

日常生活でよくみられる起立から歩行にいたる一連の動作解析 - 高齢者における動作スピードの影響に着目して -

甲田 宗嗣¹⁾, 阿南 雅也¹⁾, 新小田幸一²⁾

キーワード (Key words) : 1. 起立 - 歩行 (standing up and initiating gait)
2. 一連の動作 (a series of motions)
3. バイオメカニクス解析 (biomechanical analysis)

本研究の目的は、スピードの違いによる動作特性をバイオメカニクス解析することで、連続した起立から歩行までの動作において速く動作するための要因を調査することである。対象は、本研究課題に影響を及ぼすような疾患や障害を有さない8名の高齢男性とした。課題は、椅子から起立し5m離れた場所に設置されたブザーを取りに行くものとした。動作遂行に要する時間を規定し、速い動作と遅い動作を定義した。運動学的データは、6台のカメラとVicon512を用いて収集した。動力学的データはキスラー社製床反力計2台を用いて収集した。その結果、速い動作における一歩目遊脚期踵接地時の床反力前後成分は、遅い動作と比較して有意に高値を示した。立脚側股関節角度と膝関節角度は、一歩目遊脚側足趾離床期と踵接地期において速い動作で有意に屈曲角度が大きかった。身体重心は、遅い動作と比較して速い動作において滑らかに移動した。得られた結果は、起立動作、歩行開始動作を個々に分析しても得られなかったであろう。今後更なる研究により、高齢者や障害を持つ者の転倒を予防し、健康増進に役立つ結果が得られるものと思われる。

はじめに

これまで人間の歩行動作や歩行関連動作は、単一動作のみに注目されることが多かった^{1,2)}。単一動作とは、歩行を例に挙げれば起立、歩行開始、定常歩行および歩行停止のように、一連の歩行動作中の各々の部分を抜き出した動作である。多くの先行研究より、これらの動作のバイオメカニクス特性が明らかにされ、また、正常なバイオメカニクス特性から大きく逸脱した状態で日常生活を送る健常高齢者や障害を持つ者では、転倒の危険性が增大することも報告されている³⁻⁵⁾。しかしながら、これまでのところ起立から歩行までを連続した一連の流れとして捉え、連続動作におけるバイオメカニクス解析をしたり、加齢あるいは障害に伴うバイオメカニクス特性の変化について言及している報告は極めて少ない⁶⁾。

近年、理学療法の治療場面において、セラピスト、患者、環境を包括的なシステムとして捉え、目的をもった治療課題を遂行するという課題指向型アプローチが注目されている⁷⁾。この課題指向型アプローチ重視の流れは、治療ばかりでなく評価においても見受けられる。例えば、転倒予測のための種々の評価は、脚筋力、静的立位バランス等身体機能個々の要素に着目されてきたが^{8,9)}、これらに加えTimed Up and Go Test¹⁰⁾に代表されるよう

な、課題遂行におけるパフォーマンスを評価するテストも多く用いられるようになってきた。わが国においても、転倒予測のための下肢機能評価として用いられる健脚度テスト¹¹⁾は、10m歩行時間、最大一歩幅、40台昇降から構成され、いずれのテストも課題指向型評価である。理学療法の臨床場面で課題指向型評価が好んで用いられている背景には、高額機器を使うことなく簡便に運動能力を測定できるという金銭面、利便性の利点ばかりでなく、治療成果あるいは能力低下についてのセラピストおよび患者の主観的な印象と課題指向型評価から得られる数値とが合致しやすいという利点があるように思われる。

正常動作のバイオメカニクス特性を明らかにすることは、適切な理学療法介入を行うために不可欠である。つまり、理学療法プログラムの考案、介助や口頭指示、補装具の適用や環境整備などを適切に行う際に必要な科学的根拠となる¹²⁾。例えば、起立動作における重心移動や足底圧中心移動、床反力や関節モーメントなど、種々のデータが様々な対象で明らかとなり、一貫した理論的背景の下、適切な介入プログラムが考案されているものと思われる。しかしながら、現状では一連の動作や課題指向型動作のバイオメカニクス解析による報告は十分あるとはいえない。特に、Timed Up and Go Testの構成要

・ Biomechanics of a series of motions frequently observed in daily living from sitting to standing and initiating gait : Effects of the motions speed for elderly persons

・ 1) 広島大学大学院保健学研究科保健学専攻 2) 広島大学医学部保健学科

・ 広島大学保健学ジャーナル Vol. 3 (2) : 35 ~ 43, 2004

素である起立 歩行動作においては、日常最も頻繁に行われる一連の移動動作であるにもかかわらず、バイオメカニクス特性は明らかにされておらず、臨床場面においても起立から歩行にいたる一連の動作に対する介入が十分に行われているとはいえない。また、高齢者においては虚弱により起立から歩行までが不安定になったり、健常であっても起立歩行中に転倒することもあり、日常生活を反映した一連動作として起立から歩行までのバイオメカニクス特性を明らかにすることは意義深いと思われる。そこで本研究では、高齢者において起立から歩行にいたる連続動作のバイオメカニクス特性を明らかにすることにより、臨床での介入プログラムに科学的根拠を得ることを目的とした。

