片側膝関節伸展制限が跨ぎ動作に及ぼす影響

Influence of Extension Limit of a Unilateral Knee Joint on the Stepping Over Motion

鈴木 謙太郎¹⁾ 八木 優英¹⁾ 中島 大悟²⁾
阿南 雅也³⁾ 新小田 幸一³⁾

KENTARO SUZUKI¹⁾, MASAHIRO YAGI¹⁾, DAIGO NAKASHIMA²⁾, MASAYA ANAN³⁾, KOICHI SHINKODA³⁾

¹⁾ Health Sciences Major, Graduate School of Health Sciences, Hiroshima University: 1-2-3 Kasumi, Minami-ku, Hiroshima-shi, Hiroshima, 734-8553, Japan. TEL+81 82-257-5340 E-mail: suzuki-ken@hiroshima-u.ac.jp

²⁾ Department of Rehabilitation Medicine, Midorii Orthopedics Joint Reconstruction Arthroscopy Center

³⁾ Department of Physical Therapy and Occupational Therapy Sciences, Graduate School of Health Sciences, Hiroshima University

Rigakuryoho Kagaku 27(2): 185-188, 2012. Submitted Nov. 1, 2011. Accepted Dec. 3, 2011.

ABSTRACT: [Purpose] The purpose of this study was to investigate the influence on the stepping over motion of extension limitation of the knee joint, to understand the characteristics of stepping over motion in knee osteoarthritis. [Subjects] The subjects were 11 healthy subjects. [Method] Subjects stepped over an obstacle of 10 percent of body height with the unlimited left limb with 1) an extension limitation provided by a knee brace of ten degrees of the right knee joint, and 2) without limitation. We measured and compared motions using a 3D motion analysis system and four force plates between the two conditions. [Results] When unilateral knee joint was limited, flexion angles of the hip joint of the swing limb and trunk, center of mass (COM) and center of pressure (COP) inclination angle, and progressive reaction force were significantly higher and the amount of change of the angle of the foot joint of the stance limb was significantly smaller than without limitation. [Conclusion] These results suggest that extension limitation of a unilateral knee joint can become a factor of falls, because it influences movement of the swing limb, stance limb, and trunk in the stepping over motion.

Key words: extension limitation of knee joint, stepping over motion, fall

要旨:〔目的〕変形性膝関節症患者の跨ぎ動作の特性を知るため、片側膝関節伸展制限が跨ぎ動作に及ぼす影響を検討した。〔対象〕健康若年者 11 人とした。〔方法〕膝装具にて右膝関節最大伸展角度を -10° に制限した場合と制限しない場合の 2 条件下で、身長 10% の高さの障害物を非制限側下肢から跨ぐ動作を行わせた。3 次元動作解析システム、4 基の床反力計を用いて計測された動作を 2 条件間で比較した。〔結果〕膝関節制限時には、非制限時と比較し、遊脚側股関節、体幹屈曲角度、身体重心 (COM)-足圧中心 (COP) 傾斜角、床反力進行方向成分が有意に増加し、立脚側足関節角度変化量が有意に減少した。〔結語〕片側膝関節伸展制限は、跨ぎ動作時の遊脚側下肢、立脚側下肢および体幹の運動に影響を及ぼし、転倒を引き起こす要因となることが示唆された。

