



札幌医科大学学術機関リポジトリ *ikor*

SAPPORO MEDICAL UNIVERSITY INFORMATION AND KNOWLEDGE REPOSITORY

Title	力学モデルを用いた椅子からの立ち上がり動作分析-足部位置ならびに体幹前傾角度の影響-
Author(s)	小島, 悟; 田中, 敏明; 橋本, 伸也; 武田, 秀勝
Citation	札幌医科大学保健医療学部紀要,第 2 号: 25-31
Issue Date	1999 年
DOI	10.15114/bshs.2.25
Doc URL	http://ir.cc.sapmed.ac.jp/dspace/handle/123456789/6587
Type	Journal Article
Additional Information	
File Information	n13449192225.pdf

- コンテンツの著作権は、執筆者、出版社等が有します。
- 利用については、著作権法に規定されている私的使用や引用等の範囲内で行ってください。
- 著作権法に規定されている私的使用や引用等の範囲を越える利用を行う場合には、著作権者の許諾を得てください。

力学モデルを用いた椅子からの立ち上がり動作分析 - 足部位置ならびに体幹前傾角度の影響 -

小島 悟, 田中 敏明, 橋本 伸也, 武田 秀勝

札幌医科大学保健医療学部理学療法学科

要 旨

健常男性10名を対象に、体幹の前傾角度及び足部位置の相違が椅子からの立ち上がり動作に及ぼす運動学的差異を検討した。体幹の前傾を増加させて立ち上がると、殿部離床時の身体重心～踵部距離と膝関節伸展モーメントが減少し、股関節伸展ならびに足関節底屈モーメントは増加した。足部を後方へ引いて立ち上がると、身体重心の前方移動距離と殿部離床時の身体重心～踵部距離が減少した。しかし、動作時の下肢関節ピークモーメント値に変化はなかった。以上の結果から、立ち上がりの際に足部を後方へ引いたり、体幹をより前傾させることによって、安定した姿勢で殿部を持ち上げることができるものと推察された。また体幹の前傾を増加させることで、股及び足関節の負担は増加するが、動作に必要な膝関節伸展筋群の負担を軽減できるものと考えられた。

<索引用語> 立ち上がり動作、バイオメカニクス、力学モデル

緒 言

椅子からの立ち上がり動作は、理学療法場面でよく用いられる動作課題であり、動作獲得のための効果的な指導をする上で、その運動特性を理解することは重要である。一般に、立ち上がり動作の指導方法として、体幹の前傾を増加させたり、足部を後方へ引くなどの方法がよく用いられるが、その運動特性について検討したものは少ない。著者ら¹⁾は、これまでに椅子からの立ち上がり動作時の下肢関節角度変化ならびに床反力特性を解析し、その基礎的運動要素について報告している。本研究の目的は、この報告に基づいて、椅子からの立ち上がり動作をその基礎となる2つの運動要素に分けて、体幹の前傾角度及び足部位置の相違による運動学的差異を明らかにすることとした。

方 法

1) 対象

被験者は、健康な若年男性10名（平均年齢 23.5 ± 2.7 歳、平均身長 1.72 ± 0.04 m、平均体重 69.5 ± 9.5 kg）であった。

2) 力学モデルの構築

人体は、関節ごとに分割して関節間の体節を剛体とみ

なし、身体全体をリンクしているものと考えることができる。本研究では、身体を足部、下腿、大腿、体幹から成る4リンクモデルとして解析を行った（Fig. 1）。以下に、モデルの構築に用いた仮定を示した。

- (1) 各体節は剛体とし、その重心は関節間軸上に位置する。
- (2) 各関節は、1軸関節である。
- (3) 体幹には頭部と上肢を含め、単一体でまとめられる。
- (4) 身体各部の運動は、矢状面でのみ起こる。

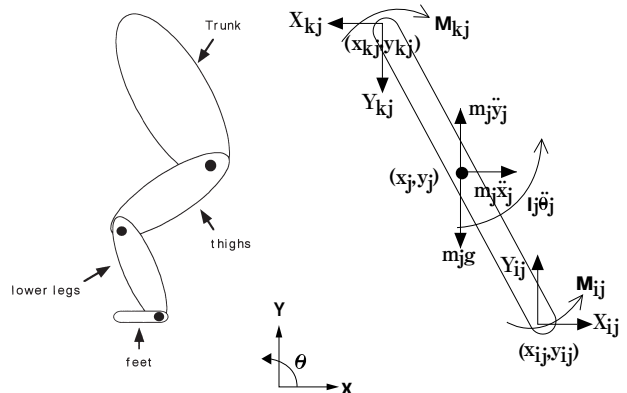


Figure 1. 4-Link model and free-body diagram of a single segment during sit-to-stand motion.

