第７０回道南医学会大会一般演題

健常膝における階段昇降時の膝関節運動の特性

函館整形外科クリニック	リハビリテーション部	○大森啓司・浮城健吾
		大角侑平
同	整形外科	大越康充・前田龍智
		鈴木航
北海道科学大学	保健医療学部　理学療法学科	井野拓実
函館工業高等専門学校	生産システム工学科	川上健作
公立はこだて未来大学	システム情報科学部　複雑系知能学科	鈴木昭二

【要旨】

種々の膝関節疾患の愁訴として階段昇降時痛が多い。その病態や治療を考慮するうえで、階段昇降時の正常膝関節運動を理解することが重要である。本研究の目的は、階段昇降動作における正常膝関節運動の詳細を明らかにすることである。膝関節の疼痛や下肢に既往歴のない健常被験者 11 例 22 膝を対象とし、三次元動作解析システムを用い、PC 法により膝関節の 6 自由度運動を解析した。本研究結果から、昇段時の初期接地から引き上げ相始めにかけて、脛骨が内旋のみでなく外旋を呈する例を認めた。

昇段時の初期接地から引き上げ相では個々の体格、下肢アライメント、筋力、関節可動域などに応じた効率的な運動戦略をとる可能性が考えられた。

【キーワード】：階段昇降、運動学、若年健常者

【はじめに】

階段昇降は、日常生活で膝関節に大きな負荷を生じる動作の一つである。階段昇降時痛は変形性膝関節症（以下膝 OA）の初発症状として、あるいはその他の膝関節疾患の愁訴としても知られており、それらの病態や治療を考慮する際、その生体工学的理解が重要である。

階段昇降における正常膝関節運動は、種々の三次元動作解析手法を用いて研究されてきた。70Andriacchi ら[1]によると、階段昇降においては、平地歩行より大きな屈曲角度やモーメントが要求されるとされている。光学式モーションキャプチャによる研究では、主として屈伸運動やモーメントが解析されているが、回旋や並進運動などの詳細な膝関節運動は未だに不明な点が多い[2-5]。

回旋運動や並進運動の異常は、長期経過において関節症変化の招来が懸念されるため[6]、正常膝関節運動の詳細を理解することが重要である。したがって、本研究の目的は、階段昇降動作における正常膝関節運動の詳細を明らかにすることである。

【対象と方法】

膝関節の疼痛や下肢に既往歴のない健常被検者 11 例 22 膝（男性 5 例、女性 6 例、平均年齢 27.7±4.8 歳）を対象とした。身体的特徴は平均身長 165.3±10.6cm、平均体重 55.3±9.9kg、BMI 20.1±1.8kg/m²であった。すべての被験者に対して、本研究に関する説明を十分に行い、同意を得た。また、本研究は当院の生命倫理委員会の承認を受け、ヘルシンキ宣言に準拠し実施された。これらの被験者に対し、Andriacchi ら[7]により報告されたポイントクラスター（PC）法に準じた光学式モーションキャプチャ技術により階段昇降動作が記録された。体表解剖を熟知した理学療法士により、被験者の下肢に 56 個および両肩峰に各々一個の赤外線反射マーカーが貼付された（図 1）。計測には赤外線カメラ 8 台（ProReflex, Qualisys AB Inc., Gothenburg, Sweden）および床反力計 2 枚（OR6, Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, USA）からなる三次元動作解析装置が用いられた。これら機器の計測周波数は各々 120Hz に設定された。階段の寸法は蹴上げ 20cm、踏面 30cm の 4 段とした（図 2）。2 段目と 3 段目は互いに影響しないよう、各々が別の床反力計上に設置された。また、階段は被験者が床反力計の位置を判別できぬように設置した。階段昇降は各被験者が最も快適な速度で行われた。昇段，降段ともに計測肢の初期接地から次の初期接地までを一周期とし、一周期の完全な記録が 3 回行われた時点で計測終了とされた。各施行間には疲労の影響が出ないように十分な休息が与えられた。PC 法における関節座標系は Grood and Suntay[8]の定義に基づいて設定され、関節運