方 法

1. 健常高齢者における動作方法の個人差

起立や歩行開始という単一動作に比べ起立から歩行までという一連の動作では、正常な動作であっても動作方法の個人差が大きいと考えられた。そのため、先行研究において、高齢者の起立から歩行にいたる一連の動作方法のパターンについて調査した¹³⁾。その結果、健常高齢者に対し可能な限り速く起立し歩行するよう指示したにもかかわらず、離殿、体幹伸展、下肢振り出しという一連の流れの中で幾つかの動作パターンが存在することが明らかとなった。それらの動作パターンは、上前方に起立する者（図1-1-a）と鉛直上に起立する者（図1-1-b）、体幹前傾位より下肢を振り出す者（図1-2-a）と体幹直立位より下肢を振り出す者（図1-2-b）、踵接地時に依然体幹が前傾している者（図1-3-a）と踵接地時に体幹が直立している者（図1-3-b）であった。動作をカテゴリー化した結果得られたこれらのパターンは、一連の動作という観点に着目して解釈すると、図1におけるaパターンは下肢関節の運動範囲が小さく、起立動作と歩行開始動作が並行して進行しており、速く動作遂行するために有利な動作方法であると考えられた。bパターンは下肢関節の運動範囲が大きく、完全に起立した後に歩行開始しており、動作は遅いものの安定性に有利であると考えられた。

このように健常高齢者における正常な起立から歩行までの動作であっても、大きく分けて2種類の動作パターンが存在したため、本研究ではこの2種類の動作のバイオメカニクス解析を行うこととした。これらの動作パターンを実験において再現するため、動作スピードに制約を与えた上でバイオメカニクス解析を行うこととした。

2. 実験方法

(1) 対象者

被験者は、本研究課題に支障を来すような現病歴、既

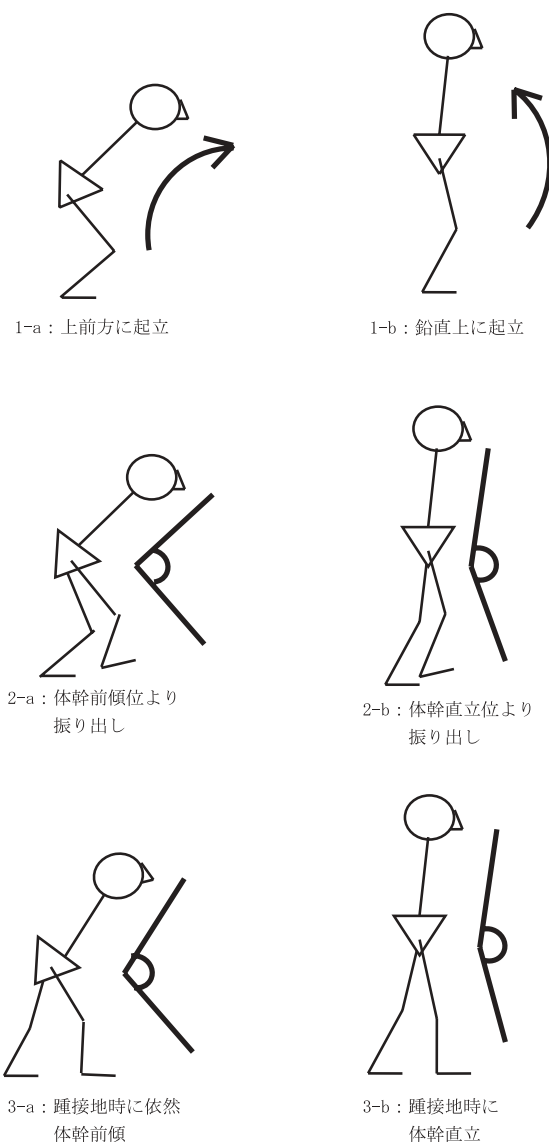


図1 高齢者の起立から歩行にいたる一連の動作におけるパターン

往歴を有さない高齢男性8名とした。平均年齢は 69.8 ± 3.9 歳であり、平均身長は 160.8 ± 2.8 cm、平均体重は 61.4 ± 6.8 kgであった。全ての対象者には本研究の目的と内容を十分に説明し、文書による同意を得た上で実験を行った。