キーワード: 膝関節伸展制限, 跨ぎ動作, 転倒

¹⁾ 広島大学大学院 保健学研究科: 広島県広島市南区霞 1-2-3 (〒734-8553) TEL 082-257-5340

²⁾ 医療法人サカもみの木会 緑井整形外科 人工関節センター

³⁾ 広島大学大学院 保健学研究科心身機能生活制御科学講座

I. はじめに

高齢者の転倒に関する研究は多く、転倒に至る様々な要因が挙げられている。これらは転倒者自身に由来する因子である内的要因と、転倒者自身に起因しない主に環境に由来する因子である外的要因に大別される^{1,2)}。内的要因と外的要因が複雑に絡み合うことにより、高齢者の転倒が引き起こされると考えられるが、実際には、外的要因が関与する歩行中のつまずきが転倒原因の多くを占めている。東京消防庁³⁾は、高齢者の転倒事故は、半数以上が居住場所、特に居室で最も多く発生しており、家具類、布団、電気コード、敷居等、慣れた場所にある身の回りの様々なものへのつまずきが原因で転倒する危険性が高くなっていると報告している。このことから、高齢者にとって障害物を跨ぐ動作の重要性がうかがえる。

また、多くの高齢者が罹患する変形性膝関節症（以下、膝OA）は、屈曲拘縮による膝関節伸展制限をきたす例が多く⁴⁾、膝関節伸展制限は、転倒につながる内的要因の1つと考えられる。歩行時の立脚側膝関節伸展制限は、足部接地から立脚終期にかけて動作に様々な悪影響を及ぼし⁵⁾、歩行障害へと至る強い影響因子の1つであるとされているものの⁶⁾、跨ぎ動作への影響に関する報告は少ないのが現状である。しかしながら、跨ぎ動作時のtoe clearance（以下、TC）の瞬間には、支持側下肢は立脚中期から立脚後期の間にあると考えられるため、膝関節伸展制限は跨ぎ動作に影響を及ぼすと予測される。

そこで本研究は、膝OA患者の転倒原因を探る前段階として、健常若年者を対象として、人為的に膝関節伸展を制限した条件での跨ぎ動作による各体節角度や床反力への影響を明らかにし、膝関節伸展制限を有する膝OA患者の跨ぎ動作の特性を知るための糸口とすることを目的として行った。

II. 対象と方法

1. 対象

歩行および跨ぎ動作に影響をもたらす疾患の既往および現病歴のない健常若年者11人（男性5人、女性6人、年齢 21.4 ± 0.4 歳、身長 167.2 ± 2.5 cm、体重 59.3 ± 2.5 kg）を被験者とした。本研究はヘルシンキ宣言に沿った研究であり、研究の開始にあたり広島大学大学院保健学研究科心身機能生活制御科学講座倫理委員会の承認を得た。また、被験者には研究の意義、目的について十分に説明し、同意を得た後に実施した。

2. 方法

膝関節の伸展制限にはダイヤルロック式金属支柱付き膝装具（有菌製作所社製）を使用し、被験者には、右膝関節伸展制限時（以下、制限時）と右膝関節伸展非制限

時（以下、非制限時）の2条件で跨ぎ動作を行わせた。被験者の両側の肩峰、大転子と上前腸骨棘を結んだ線の1/3遠位点（以下、股関節）、膝関節外側裂隙（以下、膝関節）、外果、第5中足骨頭、第2趾先端の全12点にて、身体に標点マーカを貼付した。制限時の右膝関節最大伸展角度は静止立位にて -10° に設定した。障害物の高さは身長（body height：以下、BH）の10%とし、安全性への考慮から、障害物は触れると容易にはずれる構造とした。障害物を、床反力計が手前に2基、奥に2基となる位置に設置した。動作開始に先立ち、手前の床反力計に右下肢5歩目、奥の床反力計に左下肢6歩目が接地するように歩行開始位置を設定した。被験者には、動作に上肢の影響を与えないように、両上肢を胸部の前で組むこと、障害物を跨いだ後も歩行を続けること、動作は左下肢から障害物を跨ぐ動作とすること、快適スピードにて動作を行うことを指示した。課題動作の計測には3次元動作解析装置Kinema Tracer（キッセイコムテック社製、60 frame/s）を用い、被験者に貼付した標点マーカの3次元座標より、臨床歩行分析研究会の推奨する推定式⁷⁾を用いて関節中心点座標を求め、身体重心（center of mass：以下、COM）座標を求めた。さらに、両肩峰中点と両股関節中点を結んだ線と空間座標がなす角度を体幹角度、肩峰-股関節-膝関節がなす角度を股関節角度、股関節-膝関節-外果がなす角度を膝関節角度、膝関節-外果-第5中足骨頭がなす角度を足関節角度とした。また、4基の床反力計（Kistler社製2基、Advanced Mechanical Technology社製2基）を用いて、サンプリング周波数540 Hzにて床反力データを記録し、足圧中心（center of pressure：以下、COP）座標および推進エネルギーの指標として床反力前後方向成分 F_y の正の積分値を求めた。計測空間内の座標系は右手系に準じ、左右方向をx軸（右方：+）、前後方向をy軸（前方：+）、鉛直方向をz軸（上方：+）に定義した。なお、右初期接地から、続く左初期接地までを解析区間とした。

