

[資料]

起立動作時の座面傾斜角度と膝関節のエネルギー量

佐藤 秀一¹⁾ 佐藤 秀紀¹⁾ 山下 弘二¹⁾

Energy Generating and Absorbing Characteristics of Knee during Standing up

Shuichi Ssto¹⁾ Hideki Sato¹⁾ Kouji Yamashita¹⁾

(J. Aomori Univ. Health Welf. 8(1): 63-66, 2007)

キーワード：起立動作、座面、エネルギー量

要旨

座面の角度を水平と前方傾斜5度に設定した2種類の椅子を用いて、健常者の椅子からの起立動作を計測した。収集された運動データ及び力学データから膝関節の関節モーメント及び関節パワーを計算し、その出現様式を示した。さらに関節パワーを時間積分してエネルギーの放出量と吸収量を計算した。その結果、前方傾斜した座面からの起立動作では、離殿直前の体幹前傾を制動するための膝関節のエネルギー吸収量が増加することが示され、離殿直前の膝関節の力学的負担度が増加することが示された。

はじめに

椅子からの起立動作を容易にする方法として、座面を前傾させて静止座位における股関節屈曲角度を小さくすることや、座面を高くすること、足部を体幹側に引きつけることなどが経験的に知られている。いずれの方法についても、その力学的な根拠として、離殿前の体幹前傾運動における体重心と支持基底面の関係があげられる¹⁾。すなわち、体重心は離殿前では足部から殿部の広い範囲に存在する支持基底面内に位置するが、離殿直後では支持基底面が瞬時に足部の狭小な範囲に変化することにより、体重心も足部へ移動することが必要となる。前述の経験則はこのことを可能としているのである。

そこで本研究では座面の前傾角度の違いが膝関節の力学的負担度に及ぼす影響に着目して、円滑な起立動作を可能とする椅子の要件について検討した。

椅子座位からの起立動作を分析する手法として、床反力計と標点位置計測装置を組み合わせて関節モーメント

などの動力学データを評価指標とした研究がみられる²⁻⁴⁾。さらに、歩行分析では関節モーメントから関節パワー及びその時間積分値であるエネルギーの発生量と吸収量を計算する手法が用いられている⁵⁾。本研究では椅子座位からの起立動作のうち、離殿前の膝関節のはたす機能に着目し、その力学的負担度を計測するために、座面傾斜角度の異なる椅子を用いて、膝関節モーメントとそれから生じるパワー及びエネルギー量を計算したので報告する。

方法

1) 動作計測

健常男性10名(平均年齢 19.7 ± 1.6 歳、平均身長 1.68 ± 0.05 m、平均体重 66.3 ± 5.1 kg)を対象とした。計測する動作は椅子座位からの起立動作であり、座面の角度を水平(水平座面)と前方傾斜5度(傾斜座面)に設定した2種類の椅子を用いた。動作中に体幹部の重心位置の変化が最小限となるように前胸部で腕組みをして、膝関節100度屈曲位の静止座位から自由な速度で起立動作を遂行した。

対象者の両側の肩峰・股関節外側部・膝関節外側部・足関節相当部・第5中足骨相当部に赤外線反射マーカを貼付し、身体を7リンク剛体モデルとして定義した。歪みゲージ式床反力計(OR 6-6-2000, AMTI社製)4枚を用いて、2枚に左右各々の足部をのせ、さらに他の2枚に椅子の左右各々の脚部をのせて起立動作を計測した。動作中の赤外線反射マーカの位置を標点位置計測装置(VICON512:赤外線カメラ6台、VICON社製)を用いて計測した。その際、床反力計と標点位置計測装

1) 青森県立保健大学健康科学部理学療法学科

Department of Physical Therapy, Aomori University of Health and Welfare

置をサンプリング周波数60Hzで同期・同調させて3次元動作解析システムを構成した。

2) 動作の相分け

動作開始時の静止座位から動作終了の立位に至る一連の起立動作の過程を時間的に3相に分けた。すなわち、第1相を動作開始から離殿前の体幹前傾加速期、第2相を離殿前の体幹前傾減速期、第3相を離殿後から動作終了までとした。

3) データ処理

床反力計から収集された力学データと標点位置計測装置から収集された反射マーカの空間座標データを、臨床歩行分析研究会が提唱する運動分析用共通フォーマット形式のDIFF (Data Interface File Format) 形式⁶⁾に変換し、関節モーメントを計算した。さらにその値に関節運動の角速度を乗じて関節パワーを計算し、その値を時間積分してエネルギー量を得た。

統計処理はt検定を用いた。

結果

1) 膝関節モーメントの出現様式

表1に水平座面及び前傾座面での起立動作における膝関節モーメントの出現様式を示す。両座面とも全例において第1相で屈曲モーメント、第2・3相で伸展モーメントを呈した。

表1 膝関節モーメントの出現様式

	水平	前傾5°
第1相	屈曲	屈曲
第2相	伸展	伸展
第3相	伸展	伸展

n=10

2) 膝関節パワーの発生・吸収の様式

表2に水平座面及び前座面での膝関節パワーの発生及び吸収の様式を示す。これらは前述の膝関節モーメントに膝関節の角速度を乗じて得た。

両座面とも全例において第1相は正のパワー、第2相は負のパワー、第3相は正のパワーを呈した。各相におけるパワーの符号の変化は表1の関節モーメントの屈曲・伸展の変化のタイミングとほぼ一致した。