3) 計測方法

各被験者は、次の3条件の立ち上がり動作を行った (Fig. 2)。

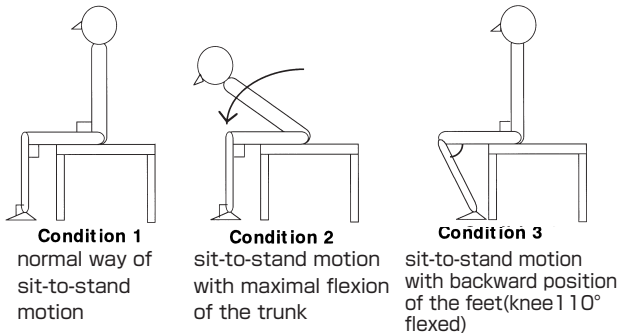


Figure 2. Illustration of each conditions during sit-to-stand motion in this study

条件 1 ; 普通に立ち上がる

条件 2 ; 体幹をできるだけ前傾させてから臀部を持ち上げて立ち上がる

条件 3 ; 足部を後方へ引いた位置 (膝関節110度屈曲位) から立ち上がる

これら全ての動作は、座面高が可変式の背もたれや肘掛けのない椅子を用いて行った。条件1、2における開始姿勢は、股、膝、足関節がそれぞれ90度屈曲位とし、条件3においては股関節90度屈曲位になるように規定した。さらに、上肢の影響を除去する目的で、上肢は胸の前で腕を組んで動作を行わせた。

各条件での動作は、何回か練習をした後で2回ずつ施行し、身体各部位の座標、床反力を計測した。

身体各部位の座標は、赤外線反射マーカを用いた三次元動作解析装置 (MP Japan社製kinemetrix) を使用して、サンプリング周波数50Hzで計測した。赤外線反射マーカは、被験者左側の肩峰、大転子、膝関節中心、外果、踵部、第五中足骨頭上の皮膚に取り付けた。これと同期して、動作時の床反力及び荷重中心データを床反力計 (Bertec社製) を用いて測定した。

4) 解析方法

- ①関節角度：三次元動作解析装置から得られた身体各部位の座標をもとに、股、膝、足関節角度を算出した。股関節角度は、肩峰と大転子を結んだ線と、大転子と膝関節中心を結んだ線の成す角度とした。膝関節角度は、大転子と膝関節中心を結んだ線と、膝関節中心と外果を結んだ線の成す角度とした。足関節角度は、膝関節中心と外果を結んだ線と、外果と第五中足骨頭を結んだ線の成す角度とした (Fig. 3)。
- ②身体重心位置：Fig. 1に示した力学モデルの各体節部分の重心位置から、身体重心位置を推定した。

$$x_G = \frac{\sum x_\ell \cdot m_\ell}{M} \tag{1}$$

$$y_G = \frac{\sum y_\ell \cdot m_\ell}{M} \tag{2}$$

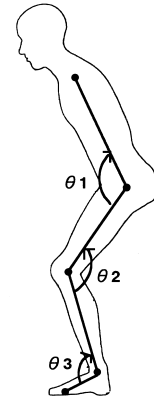


Figure 3. Definition of angles among three joints. θ_1 , θ_2 and θ_3 indicate hip, knee and ankle joint angle, respectively.

