すること、1回の実験には準備を含めて40~60分間を必要とすることを説明した。

被験者から本人の実験データの開示を求められた場合は開示に対応した。被験者の個人情報の取得は必要最小限とした。研究データの保管は被験者を匿名化したうえで外部大容量記憶装置に記録し、筆頭者が本学研究・倫理指針に則り適切に保管するものとした。

結 果

開始座位から立位までの動作所要時間は、後傾位が中間位および前傾位と比較して有意に長い時間を要した (P < 0.01, 表2)。体幹前傾最大角度は、後傾位が中間位および前傾位と比較して有意に増加した (中間位と後傾位: P < 0.05, 前傾位と後傾位: P < 0.01, 表2)。

立ち上がり動作中における身体重心の最大速度を表3に示した。水平方向では後傾位が中間位および前傾位と比較しては有意に大きかった (P < 0.01)。垂直方向では条件間で相違はなかった。開始座位から第1相終了までの身体重心移動距離を表3に示した。水平方向は前傾位が最も短く、中間位と後傾位が有意に増加した (P < 0.01)。下方向では中間位と前傾位に比べて後傾位が最も移動距離が短かった (P < 0.01)。

立ち上がり動作の第1相と第2相の筋活動量を表4に示した。第1相の筋活動量について、後傾位の脊柱起立筋が前傾位に比べて有意に低値を示した (P < 0.05)。後傾位の内側広筋、前脛骨筋は前傾位に比べて低値の傾向を示した。大殿筋は最も高値の傾向を示した。第2相では後傾位の脊柱起立筋が中間位に比べて有意に高値を示し (P < 0.05)、後傾位の内側広筋は前傾位に比べて有意に低値を示した (P < 0.05)。

第1相と第2相の筋活動量を比較してみると、前脛骨筋は3条件ともに第1相で有意に高値を示し (中間位は第2相の3.6倍; P < 0.01, 前傾位は2.7倍; P < 0.01, 後傾位は2.8倍; P < 0.01)、大殿筋と腓腹筋外側頭は第2相で有意に高値を示した。大殿筋は中間位で第1相の3.8倍 (P < 0.01)、前傾位で2.6倍 (P < 0.01)、後傾位で2.7倍 (P < 0.01)であり、腓腹筋外側頭は中間位で第1相

表 3 身体重心の最大速度, 第 1 相における身体重心の移動距離

	最大速度 (cm/sec.)		移動距離 (cm)	
	水平方向	垂直方向	水平方向	下方向
中間位	71.3±50.0	14.1±2.9	25.9±4.3	6.7±2.9
前傾位	66.9±50.8	15.5±3.7	20.1±1.9 †	6.9±1.9
後傾位	137.1±30.6 **	17.9±6.4	27.7±6.4	4.6±1.9 **

** : 後傾位と中間位, 後傾位と前傾位で有意差あり (P<0.01)

† : 前傾位と後傾位, 前傾位と中間位で有意差あり (P<0.01)

表 4 立ち上がり動作の第 1 相と第 2 相における体幹筋および下肢筋の筋活動量 (% MVC)

	腹直筋	脊柱起立筋	大殿筋	内側広筋	前脛骨筋	腓腹筋外側頭
第 1 相						
中間位	2.3 (2.0)	24.9 (11.7)	8.0 (8.0)	19.3 (9.2)	22.2 (16.3)	4.0 (2.7)
前傾位	3.4 (2.8)	29.6 (12.7)	7.7 (7.4)	26.0 (11.9)	29.9 (20.7)	6.3 (5.9)
後傾位	3.0 (2.7)	24.7 (14.8) *	8.3 (7.5)	17.4 (9.8)	20.8 (13.2)	3.4 (1.4)
第 2 相						
中間位	2.2 (1.7)	23.0 (7.4)	22.7 (13.8)	25.4 (8.9)	8.2 (7.5)	8.4 (3.7)
前傾位	2.9 (2.6)	26.8 (8.7)	20.1 (14.1)	28.3 (10.2)	13.7 (15.0)	9.2 (4.0)
後傾位	3.0 (2.2)	28.0 (9.3) †	22.5 (13.9)	22.8 (8.6) *	9.1 (6.4)	7.5 (3.0)