動が算出された。一周期における膝関節の屈伸角度、脛骨の前後並進、回旋角度について検討した。階段昇降時の膝関節運動は静止立位時の角度および位置をゼロ点とした。PC 法のデータ解析は動作解析ソフト（Qualisys Track Manager 3D, Qualisys AB Inc., Gothenburg, Sweden）を用い、最適化法により皮膚のズレにより生じる誤差を最小化した。算出されたデータは一周期を 100%として規格化され、波形の定性的解析、波形の極値および変位量が解析された。階段昇降動作はMc Fadyen ら[9]により報告された方法に準じて相分けされた。昇段動作の各相分けは、立脚期は計測肢の垂直床反力が 10N を超えた時点を初期接地、初期接地から反対肢の第１または第５中足骨マーカーが床から離れる時点までを体重受容相、その後、単脚支持期における計測肢の大転子マーカーが、最高位に達するまでを引き上げ相、その後、つま先離地までを前方移動相とした。つま先離地は床反力が 10N を下回った時点と定義した。その後を遊脚期とした。降段動作の各相分けは、計測肢の床反力が 10N を超えた時点を初期接地、初期接地から反対肢の第１・第５中足骨マーカーが床から離れる地点までを体重受容相、その後、計測肢の大転子マーカーが最前方位に達するまでを前方移動相、次に大転子マーカーが下降し、つま先離地までを制御下降相とした。つま先離地は 10N を下回った時点と定義した。その後を遊脚期とした（図3）。

【結果】

昇段（図4、表1）においては、初期接地の膝屈曲角度は平均 68.4±7.7°で、立脚期を通して伸展し、前方移動相の最後には屈曲 10.7±6.6°となった。遊脚期では最大107.8±7.6°屈曲した。

回旋では脛骨は大腿骨に対し平均 2.1±4.3°外旋位で初期接地し、その後前方移動相にかけて緩やかに内旋し、その変化量は 5.3±4.1°であった。次いで、つま先離地にかけて一度外旋し、遊脚期の 60%から 80%周期にかけて脛骨は再度内旋し、80%から 100%周期にかけて再度外旋した。脛骨の回旋を個別にみると、初期接地から引き上げ相の最初にかけて全体の 73%で脛骨が内旋（以下、脛骨内旋群）しており、27%（22 膝中 6 膝）で脛骨が外旋（以下、脛骨外旋群）していた。（図5）

脛骨前後並進では、初期接地から遊脚期の最初（一周期の 65%）にかけて脛骨は大腿骨に対して緩やかに後方並進し、その変化量は1.0±0.8cm であった。

降段（図6, 表2）においては初期接地の膝屈曲角度は平均 12.3±5.6°であり、次いで体重受容相から前方移動相の最初にかけて 31.2±5.1°まで一度屈曲した後、前方移動相の最後にわずかに伸展し、制御降下相から遊脚期の最初にかけて最大 105.8±5.5°屈曲となる２峰性の波形を呈した。

回旋では脛骨は初期接地から体重受容相にかけて大きく内旋し、その変化量は8.7±2.7°であった。その後、緩やかに内旋し、立脚期の終盤、制御下降相の最後では再び大きく内旋した。その後、遊脚期の 70%周期まで脛骨は内旋し、70%から 100%周期にかけて外旋した。

脛骨前後並進では、初期接地から体重受容相にかけて脛骨は大腿骨に対し後方並進し、その変化量は 0.5±0.4cm であった。その後、下降制御相の最後にかけて脛骨は緩やかに前方並進していた。

【考察】

健常者を対象とした階段昇降時の膝関節屈伸運動に関する先行研究は散見される[2)-5)]。Hicks-little ら[2)]は、健常群と膝 OA 群を対象に、股関節、膝関節、足関節運動について定性的および定量的に比較した。本研究で得られた健常者の膝屈伸運動は定性的にはHicks-Little 等の健常者と概ね同様であった。しかし、蹴上 18cm の階段を用いた Livingston ら[10)]の報告では、昇段時における膝屈曲運動の最大値が 93.7°、降段時の最大値が 91.1°で当院のデータより小さかった。Livingston らは身長が低いほど階段昇降時に要求される膝関節屈曲角度が大きいことを示している。また、Riener ら[11)]の報告によると、階段の蹴上や斜度の違いが昇段、降段動作時の下肢関節角度に影響を与え、蹴上や斜度が高ければ膝関節角度は増大することが示されている。すなわち、当院の蹴上が 20cm と高いことや、身体的特徴が影響したものと考えられた。