解析項目は、1. 左第2趾先端マーカのy座標が障害物後端のy座標と一致した瞬間（以下、TC時）における左第2趾先端と障害物間の距離（以下、TC距離）、2. 左下肢遊脚期における各体節の最大角度、3. COM座標の鉛直方向の最大値、4. 右足底接地時の右足関節底屈角度、右踵離地時の右足関節背屈角度、およびその2つの角度の差より求めた角度変化量（以下、右足関節角度変化量）、5. COM座標とCOP座標を結んだ線分がCOP座標を通る鉛直線となす角度であるCOM-COP傾斜角のうち矢状面および前額面での最大値、6. 床反力前後方向成分 F_y の正の積分値とした。なお、被験者の形態学的な差を考慮し、COM座標はBHで、 F_y は体重（body weight：以下、BW）でそれぞれ正規化を行った。

統計学的解析には統計ソフトウェアSPSS Ver.14.0 J for Windows（エス・ピー・エス・エス社製）を用い、有意

表1 各解析項目 2条件間での比較

			非制限時	制限時
TC距離 [cm]			14.9 ± 1.5	13.2 ± 1.1 ^{n.s.}
左下肢遊脚期 体節最大角度 [deg]	右膝伸展角度		-12.5 ± 2.3	-2.6 ± 1.8**
	左股屈曲角度		62.4 ± 2.6	64.3 ± 2.6**
	左膝屈曲角度		103.8 ± 1.5	103.0 ± 1.6 ^{n.s.}
	左足背屈角度		0.3 ± 2.7	1.2 ± 2.3 ^{n.s.}
	体幹屈曲角度		2.0 ± 0.9	4.1 ± 1.2**
	体幹側屈角度		4.3 ± 0.9	5.3 ± 1.2 ^{n.s.}
COM座標鉛直方向最大値 [%BH]			58.9 ± 0.2	58.4 ± 0.3*
右足関節角度および角度変化量 [deg]	右足底接地時底屈角度		16.5 ± 1.8	12.2 ± 1.7**
	右踵離地時背屈角度		1.7 ± 1.6	1.0 ± 1.5 ^{n.s.}
	右足関節変化量		18.2 ± 1.3	13.2 ± 1.5**
COM-COP 最大傾斜角 [deg]	矢状面		14.2 ± 0.5	15.4 ± 0.7**
	前額面		6.5 ± 0.4	6.7 ± 0.5 ^{n.s.}
Fy 正の積分値 [N/BW]			214.9 ± 32.0	230.8 ± 39.7*