数値は平均値(標準偏差)を示す。

* : 後傾位と前傾位で有意差あり (P<0.05)

† : 後傾位と前傾位で有意差あり (P<0.05)

の 2.6 倍 (P < 0.01)、前傾位で 1.8 倍 (P < 0.01)、後傾位で 2.2 倍 (P < 0.01) であった。内側広筋は後傾位において第 2 相で第 1 相の 1.5 倍の筋活動量を必要とした (P < 0.05)。

考 察

今回、骨盤後傾位の円背姿勢の立ち上がり動作が骨盤中間位・前傾位の場合と異なる特徴を示した。動作所要時間は後傾位が最も長い時間を要したにも関わらず、身体重心の水平最大速度は最も大きい結果であった。中間位と前傾位の体幹前傾角度は同様であったが、後傾位は最も大きな前傾角度を要した。本研究の第 1 相は体幹と下腿の前方傾斜により臀部離床して身体重心を足底の支持基底面に移すために前方かつ下方に移動するまでの屈曲相であり、第 2 相は下肢と体幹の関節を伸展しながら足底の支持基底面内で身体重心を上方かつ前方へ移動して静止立位となるまでの伸展相である。第 1 相で前脛骨筋の筋活動が有意に増大した理由として、重心を前方へ大きく動かすために体幹とともに下腿を前方へ傾斜させる必要があり、前脛骨筋の作用と考えられている^{5, 10)}。第 2

相で大殿筋と内側広筋、腓腹筋外側頭の活動が有意に増大した理由として、大殿筋はハムストリングス、脊柱起立筋と共同して股伸展・骨盤前傾を促して重心を上方に押し上げ、さらに内側広筋が膝伸展の作用により重心を上方へ押し上げたためと考えられる。小島ら¹¹⁾は殿部離床直後の伸展相で後方重心傾向となるために転倒しやすくなることを報告している。Chorin ら¹²⁾は、屈曲相から伸展相にかけて腓腹筋外側頭の筋収縮量が健常者の場合漸増的に増加するが、転倒経験者は伸展相前半の増加が認められないことを報告している。したがって、腓腹筋は第 2 相で十分な筋活動が必要である。

図 1 で示すように、骨盤後傾位座位は胸腰椎屈曲位のため身体重心高は最も低くなるために、第 1 相の下方向の身体重心移動距離も明らかに少なくなる。つまり、身体重心の位置エネルギー発生が最小となるため、身体重心の前方推進する運動エネルギーが中間位・前傾位より必要となるために水平最大速度が約 2 倍の増加を示したと考える。第 1 相から第 2 相での身体重心は前方から上方に移動するために前方推進力を急激に制動するために体幹伸展方向の力の発生が必要となる。し