ここで、

(x_G, y_G) : 身体重心の位置座標

(x_ℓ, y_ℓ) : ℓ 番目の体節重心の位置座標

m_ℓ : ℓ 番目の体節の部分質量

M : 身体質量

である。

また座位姿勢時及び臀部離床時の身体重心位置と、足部で構成される支持基底面端、すなわち踵部との間の水平距離 (以下身体重心～踵部距離) を算出した (Fig. 4)。

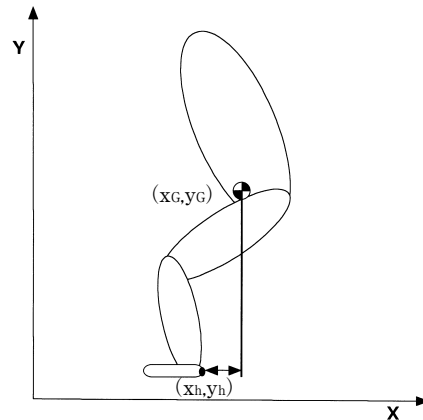


Figure 4. Illustration of the distance between center of gravity and heel during sit-to-stand motion.

$$D = X_G - X_h \tag{3}$$

ここで、

D : 身体重心から踵部までの距離

X_h : 踵部の X 成分の位置座標

である。

- ③下肢関節モ-メント：Fig. 1に示した力学モデルから、ある一つの体節を取り出し、そこに作用する力と力のモーメントを表示すると、Fig. 1右図のようになる。この体節より並進運動と回転運動に関する運動方程式を導き出すことができる。

並進運動に関する運動方程式

$$m_j \ddot{x}_j = X_{ij} - X_{kj} \tag{4}$$

$$m_j \ddot{y}_j = Y_{ij} - Y_{kj} - m_j g \tag{5}$$

回転運動に関する運動方程式

$$I_j \ddot{\theta}_j = X_{ij} (y_j - y_{ij}) + X_{kj} (y_{kj} - y_j) + Y_{ij} (x_j + x_{ij}) + Y_{kj} (x_{kj} - x_j) + M_{ij} - M_{kj} \quad (6)$$

ここで、

- i : 1つ前の体節
- j : 対象とする体節
- k : 1つ先の体節
- (x_i, y_i) : j 節重心の位置座標
- (\dot{x}_i, \dot{y}_i) : j 節重心の加速度成分
- (x_{ij}, y_{ij}) : i 節と j 節間の関節位置座標
- (x_{kj}, y_{kj}) : k 節と j 節間の関節位置座標
- $\ddot{\theta}_j$: j 節重心の回転角加速度
- (x_{ij}, y_{ij}) : i 節から j 節に作用する関節間力成分
- (x_{kj}, y_{kj}) : k 節から j 節に作用する関節間力成分
- M_{ij} : i 節から j 節に関節軸を介して加えるモーメント
- M_{kj} : k 節から j 節に関節軸を介して加えるモーメント
- m_j : j 節の質量
- I_j : j 節の重心回りの慣性モーメント
- g : 重力加速度

である。

これらの運動方程式をそれぞれの体節ごとに導き出し、本力学モデルの最下部である足部から順に上部に向かって、(4)、(5)、(6) の連立方程式を計算することで、足、膝、股関節モーメントが求められる。なお、関節モーメントを算出するために必要な部分質量及び重心位置、慣性モーメントについては Dempster ら⁵⁾ のデータをもとに求めた。算出された関節ピークモーメント値は、各被験者の体重で標準化された。

5) 統計処理

立ち上がり動作条件による比較には、1元配置の分散分析を用いた。また、通常の立ち上がり動作と他の2条件との相違をみるために、Fisherの方法を用いて多重比較を行った。なお、有意水準は5%とした。

結 果

1) 関節角度

Fig. 5に各条件における関節角度変位の1例を示した。また、Tab. 1に各条件における殿部離床時の関節角度の平均値を示した。条件2は、条件1に比べて股関節屈曲角度が有意に増加した。膝関節屈曲角度及び足関節背屈角度に有意な相違はなかった。条件3は、条件1に比べて股関節屈曲角度が有意に減少し、膝関節屈曲角度及び足関節背屈角度が有意に増加した。

2) 身体重心位置

Fig. 6に各条件における身体重心軌跡の1例を示した。全ての条件とも、身体重心軌跡はまず前方へ移動してから、上方移動するパターンとなった。各条件間を比較すると、条件1に比べて条件2は身体重心の前方移動成分が