(2) 課題の内容

評価した動作は椅子からの立ち上がりと歩き始めであり、5m前方の台上に設置したブザーを止めるという課題とした。椅子は背もたれがなく、座面は膝関節裂隙の高さに調節した。開始肢位を膝関節屈曲 90° 、肩幅開足位の座位姿勢とした。ブザーが鳴ると同時に起立し歩行するよう指示した。以下ブザーが鳴り始めて6秒後に音を止める動作を「速い動作」、9秒後に音を止める動作を「遅い動作」と表現する。速い動作と遅い動作の所要時間により、先行研究¹³⁾で明らかとなった2種類の動作パ

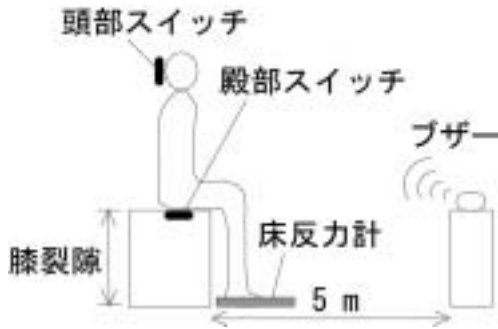


図2 実験における使用器具

ターンが再現されることを確認した上で、課題における動作をスムーズにタイミングよく行えるように被験者には予め十分に練習を課した。規定通り動作遂行できた1施行を分析データとして記録した。

(3) 計測方法

計測は、ランドマークに貼付した計12個の赤外線反射マーカの動きをOxford Metric社製三次元動作解析装置Vicon512を用い、サンプリング周波数120 Hzにて計測し、それをもとに各体節の運動学的データとして関節位置、関節角度、各体節の重心位置、各体節の重心の加速度と角加速度、身体重心の位置を算出した。マーカの貼付部位は左右の肩峰、大転子、膝関節裂隙、腓骨外果、第5中足骨頭、踵骨隆起とした。さらに、動力学的データとしてKistler社製床反力計(900×600)2枚を用い、サンプリング周波数600 Hzにて床反力を計測した。得られた床反力データは、左右方向をFx(左を(+)), 前後方向をFy(前を(+)), 鉛直方向をFz(上を(+))として表した。運動学的データと床反力から膝関節モーメントを算出した。起立動作の開始は後頭部と殿部に取り付けたテープスイッチからの信号をもとに規定した(図2)。解析にはWindows版の解析ソフトウェアVicon Workstation ver3.7とMicrosoft社製表計算ソフトExcel2002を用いた。

(4) 統計学的解析

得られたデータにおける速い動作と遅い動作の比較には対応のあるt検定を用い、有意水準を5%未満とした。なお解析にはWindows版SPSS Ver.12.0を用いた。

結 果

1. 床反力データ

起立-歩行における頭部運動開始から1歩目振り出しまでの立脚側床反力の典型例を図3に示す。図3は同一被験者より得た床反力各成分のグラフであり、この被験者は速い動作・遅い動作共に左下肢が立脚側であった。グラフの横軸は0を頭部運動開始、100%を1歩目振り出し下肢の踵接地として正規化した。グラフ中の縦線は、

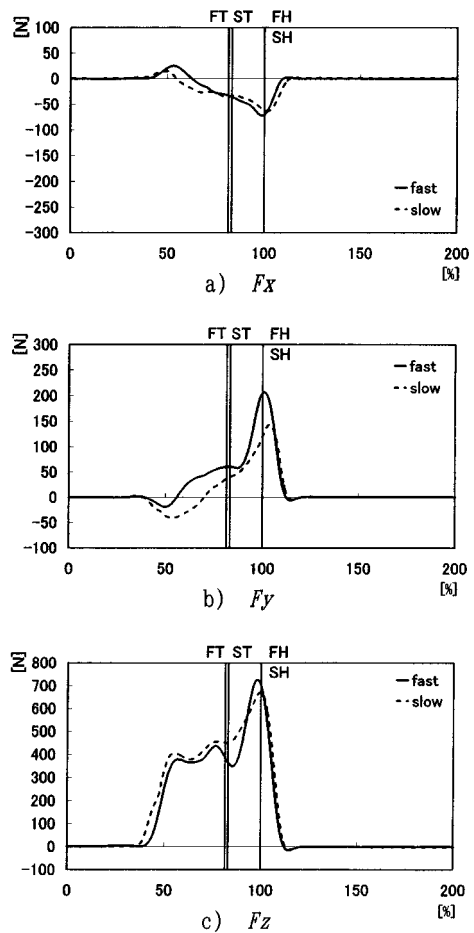


図3 頭部運動開始から1歩目振り出しにおける立脚側下肢の床反力波形

FT: 速い動作における1歩目振り出し下肢の足趾離床, FH: 速い動作における1歩目振り出し下肢の踵接地, ST: 遅い動作における1歩目振り出し下肢の足趾離床, SH: 遅い動作における1歩目振り出し下肢の踵接地を示している。