平均 ± 標準偏差, ** : $p < 0.01$, * : $p < 0.05$, ^{n.s.} : 有意差なし

水準は5%未満とした。

III. 結 果

各解析項目の2条件間の比較を表1に示した。

TC距離は2条件間で有意な差を認めなかった。右膝関節最大伸展角度は、制限時は非制限時と比較して有意に小さく ($p < 0.01$)。左股関節最大屈曲角度、体幹最大屈曲角度は、制限時は非制限時と比較して有意に大きかった ($p < 0.01$)。左膝関節最大屈曲角度、左足関節最大背屈角度、体幹最大側屈角度は2条件間で有意な差を認めなかった。右膝関節最大伸展、左股関節最大屈曲、体幹最大屈曲の出現はそれぞれTC時とほぼ一致していた。また、制限時の右膝関節屈曲角度と体幹屈曲角度は、解析区間全体を通して非制限時よりも大きかった。COM座標の鉛直方向の最大値 (鉛直方向最高位) は、制限時は非制限時と比較して有意に小さかった ($p < 0.05$)。右足底接地時の右足関節底屈角度および右足関節角度変化量は、制限時は非制限時と比較して有意に小さかった ($p < 0.01$)。右踵離地時の右足関節背屈角度では2条件間で有意な差を認めなかった。矢状面でのCOM-COP最大傾斜角は、制限時は非制限時と比較して有意に大きく ($p < 0.01$)。前額面でのCOM-COP最大傾斜角は、2条件間で有意な差を認めなかった。Fyの正の積分値は、制限時は非制限時と比較して有意に大きかった ($p < 0.05$)。

IV. 考 察

本研究では、健康若年者を対象に片側膝関節伸展制限

が障害物跨ぎ動作にどのような影響を及ぼすかを検討した。

制限時では、動作時の右膝関節の最大伸展角度が有意に小さく、実験条件とした右膝関節伸展制限が動作中にも確認された。また、この制限は膝OA例に多く認められる制限角度の範囲内であった⁸⁾。制限時では、COM座標の鉛直方向の最大値は有意に小さかった。歩行時のCOMが最も上昇するのは立脚中期であり、制限時では、立脚中期から立脚後期にかけて右膝関節伸展制限がみられたことから、このことがCOMの上方移動に影響を与えていたと考えられる。一方、COMの上方移動が小さくなったにもかかわらず、TC距離は2条件間で有意な差を認めなかった。跨ぎ動作では動作効率を最大にするよりも、つまづく危険を最小限に抑え安全性を確保することが主要な動作決定基準である⁹⁾。このため、制限時にはTC距離を得るための代償的な戦略を用いていたものと考えられる。そこでまず、跨ぎ動作時に遊脚側下肢となる左下肢に着目する。制限時では、左股関節最大屈曲角度は有意に大きく、左膝関節屈曲角度、および左足関節背屈角度に有意な差は認められなかった。したがって、制限時では、COMの上方移動の減少に対して、左股関節の屈曲角度を大きくする代償運動により、跨ぎ動作時のTC距離を確保していたことが分かる。このことは、障害物の高さには股関節の角度変化で対応するという徳田ら¹⁰⁾の示した結果を支持するものである。

次に、制限時では、非制限時と比較し右足底接地時の右足関節底屈角度が有意に小さかった。この理由として、支持脚となる右下肢の障害物手前への接地時に膝関節伸展が制限されるために踵からの接地が困難となり、右足

底接地時の右足関節底屈角度が小さくなっていたことが考えられる。歩行中の立脚期における heel rocker 機能と ankle rocker 機能は、共に立脚初期に生じる足部機能である rocker 機能に含まれ、下方へ向かう COM を前方への動きに変換させる機能を担っているとされている¹¹⁾。制限時は、非制限時に比べこの両機能が適切に駆使されず、足部・足関節による COM の前方移動機能を、他の代償戦略にて補う必要性が生じたものと考えられる。このことは、体幹の運動に着目することで説明できる。制限時では非制限時と比較し、体幹最大屈曲角度を大きくし、COM を前方へと移動させていたと考えられる。さらに、COM と COP の位置関係にも着目する。これらの指標の1つとして挙げられる COM-COP 傾斜角は、被験者間の身長のみを COM の高さで補正できるという特長をもつ。この傾斜角の減少は身体の安定性の維持を示し、主に高齢者の歩行等に特徴的であり^{12,13)}、さらに、歩行時のみでなく跨ぎ動作時にも、高齢者では矢状面での傾斜角の減少がみられる^{13,14)}。しかし、制限時では、非制限時と比較し矢状面での COM-COP 最大傾斜角が有意に大きく、さらに、 F_y の正の積分値が有意に大きかったことから、制限時では、体幹屈曲角度を大きくし、COM を前方へと移動させることにより、前方への推進エネルギーを得ていたと考えられる。したがってこの戦略は、跨ぎ動作を達成するために必要な推進エネルギーを体幹屈曲運動により生成する代わりに、COP に対する COM の位置がより前方へと移動するため、身体の安定性の確保を困難にする。