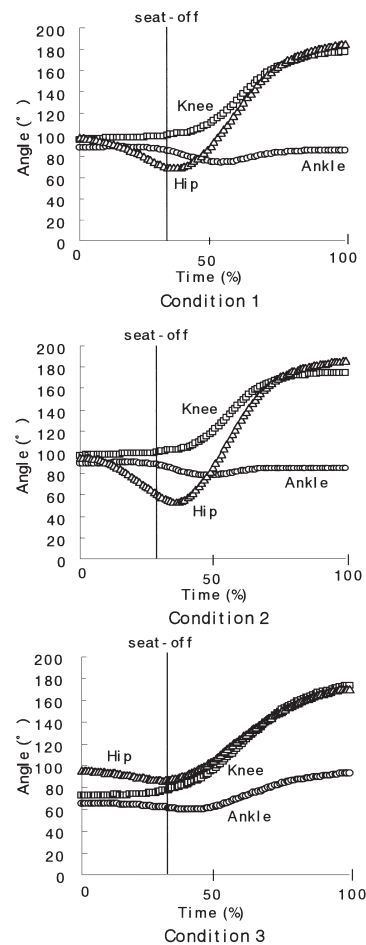


Figure 5. The changes of joint angles during sit-to-stand motion under each conditions.

Table 1. Mean values of joint angles at seat-off time during sit-to-stand motion under each conditions.

	Condition 1	Condition 2	Condition 3
Ankle	80.4±1.22	78.2±1.91	60.9±1.55 ※
Knee	105.3±1.97	104.9±1.48	89.8±2.05 ※
Hip	75.1±2.50	56.8±2.50 ※	92.2±1.69 ※

※ indicates a significant ($p < 0.05$) difference. Mean ± S.E.

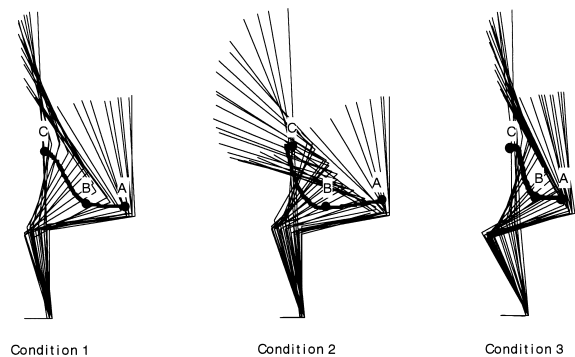


Figure 6. The paths of the center of gravity and stick pictures during sit-to-stand motion under each conditions. A; sitting, B; seat-off, C; standing

増加し、条件3は身体重心の前方成分が減少するパターンを示した。

座位姿勢時及び臀部離床時の身体重心～踵部距離の平均値をTab. 2に示した。各条件間における座位姿勢時の身体重心～踵部距離を比較すると、条件1と条件2との間に相違はなかったが、条件3は条件1に比べて有意に減少した。臀部離床時の身体重心～踵部距離については、条件1に比べて条件2、条件3とも有意に減少した。

Table2. Mean values of the distance between center of gravity and heel during sit-to-stand motion under each conditions.

	Condition 1	Condition 2	Condition 3
sitting(m)	0.21±0.009	0.21±0.009	0.09±0.006 ※
seat-off(m)	0.11±0.009	0.08±0.006 ※	0.003±0.006 ※

※ indicates a significant (p<0.05) difference. Mean±S.E.

2) 下肢関節モーメント

各条件における下肢関節モーメントの経時変化の1例をFig. 7に示した。条件1において、股及び膝関節には、伸展モーメントが働いており、臀部離床後に最大に達してから減少するパターンを示した。足関節については、まず背屈モーメントが働いた後、次第に底屈モーメントに転じ、立位姿勢に至る直前に最大に達するパターンを示した。条件2では、条件1に比べ動作を通じ膝関節伸展モーメントが減少し、股関節伸展及び足関節底屈モーメントが増加するパターンを示した。条件3では、条件1に比べ股及び膝関節伸展モーメントがより早期に最大に達していた。また足関節については、臀部離床時から動作終了まで底屈モーメントが持続して働いていた。

Tab. 3に各条件における下肢関節ピークモーメントの平均値を示した。各条件とも、立ち上がり動作時に最も値が大きかったのは、股関節伸展モーメントであり、次いで膝関節伸展モーメント、最も小さかったのは足関節底屈モーメントであった。各条件間を比較すると、条件2は条件1に比べて、有意に膝関節伸展ピークモーメントが減少し、股関節伸展及び足関節底屈ピークモーメントは有意に増加した。条件1と条件3との間には、各関節ピークモーメント値に有意な相違はみられなかった。

Table3. Mean peak values of joint moments during sit-to-stand motion under each conditions.