Fx最大値は、速い動作で 64.7 ± 12.8 N, 遅い動作で 61.6 ± 11.9 Nであり、統計学的有意差は認められなかった。Fy最大値は、速い動作で 163.2 ± 27.4 N, 遅い動作で 115.7 ± 33.3 Nであり、統計学的に有意差が認められた($p < 0.001$)。Fz最大値は、速い動作で 592.1 ± 70.3 N, 遅い動作で 605.2 ± 75.5 Nであり、統計学的有意差は認められなかった(表1)。

表1 速い動作と遅い動作における床反力最大値の比較

床反力成分	速い動作 [N]	遅い動作 [N]
Fx	64.7 ± 12.8	61.6 ± 11.9
Fy	163.2 ± 27.4	115.7 ± 33.3 ***
Fz	592.1 ± 70.3	605.2 ± 75.5

***: $p < 0.001$

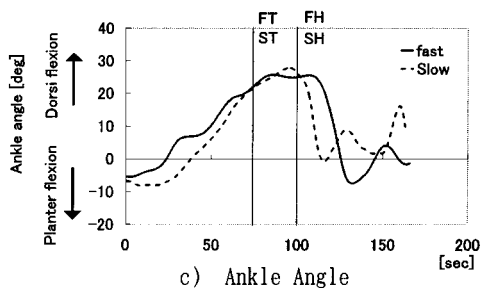
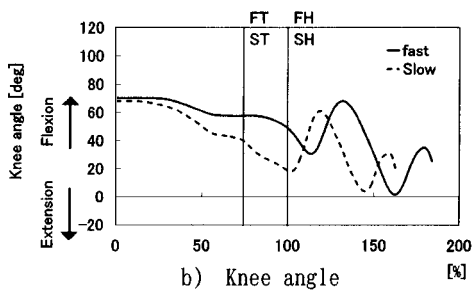
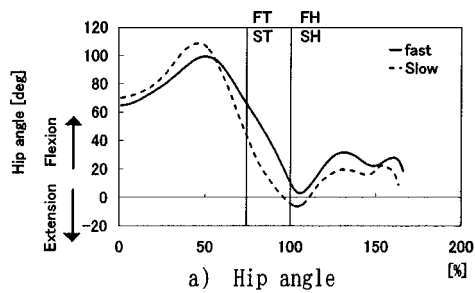


図4 頭部運動開始から1歩目振り出しにおける立脚側下肢の関節角度変化

2. 関節角度

起立から歩行までにおける頭部運動開始から1歩目振り出しまでの立脚側股関節、膝関節および足関節の角度変化の典型例をグラフに示す(図4)。グラフの読み方は図3の床反力と同様である。股関節角度の変化では、速い動作において遅い動作と比較して起立の際の屈曲角度が小さく、屈曲位で歩行を開始していた。膝関節角度の変化では、速い動作において遅い動作と比較して、起立途中の屈曲位から歩行を開始していた。つまり、速い動作においては股関節・膝関節共に起立から1歩目振り出しまでの運動範囲が小さく、より少ない関節運動で次の動作に移行していることが示された。

起立から歩行までにおける立脚側の関節角度の平均値について、1歩目振り出し下肢の足趾離床時でみる。立脚側の股関節屈曲角度は速い動作で $54.4 \pm 17.1^\circ$ 、遅い動作で $37.2 \pm 18.0^\circ$ であり、膝関節屈曲角度は速い動作で $51.4 \pm 9.7^\circ$ 、遅い動作で $24.7 \pm 12.8^\circ$ と、いずれも速い動作が有意に大きかった($p < 0.01$)。次に、1歩目振り出

表2 第1歩目振り出しにおける立脚側下肢の関節角度

	足趾離床時		踵接地時			
	速い動作	遅い動作	速い動作	遅い動作		
股関節 屈曲角度	54.4 ± 17.1	37.2 ± 18.0	**	7.0 ± 7.4	-0.4 ± 8.0	*
膝関節 屈曲角度	51.4 ± 9.7	24.7 ± 12.8	***	27.7 ± 11.3	19.2 ± 8.3	*
足関節 背屈角度	27.8 ± 7.9	24.0 ± 6.94	NS	11.8 ± 17.4	22.1 ± 11.7	NS

*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, ***: $p < 0.001$, NS: not significant

し下肢の踵接地時でみると、立脚側の股関節屈曲角度は速い動作で $7.0 \pm 7.4^\circ$ 、遅い動作で $-0.4 \pm 8.0^\circ$ であり、膝関節屈曲角度は速い動作で $27.7 \pm 11.3^\circ$ 、遅い動作で $19.2 \pm 8.3^\circ$ と、いずれも速い動作が有意に大きかった($p < 0.05$)。足関節角度については速い動作・遅い動作間で有意差はみられなかった(表2)。