膝 OA をきたした高齢者には、その他に運動機能や感覚機能の低下などさまざまな疾患を有する場合が多いため、跨ぎ動作時に遊脚側股関節屈曲角度を大きくする代償運動で対応することは、健康若年者よりもより困難である。そのため、本研究で得られた結果のように TC 距離を巧みに確保することができず、障害物につまずく可能性は高くなるとされる。また、体幹屈曲角度を増加させることによって生じる矢状面での COM-COP 傾斜角の増加は、運動機能や感覚機能の低下した高齢者では、さらに安定性の低下に関与すると考えられる。以上より、実際の高齢者における膝関節伸展制限は、跨ぎ動作時に下肢機能や体幹に影響を及ぼし、若年者よりもさらに転

倒を引き起こす可能性を増加させると考えられるため、今後さらに高齢者での検討を行う必要がある。

引用文献

- 1) 星文彦：高齢者の加齢変化と転倒要因。PT ジャーナル、2002、36：307-314。
- 2) 杉原敏道、郷 貴大：高齢者の自己身体能力認知について。日本保健科学学会誌、2005、7(4)：257-261。
- 3) 東京消防庁防災部生活安全課：平成22年版 火災と日常生活事故のデータからみる高齢者の実態。(平成21年中)、http://www.tfd.metro.tokyo.jp/hp-seianka/2008-1940-12/2010_01.pdf(閲覧日2011年11月29日)。
- 4) 山崎 勉：整形外科理学療法の理論と技術、メジカルビュー、東京、2002、pp.84-114。
- 5) Perry J, Burnfield JM: Knee Gait Deviations, GAIT ANALYSIS. Slack, New Jersey, 2010, pp213-236。
- 6) 菅野敦哉、大島純一、江刺家修・他：一側の膝関節可動域制限が床反力に及ぼす影響。北海道理学療法、1996、13：47-50。
- 7) 山本澄子、江原義弘、萩原章由・他：ボディダイナミクス入門片麻痺者の歩行と短下肢装具。医歯薬出版、東京、2005、pp2-15。
- 8) 井原秀俊、加藤 浩、木藤信宏：多関節運動連鎖からみた変形性関節症の保存療法—刷新的理学療法、全日本病院出版会、東京、2008、pp149-159。
- 9) Chou LS, Draganich LF, Song SM: Minimum energy trajectories of the swing ankle when stepping over obstacles of different heights. J Biomech, 1997, 30(2), 115-120。
- 10) 徳田有美、斎川大介：またぎ動作の生体力学的特性と臨床への応用、理学療法、2010、27(2)、321-327。
- 11) Gotz-Neumann K: 観察による歩行分析。月城慶一、山本澄子、盆子原秀三(訳)、医学書院、東京、2005、pp.5-80。
- 12) Lee HJ, Chou LS: Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles. Arch Phys Med Rehabil, 2006, 87: 569-575。
- 13) Huang SC, Lu TW, Chen HL, et al.: Age and height effects on the center of mass and center of pressure inclination angles during obstacle-crossing. Medical Engineering & Physics, 2008, 30(8), 968-975。
- 14) Hahn ME, Chou LS: Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. J Biomech, 2004, 30: 837-844。