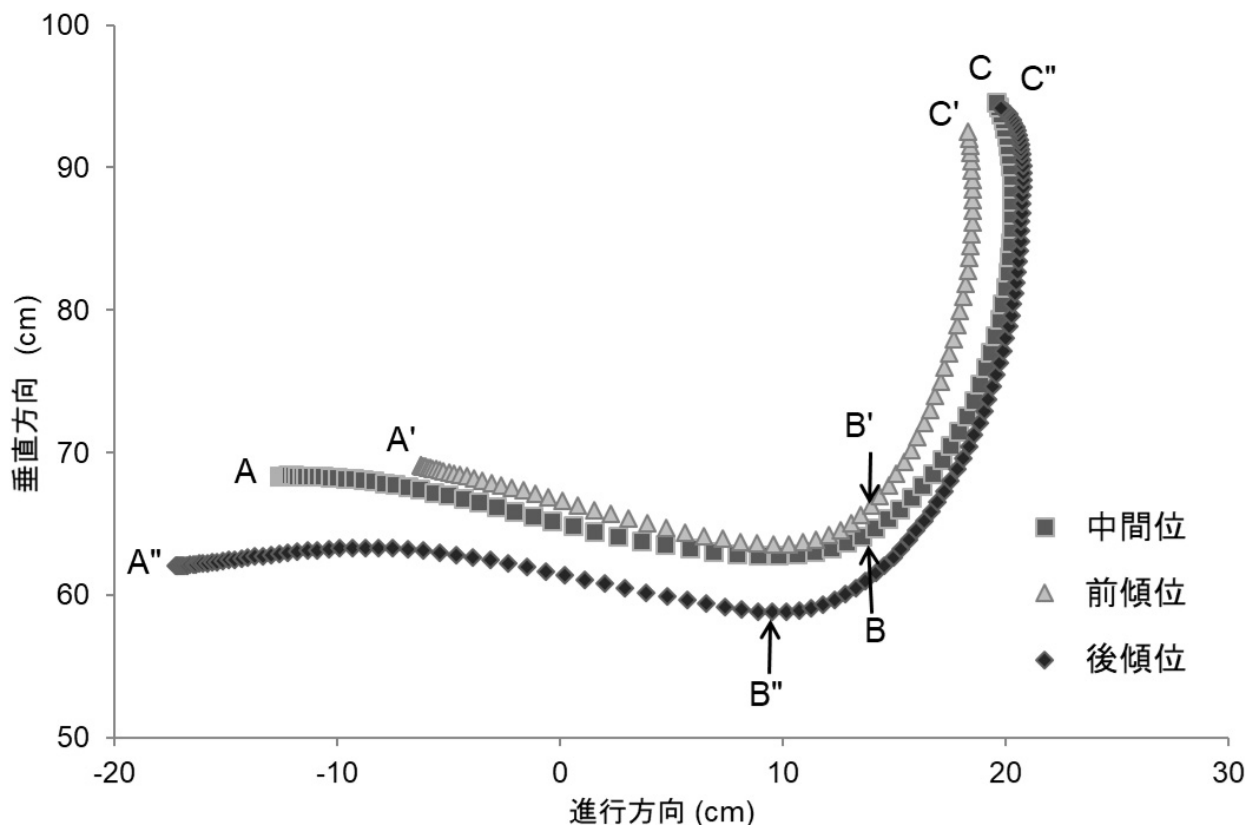


図1 中間位, 前傾位, 後傾位における開始座位から静止立位までの身体重心移動軌跡の代表例

サンプリング時間 0.02 秒の軌跡を示す。A 中間位, A' 前傾位, A'' 後傾位での座位時重心位置を示し, B, B', B'' は第 2 相開始点 (膝関節伸展開始点) を示し, C, C', C'' は静止立位を示す。第 1 相における身体重心の移動距離は A から B の距離を表す。

たがって、今回の後傾位の円背姿勢の立ち上がり動作において、脊柱起立筋の筋活動量は第 1 相で有意な減少、第 2 相で有意な増加を示したと考えられる。つまり第 2 相の筋活動が重要と考えられる。円背姿勢を呈した高齢者の立ち上がり動作における脊柱起立筋の筋活動量は明らかになっていない。したがって、円背高齢者の脊柱起立筋の筋活動量を調べ、第 1 相と比較して第 2 相でどの程度必要となるかについて今後検討する必要がある。

立ち上がり動作中の体幹前傾角度の増加により、大殿筋、ハムストリングス、腓腹筋、ヒラメ筋の筋活動が増大し、内側広筋、大腿直筋、前脛骨筋は減少することが報告されている^{13,14)}。今回、後傾位の立ち上がり動作中の内側広筋の筋活動量は最も少ない結果を示しており、先行研究を支持する結果であった。