これまで階段昇降時の脛骨回旋および並進運動に関する報告はない。本研究結果より、昇段時、降段時ともに立脚期前半に平均値では脛骨は内旋していた。健常膝では歩行時に、脛骨が内旋することが知られている[12, 13)]。これは踵接地後，足部外反に伴い距骨が内旋し、距骨の内旋に伴い脛骨が内旋するものである。降段は歩行と異なり、つま先接地から運動が開始されるものの、踵接地後は同様のメカニズムが生じ、脛骨は内旋したものと考えられた。

しかし、昇段では初期接地から引き上げ相始めにかけて対象の 27%で外旋が認められた。これは平地歩行や降段と異なる点であった。先行研究[1, 9)]によると昇段時は立脚期前半に、降段時は立脚期後半に外的膝関節屈曲モーメントが最大となることが示されている。昇段動作の立脚期前半に相当する引き上げ相では身体を重量に抗して上方に移動させる動作のため、平地歩行と較べると、困難なタスクである。すなわち、個々の体格、下肢アライメント、筋力、関節可動域などに応

じた効率的な運動戦略をとる可能性が考えられた。一方、降段動作の立脚期前半に相当する体重受容相では、要求されるタスクが昇段動作に較べ小さく、上述の荷重連鎖メカニズムが全例で認められたものと考えられた。したがって、立脚期の膝関節に対する外的負荷が作用する時期の違いが昇段および降段動作の運動戦略に影響したのではないかと考えられる。

階段昇降時、初期接地から立脚終期にかけて脛骨は後方並進することが明らかとなった。階段昇降時の床反力の傾きは後方に向いており、脛骨を後方へ移動させる力が作用している[14]。また、階段昇降では立脚期前半に半腱様筋やヒラメ筋の活動が生じることが示されている[1,9]。半腱様筋腱やヒラメ筋が活動すると脛骨は大腿骨に対して後方へ移動すると報告されており[15]、床反力の影響や筋活動により後方並進を呈したのではないかと考える。このような立脚期の脛骨後方並進は、後十字靭帯損傷例の愁訴である降段時痛や不安定感のメカニズムに関連する可能性があり、さらなる研究が必要である。

【結論】

健常成人における定常の階段昇降時の膝運動学，運動力学的特徴を明らかにした。

膝関節屈伸運動の波形パターンは、先行研究結果と概ね同様であり、我々の用いた方法論の妥当性を確認できた。昇段の回旋パターンは内旋のみでなく、外旋を呈する例が認められた。昇段は身体を上方に移動させる動作のため困難なタスクであり、個々の体格、下肢アライメント、筋力、関節可動域などに応じた効率的な運動戦略をとっている可能性が考えられた。

【参考文献】

1) Andriacchi TP et al.: A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. J Bone Joint Surg Am 62A; 749-757, 1980
2) Hicks-little CA et al.: Lower extremity joint kinematics during stair climbing in knee osteoarthritis. Med Sci Sports Exerc 43(3); 516-524, 2011
3) Protopapadaki A et al.: Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. Clin Biomech (Bristol, Avon) 22(2); 203-210, 2007
4) Reid SM et al.: Knee biomechanics of alternate stair ambulation patterns. Med Sci Sports Exerc 39(11); 2005-2011, 2007
5) Igawa T, Katsuhira J: Biomechanical analysis of stair descent in patients with knee osteoarthritis. J Phys Ther Sci 26(5); 629-631, 2014
6) Georgoulis AD et al.: Tibial rotation is not restored after ACL reconstruction with a hamstring graft. Clin Orthop Relat Res 454; 89-94, 2007
7) Andriacchi TP et al.: A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics. J Biomech Eng 120(6); 743-749, 1998
8) Grood ES Suntay WJ: A joint coordinate system for the clinical description of three dimensional motions: application to the knee. J Biomech Eng 105(2); 136-144, 1983
9) McFadyen BJ, Winter DA: An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and discent. J Biomech 21(9); 733-744, 1988
10) Livingston LA et al.: Stairclimbing kinematics on stairs of differing dimensions. Arch Phys Med Rehabil 72(6); 398-402, 1991
11) Riener R et al.: Stair ascent and descent at different inclinations. Gait Posture 15(1); 32-44, 2002
12) Ino T et al.: Side-to-side differences of three-dimensional knee kinematics during walking by normal subjects. J Phys Ther Sci 27(6); 1803-1807, 2015
13) 武田 功: ペリー歩行分析常歩行と異常歩行. 医歯薬出版; 30-50, 2007
14) 勝平 純司: 介助にいかすバイオメカニクス. 医学書院; 130-131, 2011
15) Elias JJ et al.: The soleus muscle acts as an agonist for the anterior cruciate ligament. An in vitro experimental study. Am J Sports Med 31(2); 241-246, 2003