3. 重心移動

起立から歩行までにおける頭部運動開始から2歩目踵接地までの、y-z平面座標における身体重心移動の典型例を示す(図5)。グラフ中の縦線は1歩目振り出し側下肢の踵接地を示し、実線は速い動作、破線は遅い動作を示している。全ての対象において、速い動作の方が滑らかな上昇波形を示し、遅い動作は前方に移動した後、急激に上昇し再び前方移動する波形を示した。

頭部運動開始から1歩目振り出し下肢の踵接地までに要した時間と身体重心移動量を表3に示す。y座標移動量は、速い動作で 906.2 ± 82.3 mm、遅い動作で 817.8 ± 70.6 mmであり、速い動作で有意に大きい値を示した($p < 0.01$)。z座標移動量は、速い動作で 160.3 ± 46.9 mm、遅い動作で 210.2 ± 24.2 mmであり、遅い動作で有意に高値を示した($p < 0.01$)。

4. 関節モーメント

起立から歩行までにおける頭部運動開始から1歩目振り出しまでの、立脚側膝関節モーメント波形の典型例を示す(図6)。グラフの読み方は図3の床反力と同様である。速い動作において、明らかに膝関節伸展モーメントが高いことが観察できる。膝関節伸展モーメント最大値の平均値は、速い動作で 32.3 ± 13.0 Nm、遅い動作で 22.2 ± 12.8 Nmであり、有意差が認められた($p < 0.01$)。遅い動作に比べて速い動作は約1.7倍の膝関節伸展モーメントが生じていた。

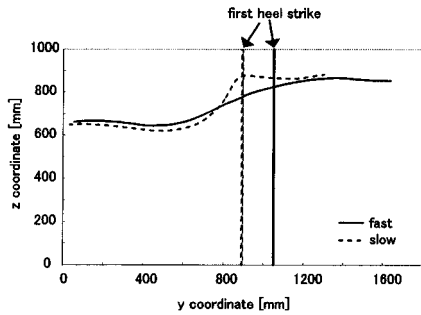


図5 頭部運動開始から2歩目踵接地までのy-z平面座標における重心移動

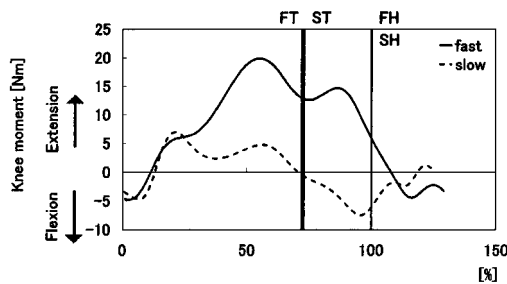


図6 頭部運動開始から1歩目振り出しにおける立脚側膝関節モーメント

考 察

高齢者の椅子からの起立動作については非常に多くの報告があり^{6,14,15)}、また、近年になって高齢者の歩行開始動作の研究も報告されている^{16,17)}。起立動作と歩行開始動作は日常生活において極めて頻繁に行われる基本動作であり、通常これらの動作は単独ではなく、連続した流れの中で遂行されるものである。しかし、これまでのところ、起立から歩行までの動作を連続した流れの中で捉えた報告は極めて少なく、更にこの一連の動作をバイオメカニクス解析した研究は皆無であった。Janssenら⁶⁾は、起立動作研究のレビューにおいて、「起立動作における課題遂行能力を評価するためには、制約が生じたときの対処能力を分析することが必要である」と提言し、論文を締めくくっている。そして、その制約の例として、起立に於ける動作スピードの違いや、起立動作と起立から歩行にいたる一連の動作の違いを研究する必要があると述べている。Janssenらのレビューからも、これまで報告の少なかった起立から歩行にいたる一連の動作を分析するために、一連の動作において動作パターンを調査した上で、動作スピードに制約を与えパターンを再現し、バイオメカニクス解析した本研究は意義深いであろう。動作は個人の運動制御や環境要因によりばらつきがあるため¹⁸⁾、生体運動解析を行う場合は、通常何らかの制約を与え、特定の制約状態でのバイオメカニクス特性を

解析したり、特定の制約条件が変化することによるバイオメカニクス特性の変化を解析したりすることになる。生体運動解析において何をどの程度制約すべきかを決定するためには、個人間でどのように動作のばらつきが存在するのかについて予め調査する必要がある。本研究では、動作を視覚的に分析しカテゴリー化することで¹⁹⁾、制約要因を決定した。その結果、できるだけ速く起立から歩行するよう指示したにもかかわらず、速く課題を遂行するための動作と安定して課題を遂行するための動作の、2種類の方法が存在することが明らかとなった。この2種類の動作の違いは、生体運動解析においては動作スピードの制約により再現できると考えられた。高齢者の日常生活における速いスムーズな動作と遅い安定した動作との違いは、加齢による身体能力の低下の違いにともなった長期間の経験により形成されると推察される。しかし、もし疾病による一時的な身体能力の低下が生じた場合は適切な介入により元の状態への回復を試みる、あるいはスピードは同じでも安定性を向上させるような介入を行う必要がある。

