

階段昇段における足部接地位置が歩容に与える影響—大腿義足への応用—

Effects of Foot Placement on the Lower Extremity in the Swing Phase during Stair Ascending:
Implications for Transfemoral Prostheses

○ 井上恒(香川大) 保原浩明(University of Maryland(日本学術振興会)) 和田隆広(立命館大学)

Koh INOUE, Kagawa University

Hiroaki HOBARA, University of Maryland (Japan Society for the Promotion of Science)

Takahiro WADA, Ritsumeikan University

Abstract: The purposes of the present study were to (a) elucidate the effects of foot placement, as part of stair ascending strategies, on the leg motion of able-bodied subjects and (b) investigate the effectiveness of these strategies on transfemoral prosthetic leg swinging during stair ascending in a computer simulation. In the experiment, 2 different strategies were conducted with able-bodied subjects: the full-foot contact (FFC) and half-foot contact (HFC) strategies. HFC made knee flexion less and joint moments smaller than FFC. These results suggest that HFC causes the leg swing to have more inertial motion. In the computer simulation based on the results, various inertial properties of a transfemoral prosthesis were examined. Only with HFC, specific inertial properties allowed the prosthesis to avoid colliding with stairs. These simulation results suggest that with natural motion, transfemoral prostheses without assistive devices could allow successful leg swing with the HFC condition and appropriate inertial properties.

Key Words: Transfemoral Prosthesis, Stair Ascending, Foot Placement, Inertial Properties

1. はじめに

階段昇段は重要な日常生活動作である。階段は日常生活において頻繁に遭遇する構造物であるため、その昇段能力(特に交互昇段能力)はQOLを高く保つために重要である。しかし、大腿義足使用者にとって、そのような動作を遂行するのは非常に困難である[1]。

大腿義足による階段昇段において課題となっていることの一つに、義足遊脚期における義足足部と階段との衝突(躓き)が挙げられる。階段の交互昇段を達成するには、階段との衝突又は接触のない義足遊脚が不可欠である。しかし、大腿義足においては、義足膝関節を随意的および能動的に動作させる膝継手の機能がいないために、大腿切断者にとって階段と衝突しない義足遊脚は困難となっている[2]。このような状況を解決するためマイコン制御のものやアクチュエーターを搭載した膝継手が開発されてきたが、未だ階段の交互昇段を十分に達成するには至っていない[2]。

大腿切断者にとって高機能の膝継手を使用する以外に、階段交互昇段のために取り得る方法として、身体動作の方略が挙げられる。階段踏面内の足部接地位置は、義足遊脚期の初期において次の段との距離を決定するため、義足足部と階段との衝突を回避するための有効な方略と考えられる。事実、先行研究において、青年と高齢者では障害物を乗り越える時に異なる足部接地位置が取られている[3]。しかしながら、足部接地位置の違いが階段昇段の歩容にどのような影響を与えるかについては、高齢者に限らず健常者においても明らかになっていない。

そこで、本研究では第一の目的として、健常者において階段昇段中の踏面内における足部接地位置が遊脚期の下肢運動に与える影響を明らかにすることとした。この結果に基づき、上記の階段昇段の方略が、マイコン制御やアクチュエーター搭載のない義足(膝継手)による遊脚動作に有効であるか、コンピュータシミュレーションによって検討することを第2の目的とした。このような膝継手においては、義足の慣性特性が遊脚動作を決定する。そこで、階段と接触しない遊脚動作が達成される適切な慣性特性を明らかに

するため、様々な慣性特性について検討した。

2. 実験方法

2-1 実験参加者

健康な成人男性5名が本実験に参加した(年齢 22.2 ± 1.3 歳, 身長 169.6 ± 6.3 cm, 体重 59.0 ± 8.4 kg)。参加者には、文章および口頭で実験の目的、方法、安全性等を十分に説明した上で、実験参加の同意を得た。

2-2 実験セッティング

本実験には5段の階段を使用した。階段の寸法は、蹴上げ高0.17 m, 踏面の奥行き0.30 m, 階段の幅0.90 mとした(Fig. 1)。基準座標系はFig. 1で示した様に設定し、原点を一段目の下端, x軸を進行方向, 鉛直上向きをy軸とした。