表1. 昇段における波形の極値および変化量

運動	相		平均値 ± SD
屈伸（°）	初期接地	屈曲角度	68.4 ± 7.7
	体重受容相	最大屈曲角度	69.3 ± 7.2
	前方移動相	最小屈曲角度	10.7 ± 6.6
	遊脚期	最大屈曲角度	107.8 ± 7.6
回旋（°）	初期接地	外旋角度	2.1 ± 4.3
	前方移動相	最大内旋角度	3.1 ± 3.3
	立脚期	内旋角度変化量	5.3 ± 4.1
前後並進（cm）	初期接地	前方並進	1.1 ± 1.0
	立脚期	後方並進変化量	1.0 ± 0.8

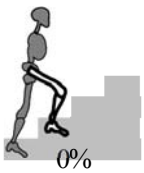
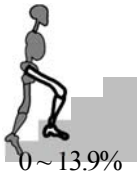
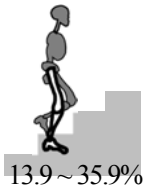
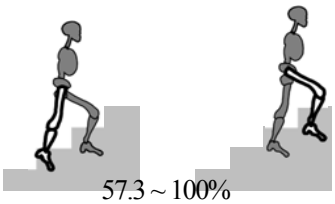
表2. 降段における波形の極値および変化量

運動	相		平均値 ± SD
屈伸（°）	初期接地	屈曲角度	12.3 ± 5.6
	体重受容相	最大屈曲角度	31.2 ± 5.1
	前方移動相	最小屈曲角度	26.7 ± 5.2
	遊脚期	最大屈曲角度	105.8 ± 5.5
回旋（°）	初期接地	外旋角度	6.2 ± 4.9
	体重受容相	最大内旋角度	2.5 ± 3.6
	体重受容相	内旋角度変化量	8.7 ± 2.7
前後並進（cm）	初期接地	前方並進	1.0 ± 0.4
	体重受容相	後方並進変化量	0.5 ± 0.4

図 1．赤外線反射マーカーの貼付位置
被験者の下肢に 56 個および両肩峰に各々一個の赤外線反射マーカーが貼付された [7]。

図 2．計測に用いた階段
下段から 1 段目と 2 段目（＊）に対し，別々の床反力計に乗るように設計された。

1.

立脚期（0-57%）				遊脚期（57-100%）
初期接地	体重受容相	引き上げ相	前方移動相	遊脚期
 0%	 0～13.9%	 13.9～35.9%	35.9～57.3%	 57.3～100%

2.