起立から歩行までにおける1歩目振り出し時の立脚側床反力データにおいて、速い動作と遅い動作の比較では、鉛直方向と左右方向の床反力最大値は差が認められなかったものの、前後方向の床反力最大値は、速い動作において有意に前方への床反力が高値を示した。最大値を示した時期は、3成分とも振り出し側下肢の踵接地期であり、左右成分においては内側へ、前後成分においては前方へ、鉛直成分においては上方への床反力であった。床反力計から得られるデータは、足部を介して得られる身体の加速度を反映している²⁰⁾。速い動作においては、関節角度の変化(図4)や重心移動(図5)で示されたように、重心を前方に移動させながら股関節・膝関節を伸展させ、身体を上方に移動させていた。このことは、図7のような模式図として図示することができる。これは、足関節を中心とした倒立振子の原理により身体を前方回転させるため、踵接地期において前方への加速度が最大となり、股関節・膝関節による下肢の伸展により身体を上方移動させるため、踵接地期において上方への加速度が最大となったものと思われる。

床反力は前後成分においてのみ速い動作で有意に高値



図7 一歩目踵接地期における身体の加速度

表3 頭部運動開始から1歩目踵接地までの重心移動量

	速い動作	遅い動作	
時間[s]	0.98±0.14	1.44±0.29	***
y座標移動量 [mm]	906.2±82.3	817.8±70.6	**
z座標移動量[mm]	160.3±46.9	210.2±24.2	**

** : p<0.01, *** : p<0.001

を示したが、この原因は重心移動から確認できる。つまり、速い動作は上前方に滑らかに重心が移動していたのに対し、遅い動作は重心が上方に移動した後に前方に移動していた(図5)。統計学的には、速い動作における頭部移動開始から踵接地までの重心移動は短時間で大きく前方に移動していたものの、上方への移動量は小さかった(表3)。速い動作は遅い動作と比べて、股関節屈曲位で体幹を前傾させた肢位から立脚側下肢で床面を蹴るため前方への推進力が大きくなり、重心の前方移動により足底へ大きな偶力が生じた結果、前方への床反力が大きくなったと思われる。このような重心移動を実現するために、遅い動作においては立脚側の股関節・膝関節伸展位から1歩目を振り出しているのに対し、速い動作においては立脚側の股関節・膝関節屈曲位から1歩目を振り出していた。1歩目振り出しにおける立脚側股関節・膝関節の屈曲角度は、足趾離床時と比較して踵接地時には速い動作と遅い動作の差が小さくなっており、速い動作がスムーズに立脚側下肢を伸展させながら1歩目を振り出していたことが示された。

膝関節伸展モーメントは、遅い動作と比較して速い動作で約1.7倍必要であった。速い動作における膝関節伸展モーメントの最大値は、頭部運動開始を0、振り出し側踵接地を100%で正規化したときの50%付近で出現した(図6)。この時期は、股関節を最大屈曲させて殿部離床する時期である(図4-a)。下肢を振り出す際にもう一度膝関節モーメントの上昇がみられ、遊脚側の踵接地となる。一方、遅い動作においては速い動作と同様に起立途中に床反力が最大値を示し、振り出し側下肢の足趾離床時に膝関節モーメントはほぼ0を示した。速い動作は股関節・膝関節を屈曲させ、しゃがみ込んだ状態から1歩目を振り出すため、身体重心線と膝関節との距離が大きくなり、膝関節伸展モーメントが増大したものと考えられる。それに対し、遅い動作は股関節・膝関節を伸展させ直立に近い状態から1歩目を振り出すため、身体重心線と膝関節との距離が短くなり、膝関節伸展モーメントが減少したものと考えられる。

連続した起立から歩行までの動作における膝関節モーメントに関する報告はないが、起立動作においては速く

動作するほど膝関節伸展モーメントが増大するという報告²¹⁾や、歩行スピードが増大するほど立脚初期での膝関節伸展モーメントが増大するという報告²²⁾がある。これらの関節モーメントの報告は本研究結果と類似している。しかし、身体運動量に関しては、起立動作のスピードが速くなるほど鉛直方向の身体運動量は増大するものの、水平方向の身体運動量は変化しないという報告^{23,24)}が幾つかあるのに対し、本研究では起立から歩行にいたる一連の動作のバイオメカニクス特性として、速く動作することにより水平方向の運動量を増大させる因子である重心移動時間の短縮と水平方向重心移動距離の増大が確認できた(表3)。