今回、骨盤中間位と前傾位の結果は水平移動距離を除き同様であり、これまで報告されている健常若年者および筋力低下のない高齢者の動作パ

ターンと一致する結果であった^{4,6,11)}。一方、骨盤後傾位の結果は、小島ら¹¹⁾による 20 cm 高の椅子から立ち上がり不能な高齢者に示された動作所要時間の延長、体幹傾斜角度の増加、重心-踵距離の減少の特徴と類似していた。Chorin ら¹²⁾は転倒経験のある高齢者において動作所要時間が有意に延長することを示している。したがって、円背姿勢が立ち上がり動作困難やバランス低下の要因の一つになりうるものが推察できる。

今回は円背姿勢を模倣した健常成人男性を対象とした検討であったため、立ち上がり動作に必要な体幹と下肢の筋力は十分に有していることが考えられるため、前方への重心移動の最大速度がこれまでの報告と異なる結果を示した。円背姿勢を呈する高齢者を対象とした立ち上がり動作の運動学的検討や体幹および下肢筋の筋電図学的検討はいまだ十分ではない。高齢者の円背姿勢は骨粗鬆症による脊椎椎体骨折が関係していると考えられている。サルコペニアは高齢期にみられる骨格筋量の減少と筋力もしくは身体機能の低下と定義さ

れる。Hida ら¹⁵⁾は、脊椎椎体骨折におけるサルコペニア有病率が 48.5% であり、対照群の 31.8% と比較して高率であったと報告している。したがって、円背姿勢を呈する高齢者にサルコペニア発症者が多いことから、円背姿勢の高齢者を対象として立ち上がり動作の体幹と下肢筋の運動学および筋電図学的な検討により、円背姿勢を呈する高齢者の立ち上がり動作の特徴を明らかにする必要があると考える。

結 論

今後、高齢化率の増加に伴ない、円背姿勢を呈する高齢者は増えることが予想される。本研究は、健常成人男性が円背姿勢を模擬して立ち上がり動作を運動学および筋電図学的に検討したものである。骨盤後傾に伴う円背姿勢変化により、体幹前傾角度と下腿傾斜角度の増大と、廃用性筋萎縮が予想される脊柱起立筋を含む胸腰背部筋の筋出力の増大が必要となることが示唆された。これまで円背姿勢の立ち上がり動作を体幹筋の筋活動について検討した報告がわずかであり、一定の見解に至っていない。したがって、今後の課題として円背姿勢を呈するサルコペニア発症者を含む虚弱高齢者の立ち上がり動作の検討を行うことにより、立ち上がり動作の特徴が明らかになると考えられる。

本論文の「対象および方法」は、平成 22 年度理学療法学科卒業研究⁷⁾の「方法」に基づいている。共著者の讃岐麻梨子が卒業研究⁷⁾として研究計画の立案、実験およびデータ解析の実施、結果の解釈、卒業論文の執筆を担当した。筆頭者は指導教員として研究計画の立案・実験・データ解析・結果解釈・卒業論文の指導を担当し、共著者の南澤忠儀が研究計画の助言、実験・データ解析の指導、結果の解釈に対する助言を担当した。

本論文の「結果」は卒業研究⁷⁾のデータを見直したのち再計算し、新たに統計解析を実施した記述である。本論文の「はじめに」、「考察」、「結論」の内容は、筆頭者と共著者において卒業研究⁷⁾の論理の展開を再考し、筆頭者が本論文のために一から文献を検索して、卒業研究⁷⁾とは全く異なる論理展開として推論および考察内容を新たに記述