	Condition 1	Condition 2	Condition 3
Joint moment (Nm/kg)			
Ankle plantar flexion	0.44±0.05	0.68±0.06 ※	0.54±0.03
Knee extension	1.38±0.06	1.18±0.06 ※	1.32±0.06
Hip extension	1.68±0.06	1.96±0.06 ※	1.64±0.06

※ indicates a significant (p<0.05) difference. Mean±S.E.

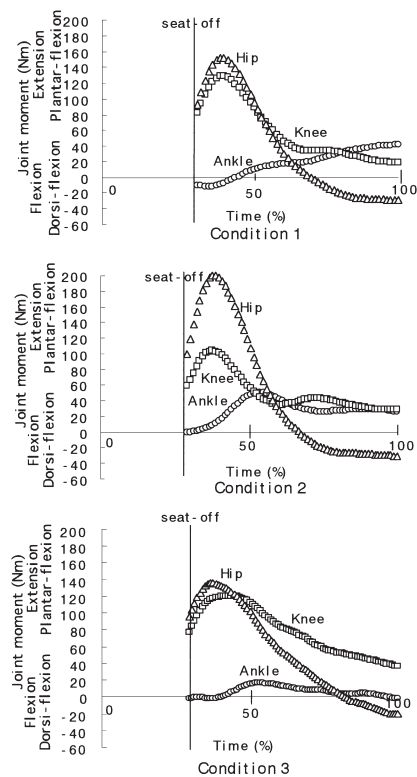


Figure 7. The changes of joint moments during sit-to-stand motion under each conditions.

考 察

本研究では、体幹前傾角度及び足部位置の相違による立ち上がり動作に及ぼす運動学的差異を検討した。通常の立ち上がり動作は、従来の報告^{3, 8, 10)}と近似する結果となったが、足部位置や体幹前傾角度を変化させると幾つの特徴ある所見が得られた。

1) 関節角度

条件2の動作は、条件1と比較すると、膝関節屈曲角度及び足関節背屈角度に相違はなかったが、股関節屈曲角度の有意な増加を示した。このことから、被験者には条件2の内容「体幹をできるだけ前傾させてから臀部を持ち上げて立ち上がる。」という動作内容が守られていたといえる。

条件3の動作条件は、座位姿勢、すなわち立ち上がり動作における初期姿勢を規定した。その結果、条件3は、条件1に比べて股関節屈曲角度が有意に減少する立ち上がり動作パターンを示した。このことは、支持基底面の位置によって、体幹の前傾角度は変化する可能性を示唆しており、興味深い結果であった。

2) 身体重心位置

椅子からの立ち上がり動作は、(1) 支持基底面が座面と足部で構成される安定した座位姿勢から、足部のみの支持基底面である立位姿勢に身体重心を前方移動させ

る、(2) 身体重心を上方移動して立位姿勢に至るという動作に分けられる。

身体重心の前方移動に着目すれば、今回の結果から立ち上がるためには、少なくとも身体重心を0.21m前方に移動しなければならないことがわかる。しかし、足部を後方へ引くことで、その前方移動距離は減少した。このことから、足部、すなわち立位姿勢時の支持基底面を身体重心に近づけることで、立ち上がり易くなるものと推察される。

椅子からの立ち上がり動作において、殿部を座面から持ち上げる動作が最も不安定な姿勢であることが知られている¹⁰⁾。座位姿勢や立位姿勢時の身体重心位置は支持基底面内にあるが、殿部離床時の身体重心位置は足部より後方、すなわち支持基底面外にあるからである。それゆえに過去の研究から、立ち上がり動作時の身体重心と支持基底面との位置関係が姿勢の安定性の指標として用いられている³⁾。