疾病により運動機能の低下した者に対し、闇雲に起立から歩行までのスピードを増大させることのみで終始するのは危険である。しかし、その他の基本動作練習のように動作習得可能であると判断されれば、起立から歩行にいたる一連の動作の練習を行うことにより、より速く起立から歩行できるようになるか、あるいは同一スピードでも一層安定して起立から歩行できるようになると考えられる。理学療法介入による起立動作パフォーマンスの向上について無作為抽出法にて検証した研究では、頭部外傷患者に対し反復して起立動作の練習を課したところ、起立パフォーマンスが向上したという報告²⁵⁾や、慢性期脳卒中患者に対し下肢筋力増強運動や起立動作練習を課した後に起立動作の対称性の向上がみられたという報告²⁶⁾がある。また、脳血管障害により重度歩行障害を呈した患者に対し従来の理学療法介入とトレッドミル歩行とを実施した結果、双方の介入方法において起立パフォーマンスが向上したという報告²⁷⁾がある。理学療法介入による起立から歩行までのパフォーマンスの向上について無作為抽出法にて検証した報告は少ないが、バイオフィードバックを用いた動作練習によりBerg Balance ScaleとTimed Up and Go testに改善が見られたという報告²⁸⁾がある。

このように種々の運動パフォーマンスは練習により向上することが明らかとなっている。今後の課題として健康若年者と高齢者、転倒経験者と非経験者の起立から歩行までの動作のバイオメカニクス特性を比較する必要があると思われる。また、運動器系に疾病や障害を持った者を対象に、起立から歩行にいたる一連の動作を課題指向型の練習として実施した場合の効果についても検証する必要があると思われる。

まとめ

- 1) 高齢者を対象に、動作スピードに制約を与えた起立から歩行にいたる一連の動作に及ぼす影響についてバイオメカニクス解析を行った。

- 2) 床反力成分では、速い動作において前方への床反力が有意に高値を示した。鉛直成分、左右成分では動作スピードによる違いはみられなかった。
- 3) 関節角度では、一歩目振り出しにおける足趾離床期、踵接地期において、速い動作で股関節・膝関節角度が有意に屈曲位であった。足関節角度については動作スピードの違いにより有意差はみられなかった。
- 4) 頭部運動開始から一歩目振り出しにおける踵接地までの身体重心移動は、速い動作において有意に前方移動が大きく、遅い動作において有意に上方移動が大きかった。
- 5) 起立から歩行までにおける膝関節伸展モーメントは、速い動作において有意に高値を示し、遅い動作と比較して約1.7倍であった。
- 6) 今後の課題として、健常若年者と高齢者、転倒経験者と非経験者の起立から歩行までの動作を比較する必要があるものと思われる。

文 献

1. MacKinnon, C.D. and Winter, D.A.: Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *J. Biomech.*, 26 : 633-644, 1993
2. Polcyn, A.F., Lipsitz, L.A. and Kerrigan, D.C. et al.: Age-related changes in the initiation of gait: degradation of central mechanisms for momentum generation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 79 : 1582-1589, 1998
3. 新小田幸一, 大峯三郎, 蜂須賀研二 他: 片麻痺患者の立ち上がり動作の位相面解析: 転倒との関連性. 第21回バイオメカニズム学術講演会講演予稿集 : 87-90, 2000
4. Mbourou, G.A., Lajoie, Y. and Teasdale N. et al.: Step length variability at gait initiation in elderly fallers and non-fallers, and young adults. *Gerontol.*, 49 : 21-26, 2003
5. 甲田宗嗣, 岡崎大資, 宮口英樹 他: 地域高齢男性における下肢筋力, 歩行能力と転倒に関する調査. *ジェロントクノロジー* 第1回研究発表論文集 : 63-66, 2002
6. Janssen, W.G., Bussmann, H.B. and Stam, H.J. et al.: Determinants of the sit-to-stand movement: A review. *Phys. Ther.*, 82 : 866-879, 2002
7. Shumway-Cook, A. and Woollacott M.H. : *Motor Control: Theory and Practical Applications* 2nd ed., p.24-25, LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, Philadelphia, 2001
8. Gehlsen, G.M. and Whaley, M.H.: Falls in the elderly: Part II, Balance, strength, and flexibility. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 71 : 739-741, 1990
9. Dargent-Molina, P., Favier, F. and Grandjean, H. et al.: Fall-related factors and risk of hip fracture: the EPIDOS prospective study. *Lancet*, 348 : 145-149, 1996
10. Mathias, S., Nayak, U.S. and Isaacs, B.: Balance in elderly patients: The "Get-up and Go" test. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 67 : 387-389, 1988
11. 上岡洋晴, 岡田真平: 健康診断, 身体測定 - 体型・体格評価. 武藤芳照, 黒柳律雄, 上野勝則 他(編): 転倒予防教室: 転倒予防への医学的対応 2版. p.89-97, 日本醫事新報, 東京, 2002
12. Shumway-Cook, A. and Woollacott M.H.: *Motor Control: Theory and Practical Applications* 2nd ed., p.438-442, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2001
13. 甲田宗嗣, 岡崎大資, 新小田幸一 他: 健常高齢者の日常生活でよくみられるような二重課題遂行時の動作分析. 第23回バイオメカニズム学術講演会講演予稿集 : 109-112, 2002
14. Kotake, T., Dohi, N. and Kajiwara, T. et al.: An analysis of sit-to-stand movements. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 74 : 1095-1099, 1993
15. Chou, S.W., Wong, A.M. and Leong, C.P. et al.: Postural control during sit-to stand and gait in stroke patients. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, 82 : 42-7, 2003
16. Maki, B.E. and McIlroy, W.E.: The role of limb movements in maintaining upright stance: the "change-in-support" strategy. *Phys. Ther.*, 77 : 488-507, 1997
17. Chang, H. and Krebs, D.E.: Dynamic balance control in elders: gait initiation assessment as a screening tool. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 80 : 490-4, 1999
18. Borzelli, G., Cappozzo, A. and Papa, E.: Inter- and intra-individual variability of ground reaction forces during sit-to-stand with principal component analysis. *Med. Eng. Phys.*, 21 : 235-240, 1999
19. Strauss, A. (原著), 南 裕子 (監訳): 質的研究の基礎: グラウンディッド・セオリーの技法と手順, 医学書院, 東京, 2000
20. 江原義弘, 山本澄子: 力学的因子の分析. 土屋和夫(監修): 臨床歩行分析入門. p.61-72, 医歯薬出版, 東京, 1993
21. Pai, Y.C. and Rogers, M.W.: Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 72 : 881-5, 1991
22. 山本澄子: 歩行時の関節モーメントと筋活動. 臨床歩行分析研究会(編): 関節モーメントによる歩行分析. p.19-24, 医歯薬出版, 東京, 1997
23. Pai, Y.C., Naughton B.J., Chang R.W. and Rongers M.W.: Control of body centre of mass momentum during sit-to-stand among young and elderly adults. *Gait Posture*, 2 : 109-16, 1994
24. Pai, Y.C. and Rogers, M.W.: Control of body mass transfer