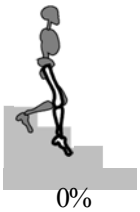
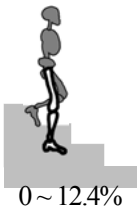
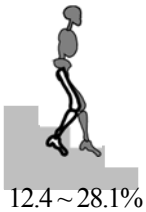
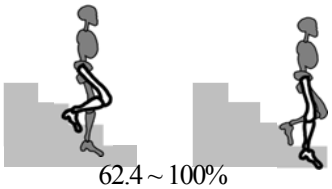
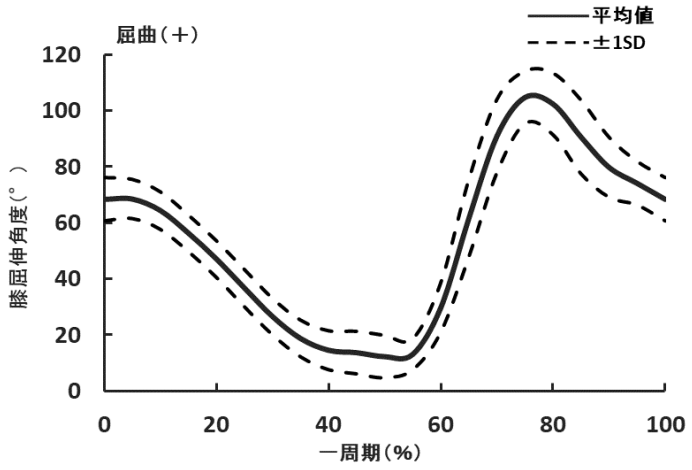
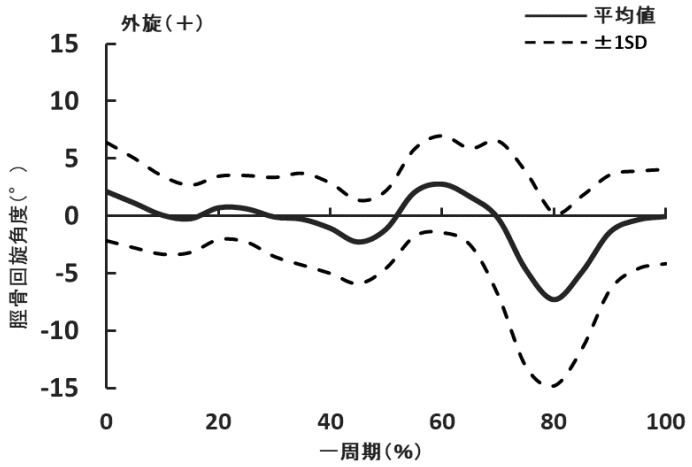
立脚期（0-62%）				遊脚期（62-100%）
初期接地	体重受容相	前方移動相	制御下降相	遊脚期
 0%	 0～12.4%	 12.4～28.1%	28.1～62.4%	 62.4～100%

図 3．階段昇降の相分けと時間的割合（1．昇段，2．降段）

a.



b.



c.