本研究において、この指標をもとに足部位置や体幹前傾角度の影響を調べたところ、足部を後方へ引いたり、体幹の前傾を増加させて立ち上がると、殿部離床時の身体重心～踵部距離が減少することがわかった。したがって、立ち上がる際にこのような動作方法を用いれば、比較的安定した姿勢で殿部を持ち上げることができると考えられる。

3) 下肢関節モーメント

本研究では、動作時に発揮される筋力を関節モーメントという指標を用いて推定した。関節モーメントとは、関節に作用する筋張力の、その関節軸まわりのモーメントの総和として定義される¹¹⁾。仮に、1つの関節に2つ以上の筋が作用している場合には、関節モーメントはその筋張力モーメントの総和として表わされる。立ち上がり動作時の膝関節を例にあげると、膝関節周りには主動作筋である伸展筋群のみでなく、屈曲筋群も同時期にその活動が認められる。つまり、ここで算出された膝関節伸展モーメントは、直接的に膝関節伸展筋力を表わしていないことになる。しかし、立ち上がり動作時の膝関節屈曲筋群の活動は、主動作筋である膝関節伸展筋群のそれに比べて小さいものである。それゆえに、膝関節屈曲筋群の貢献度に大きな差異がないとすれば、動作条件の違いによる膝関節伸展モーメントの相違は、動作時に発揮される膝関節伸展筋力の相違として解釈することができる。

椅子からの立ち上がり動作において、重力に逆らって身体重心を上方へ移動させるための下肢伸展筋力も重要な要素であることが知られている^{2, 12, 13)}。今回の結果から、両側を合わせたピーク値でみると、その平均値は股関節1.68Nm/kg、膝関節1.38Nm/kg、足関節0.44Nm/kg発揮されることがわかった。

立ち上がり動作における体幹前傾角度の影響は、全て

の下肢関節で認められた。すなわち、体幹の前傾を増加させて立ち上がると、通常の動作に比べ膝関節伸展モーメントは減少し、股関節伸展および足関節底屈モーメントは増加した。通常の動作時に発揮される各関節ピークモーメント値をそれぞれ100%とすると、体幹の前傾を増加させた立ち上がり動作時に発揮される各関節ピークモーメント値は、股関節伸展モーメントで17%の増加、膝関節伸展モーメントで17%の減少、足関節底屈モーメントで55%の増加を示した。したがって、体幹の前傾を増加させて立ち上がる方法は、通常の動作に比べ膝関節伸展筋群の負担を軽減する動作方法であると考えられる。つまり、本動作方法は、膝関節伸展筋力に低下の見られる者に対して有効であることが示唆される。一方、股関節伸展及び足関節底屈モーメントは増加する結果となった。これは、本動作方法が膝関節伸展筋群の負担を減じる方法ではあるが、必ずしも下肢伸展筋群の負担を減じることにはならないことを示唆している。この推測が正しいとすれば、理学療法場面では、対象者の身体機能を十分に把握した上で、本動作方法を指導することが望ましいものと思われる。あるいは、股関節伸展及び足関節底屈筋群の負担を軽減させる他の動作方法(例えば、動作速度を減じるなど)を併用した指導を行う必要があると考えられる。

立ち上がり動作における足部位置の違いによる各関節ピークモーメントへの影響は、みられなかった。このことに関しては、今回の関節モーメントは、座面から身体に作用する力を考慮していないので、その値は殿部離床時から算出された。つまり、殿部離床後の関節モーメントには両条件間で相違はなかったことになる。しかし、足部を後方へ引いて立ち上がると、股関節屈曲角度の減少や、身体重心の前方移動距離の減少を示した。したがって、両動作の相違は殿部離床前にあるものと考えられる。よって、殿部離床前の分析も含めて、更にこの動作方法について検討していく必要があるものと思われる。

結 語

健常男性10名を対象に、体幹の前傾角度及び足部位置の相違が椅子からの立ち上がり動作に及ぼす運動学的差異を検討した。

- 1) 体幹の前傾を増加させて立ち上がると、殿部離床時の身体重心～踵部距離が減少した。さらに、動作時の膝関節伸展モーメントは減少した。しかし、股関節伸展ならびに足関節底屈モーメントが増加した。
- 2) 足部を後方へ引いて立ち上がると、股関節屈曲角度、身体重心の前方移動距離、殿部離床時の身体重心～踵部距離が減少した。しかし、動作時の下肢関節ピークモーメント値に変化はなかった。
- 3) 立ち上がり動作を指導する場合には、対象者の身体機能に適した動作方法を選択することが望ましいも