- as a function of speed of ascent in sit-to-stand. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 22 : 378-84, 1990
- 25 . Canning, C.G., Shepherd, R.B. and Carr, J.H. et al.: A randomized controlled trial of the effects of intensive sit-to-stand training after recent traumatic brain injury on sit-to-stand performance. *Clin. Rehabil.*, 17 : 355-62, 2003
- 26 . Dean, C.M., Richards, C.L. and Malouin, F.: Task-related circuit training improves performance of locomotor tasks in chronic stroke: a randomized, controlled pilot trial. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 81 : 409-17, 2000
- 27 . Lauridsen, U.B. and de la Cour, B.B., Gottschalck, L., et al.: Intensive physical therapy after hip fracture. A randomised clinical trial. *Dan. Med. Bull.*, 49 : 70-2, 2002
- 28 . Rose, D.J. and Clark, S.: Can the control of bodily orientation be significantly improved in a group of older adults with a history of falls?. *J. Am. Geriatr. Soc.*, 48 : 275-82, 2000

Biomechanics of a series of motions frequently observed in daily living from sitting to standing and initiating gait : Effects of the motions speed for elderly persons

Munetsugu Kouta¹⁾, Masaya Anan¹⁾ and Koichi Shinkoda²⁾

1) Graduate School of Health Sciences, Hiroshima University

2) Division of Physical Therapy, Institute of Health Sciences, Faculty of Medicine, Hiroshima University

Key words : 1 . standing up and initiating gait 2 . a series of motions 3 . biomechanical analysis

The purpose of this study was to investigate the kinematic and kinetic characteristics of the two speed phases of a motion and to determine the pertinent factors in the sequence of quickly standing up and initiating gait. Eight elderly male subjects, who had no disease and/or impairment that would affect the task in this study, were recruited. The test task was to stand up from a chair, walk 5 m, and then pick up a telephone on the table. We defined the difference in setting time as faster motion and slower motion. The kinematic data was obtained using a six camera Vicon 512 motion capture system. The kinetic data was obtained by using two Kistler force plates. As a result, the anterior-posterior ground reaction force was larger in the faster motion than in the slower motion at first heel strike. As for the hip and knee angle, each angle was significantly larger for the first toe off and heel strike in the faster motion. The center of gravity of the whole body moved more smoothly in the faster motion than in the slower motion. The moment of the knee joint was 1.7 times larger in the faster motion than in the slower motion. The observed effects could not be obtained by analyzing each motion of standing up and initiating gait individually. The authors believe the results in the current study will significantly help to promote the health status of the elderly and/or physically handicapped and prevent them from falling in activities of daily living.