した。本論文の「倫理的配慮」は今回新たに追加した記述である。「文献」は多くの文献を新たに追加した。

利益相反

本研究に関して、開示すべき利益相反はない。

文 献

- 1) 森實徹, 武政誠一, 中川法一. 虚弱高齢者の起立・着座動作における下肢筋活動の検討. 神大院保健紀要. 2008 ; 24 : 17-28.
- 2) 丸山仁. 老人の評価. 理学療法科学. 1997 ; 12 : 141-7.
- 3) 星文彦, 山中雅智, 高橋正明, 真木誠. 高齢者の椅子からの立ち上がり動作パターンと重心動揺. 北海道大学医療技術短期大学部紀要. 1995 ; 8 : 81-8.
- 4) 丸田和夫. 立ち上がり動作時における体幹前傾姿勢の類型化. 理学療法科学. 2004 ; 19 : 291-8.
- 5) 芹田透, 丸山仁司, 加藤宗規, 菅沼一男, 榊原僚子, 増田紗嘉, 伊藤裕介. 椅子からの立ち上がり動作・座り動作における体幹前傾角度, 下腿前傾角度, 動作速度の関連についての検討. 理学療法科学. 2011 ; 26 : 483-8.
- 6) 野澤涼, 山本澄子. 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関係. 理学療法科学. 2012 ; 27 : 31-5.
- 7) 齋藤麻梨子. 座位からの立ち上がり動作における骨盤傾斜角度の影響. 平成 22 年度理学療法学科卒業論文集. 2011 : 61-6.
- 8) 徳田良英. 高齢円背者の姿勢動作の理解に役立つ教材開発の基礎的研究. 円背ベルト装着での歩行解析. 理学療法科学. 2014 ; 41 (Suppl)
- 9) Perotto AO, 柏森良二 (翻訳). 筋電図のための解剖ガイド 四肢・体幹 (第 3 版). 新潟 : 西村書店 ; 1997.
- 10) 法所遼汰, 岡山裕美, 大工谷新一. 胸腰部屈曲位における立ち上がり動作の特徴—健常者における殿部離床時の検討—. 理学療法科学. 2016 ; 31 : 253-6.
- 11) 小島悟, 武田秀勝. 高齢者の椅子からの立ち

- 上がり動作—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. 1998; 13: 85-8.
- 12) Chorin F, Corun C, Beaune B, Frere J, Rahmani A. Sit to stand in elderly fallers vs non-fallers: new insights from force platform and electromyography data. *Aging Clin Exp Res.* 2015; 12: DOI 10.1007/s40520-015-0486-1
- 13) 星文彦, 山中雅智, 高橋光彦, 高橋正明, 福田修, 和田龍彦. 椅子からの立ち上がり動作に関する運動分析. 理学療法科学. 1992; 19: 43-8
- 14) Doorenbosch CA, Harlaar J, Roebroeck M, Lankhorst GJ. Two strategies of transferring from sit-to-stand; The activation of monoarticular and biarticular muscles. *J Biomechanics.* 1994; 27: 1299-307.
- 15) Hida T, Ishiguro N, Shimokata H, Sakai Y, Matsui Y, Takemura M, Terabe Y, Harada A. High prevalence of sarcopenia and reduced leg muscle mass in Japanese patients immediately after a hip fracture. *Geriatr Gerontol Int.* 2013; 13: 413-20.

要 旨

本研究の目的は、高齢者の円背姿勢を再現した骨盤後傾位における立ち上がり動作での下肢・体幹の筋活動、体幹前傾角度、身体重心の特徴を明らかにすることである。対象は健常成人男性 10 名とした。骨盤中間位、前傾位、後傾位の条件下で、表面筋電図と三次元動作解析装置を用いて立ち上がり動作を行い、最大収縮比率(%MVC)、動作所要時間、重心最大速度と移動距離を測定した。骨盤後傾位の立ち上がり動作は、所要時間の延長、重心の水平最大速度の増加、第 1 相での重心下方移動距離の減少を認めた。脊柱起立筋の筋活動は、第 1 相で有意に低下し、第 2 相で有意に増加した。立ち上がりにおける骨盤後傾位が、体幹前傾角度と前方の重心速度、脊柱起立筋の筋活動に影響を与えていることが示唆された。

キーワード: 立ち上がり動作、骨盤後傾位、表面筋電図、運動学、脊柱起立筋