のと思われた。

文 献

- 1) 小島悟, 田中敏明, 橋本伸也ほか: 椅子からの立ち上がり動作分析 - 運動学及び運動力学的分析 -. 札幌医科大学保健医療学部紀要 1 : 37-41, 1997
- 2) Alexander N, Schultz A, Warwick D et al : Rising from a chair : Effects of age and functional ability on performance biomechanics. *J. Gerontol. Med. Sci.* 46 : M91-98, 1991
- 3) Hughes M, Weiner D, Schenkman M et al : Chair rise strategies in the elderly. *Clin. Biomech.* 9 : 187-192, 1994
- 4) 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* 13 : 85-88, 1998
- 5) Winter, D. A. : *Biomechanics and motor control of human movement.* Wiley-Interscience, 1990
- 6) Arborelius U, Wretenberg P, Lindberg F : The effects of armrests and high seat heights on lower-limb joint load and muscular activity during sitting and rising. *Ergonomics* 35 : 1377-1391, 1992
- 7) Burdett R, Habasevich R, Pisciotta J et al : Biomechanical comparison of rising from two types of chairs. *Phys. Ther.* 65 : 1177-1183, 1985
- 8) Rodosky M, Andriacchi T, Andersson G : The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. *J. Orthop. Res.* 7 : 266-271, 1989
- 9) Doorenbosch C, Harlaar J, Roebroeck M et al : Two strategies of transferring from sit-to-stand; The activation of monoarticular and biarticular muscles. *J. Biomech.* 27 : 1299-1307, 1994
- 10) Schenkman M, Berger R, Riley P et al : Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys. Ther.* 70 : 638-648, 1990
- 11) 臨床歩行分析研究会編 : 関節モ-メントによる歩行分析. 東京, 医歯薬出版株式会社, 1997. p3-12.
- 12) Hughes M, Myers B, Schenkman M : The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *J. Biomech.* 29 : 1509-1513, 1996
- 13) Schenkman M, Hughes M, Samsa G et al : The relative importance of strength and balance in chair rise by functionally impaired older individuals. *JAGS.* 44 : 1441-1446, 1996

Analysis of Sit-to-Stand Movement Using Mechanical Model –Influences of initial foot position and trunk flexion–

Satoru KOJIMA, Toshiaki TANAKA, Nobuya HASHIMOTO, Hidekatsu TAKEDA
Department of Physical Therapy

Abstract

BACKGROUND : Standing from a seated position is a common activity of daily living, and essential for independent life. Many elderly and patients with musculoskeletal and neurological dysfunctions have difficulty in rising from a chair. Biomechanical analyses of chair rise are needed for the basis for more effective therapeutic programs.

PURPOSE : The purpose of this study was to analyze the influence of initial foot position and trunk flexion on sit-to-stand (STS) transfer using a biomechanical model.

METHODS : Ten healthy males performed the STS movement under 3 different conditions; 1) natural STS movement, 2) STS movement with increasing flexion of the trunk, 3) STS movement by placing the feet further back toward a chair. A motion analysis system and a force plate were used to collect kinematic and kinetic data.

RESULTS : During the STS movement with the feet placed further back toward a chair, the distance between center of mass and base of support at seat off significantly decreased compared to that during the natural STS movement, but there were no significant differences in lower limb moments. During the STS movement with increasing flexion of the trunk, the distance between center of mass and base of support at seat off, the moment of the knee significantly decreased, whereas moments of the hip and ankle significantly increased compared to those during the natural STS movement.

CONCLUSIONS : The results suggest that placing the feet further back toward a chair or increased trunk forward lean is a more effective strategy to facilitate postural stability. Moreover, increased trunk forward lean is useful in reducing knee moment, although this strategy may be inefficient for the hip and ankle joints.

Key words : Sit-to-stand movement, Biomechanics, Mechanical model