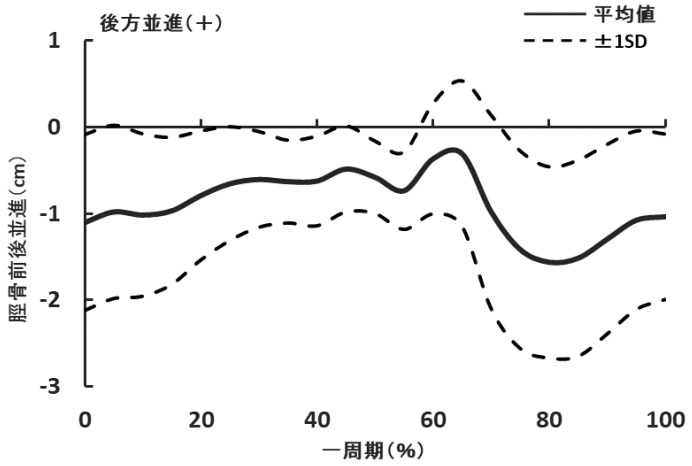


図４．昇段時の膝関節運動（a．屈伸運動，b．回旋運動，c．並進運動）

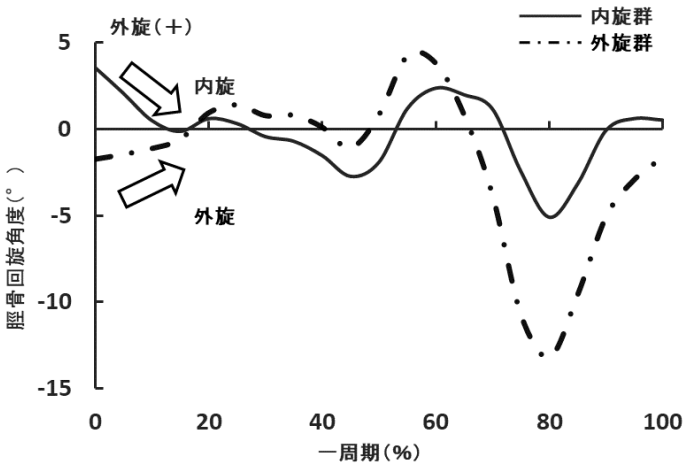
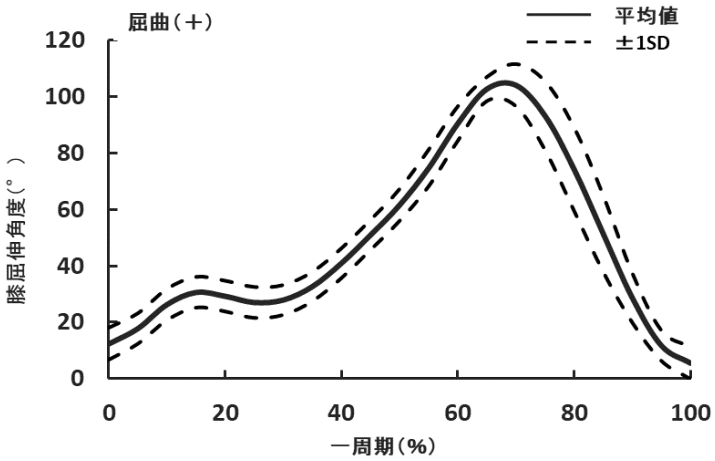
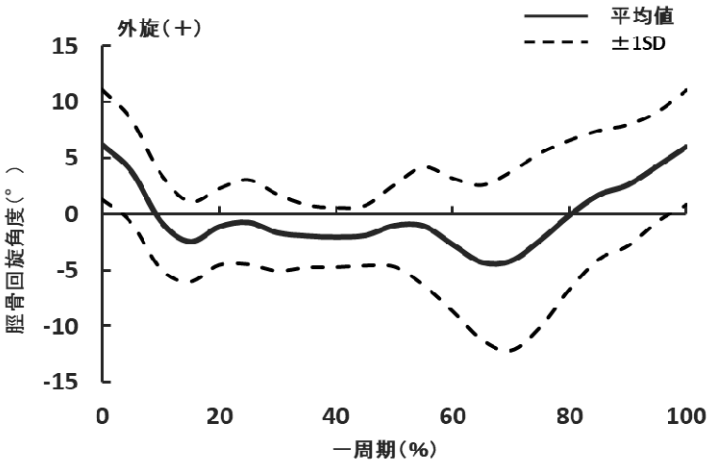


図 5. 昇段時の脛骨回旋角度（脛骨内旋群と外旋群の 2 群比較）

a.



b.



c.

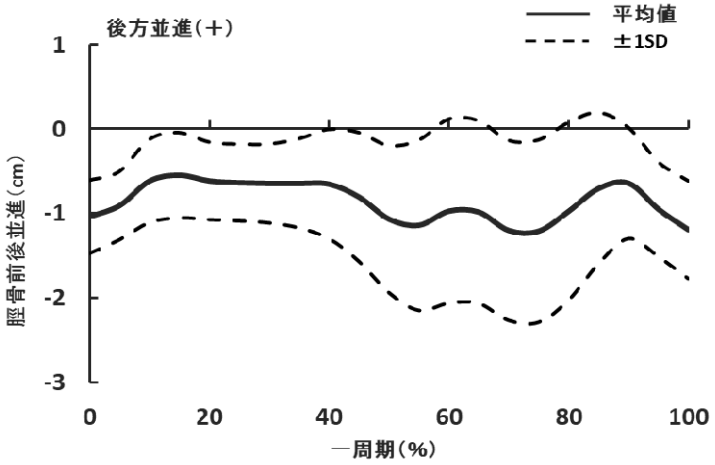


図６．降段時の膝関節運動 (a．屈伸運動，b．回旋運動，c．並進運動)