表2 膝関節パワーの発生・吸収の様式

	水平	前傾5°
第1相	+	+
第2相	-	-
第3相	+	+

n=10

3) エネルギーの発生量と吸収量

各相ごとに、そのパワー値を時間積分して、エネルギーの発生量および吸収量を求めた。なお、正の値はエネルギーの発生、負の値は吸収を意味する。

各相における水平座面と前傾座面のエネルギー量を表3に示す。第1相におけるエネルギー発生量は各々、 $4.8 \pm 0.8\text{J}$ と $4.0 \pm 0.5\text{J}$ であり水平座面で有意な高値が示された ($p < 0.05$)。第2相におけるエネルギーの吸収量は各々、 $4.8 \pm 0.7\text{J}$ と $5.6 \pm 1.0\text{J}$ であり前傾座面で有意な高値が示された ($p < 0.01$)。第3相におけるエネルギー発生量は各々、 $88.1 \pm 12.5\text{J}$ と $90.1 \pm 11.7\text{J}$ であり両者に有意な差は示されなかった。

表3 エネルギーの発生量と吸収量

	単位: J (Joule)	
	水平	前傾5°
第1相	4.8 ± 0.8	$4.0 \pm 0.5 *$
第2相	-4.8 ± 0.7	$-5.6 \pm 1.0 **$
第3相	88.1 ± 12.5	90.1 ± 11.7

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$ n=10

考察

椅子座位からの起立動作における膝関節モーメントの発現様式と、そのパワーの発生と吸収の様式は、座面の条件および第1相から第3相の違いによらず、全例において同様の結果が示された。一方、エネルギーの発生量と吸収量では第1相と第2相において差異がみられた。

すなわち、離殿前の体幹前傾加速期である第1相では離殿直後の支持基底面となる足部へ体重心を前方移動することにより、円滑な離殿を補償するための準備をしていることになる。足部が床面上で不動の状態では、体幹前傾すなわち相対的な股関節屈曲と連動して膝関節の屈曲モーメントが生じると考えられる。この間、膝関節は屈曲モーメントを生じながら正のパワーを呈することから、角度変化は小さいながらもパワーを発生することにより、体幹前傾の力源となっていると考えられる。水平座面に比べて前傾座面ではエネルギーの発生量が有意に小さい ($p < 0.05$) ことから、体幹前傾のための膝関節の力学的負担度は小さく、座面の前方傾斜は生体力学

的には第1相では体幹前傾に有利であるといえる。

離殿前の体幹前傾減速期である第2相では、第1相における離殿準備のための体幹前傾運動の制動が行われる。そのために、膝関節伸展モーメントを発生しながら、そのパワーは負を呈していることから、パワーを吸収して膝屈曲運動を止めていると考えられる。水平座面に比べて前傾座面ではエネルギーの発生量が有意に大きい($p < 0.01$)ことから、体幹前傾運動を制動するための膝関節の力学的負担度が大きいといえる、したがって、座面の前方傾斜は生体力学的には第2相では不利な条件であるといえる

以上より、生体力学的な観点からの膝関節の力学的負担度は、座面を前方に傾斜させることにより第1相では軽減する反面、第2相では増加することが明らかになった。傾斜座面の方が水平座面よりも小さなエネルギー放出量であったことから、力学的エネルギーの観点からは、より効率的な起立動作であったと考えられる。足関節のエネルギー発生量の研究⁷⁾では、第1相から第2相にかけて一貫して傾斜座面の方が足関節の力学的負担度が小さかったことから、膝関節については椅子の使用者の身体特性に応じた座面の選択が必要であるといえる。

第3相は離殿後に体重心を鉛直上方に移動させて立位に至る過程であり、膝関節は伸展モーメントを生じながら正のパワーを呈した。すなわち、パワーを発生させながら膝伸展運動の力源となり、エネルギーを発生したことになる。その際の力学的エネルギー量の変化は、位置エネルギーの増加分に相当する。今回の計測では静止座位の体重心の高さは水平座面と傾斜座面で同一であることから、離殿後の同一対象者においては位置エネルギーの増加分も同一である。したがって、水平座面と傾斜座面の間にエネルギーの発生量に有意な差がないのは理論的にも当然の結果である。

(本研究は平成15・16年度青森県立保健大学実用技術開発研究費の助成を受けた研究の一部である。)

(受理日：平成19年5月6日)

文献

- 1) 江原義弘, 山本澄子: 立ち上がり動作の分析. 79-81, 医歯薬出版, 2001.
- 2) Fleckenstein, S. J., Kirby, R. L., et al.: Effect of limited knee-flexion range on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing. J. Biomech., 21: 915-918, 1988.
- 3) Pai, Y. C., Rogers, M. W.: Speed variation and results joint torques during sit-to-stand. Arch Phys. Med. Rehabil., 72: 881-885, 1991.
- 4) 大橋正洋, 江原義弘, 他: モデル計算による立ち上がり動作時の関節トルク計測-妥当性および問題点の検討-. リハ医学, 27, 107-113, 1990.
- 5) 江原義弘, 別府政敏, 他: 靴の踵によるエネルギー吸収量の計算. バイオメカニズム学会誌, 26, 27-31, 2002.
- 6) 臨床歩行分析研究会編: 関節モーメントによる歩行分析. 60-79, 医歯薬出版, 1997.
- 7) 佐藤秀一, 佐藤秀紀, 他: 立ち上がり動作における足関節の力学的負担計測. 青森県立保健大学雑誌, 4(1), 41-43, 2002.