2-3 運動課題

各実験参加者は階段2歩前から歩き始め、動作を止めないように左足(1段目)から一定の周期(ステップ周期)で

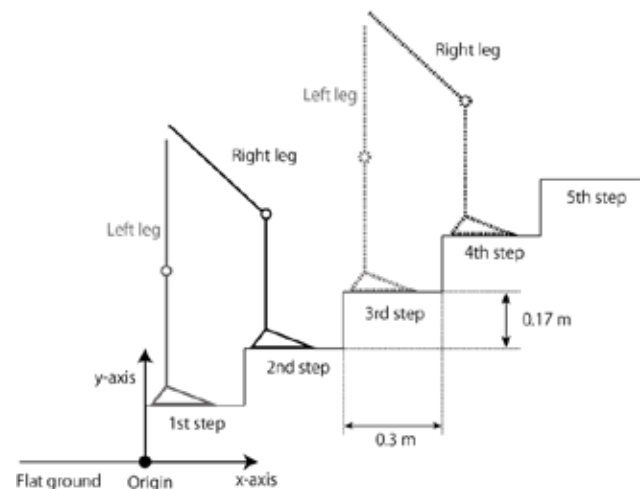


Fig. 1 The stairs and global coordinate system used in the present study

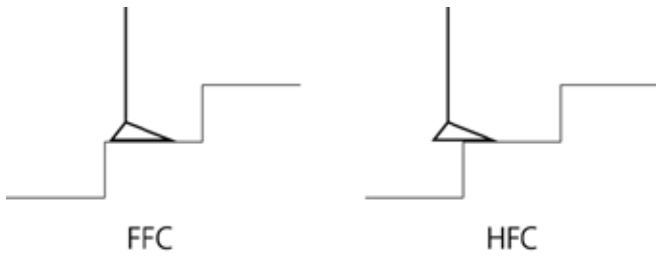


Fig. 2 Foot placement strategies for stair ascending: full-foot contact (FFC) and half-foot contact (HFC).

階段を登りきることを運動課題とした。階段昇段は2種類の足部接地位置の方略によって行われた。足底面の全面を踏面に接地する方略を FFC (full-foot contact) とし、踏面から踵を出し足底の前半分を接地する方略を HFC (half-foot contact) とした (Fig. 2)。昇段動作の測定を行う前に、各実験参加者は至適速度で昇段を行った。その時の時間を基に動作周期を実験参加者ごとに決定した。ステップ周期はデジタルメトロノームの音によって教示され、各方略ともに同じ周期で行われた。実験参加者の腕は胸の前で折りたたみ、昇段中に振らないようにした。各方略ともに5回の成功試技を記録した。

2-3 データ収録および解析

下肢の骨特徴点 (大転子、膝、外果、踵、第5中足骨、つま先) に両面テープで反射マーカを貼付した。反射マーカの3次元座標を6台のカメラによるモーションキャプチャシステム (Mover-tr/3DS, Library 社製) を用いて記録した。サンプリングレートは100 Hz とした。

データの分析は Fig. 1 に示される x-y 平面による2次元解析を行った。動作データは、2段目に右足部が接地してから次に右足部が4段目に接地するまでの右脚の運動を (Fig. 3) を解析の対象とした。座標データは8 Hz の遮断周波数で4次のバターワースフィルターを用いて、位相ずれの無いように平滑化した。

遊脚期におけるつま先と段差との水平および垂直距離を Fig. 3 に示すようにクリアランスとして定義した。

下肢は大腿、下腿および足部によって構成される剛体リ

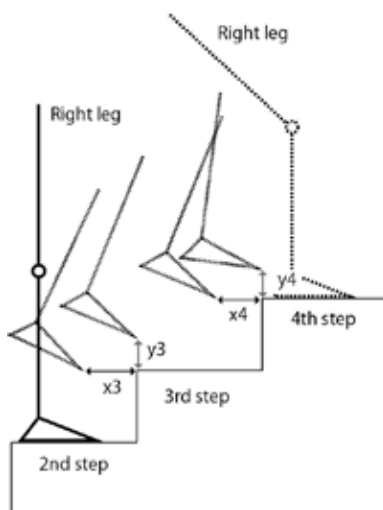


Fig. 3 Definition of toe clearance

A variable x_3 is the horizontal distance to the third step; y_3 is the vertical distance to the third step; x_4 is the horizontal distance to the fourth step; y_4 is the vertical distance to the fourth step.

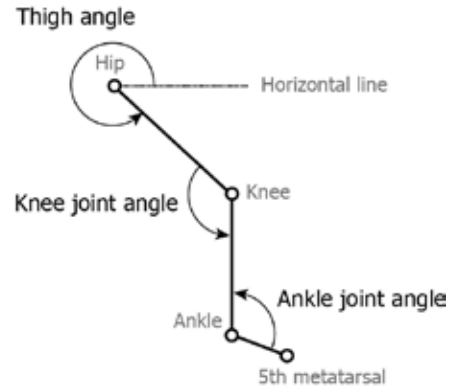


Fig. 4 Definitions of the thigh, knee joint, and ankle joint angles

ンクによってモデル化した。大腿角度、膝関節角度、足関節角度は Fig. 4 に示すように定義した。遊脚期における関節モーメントは逆力学によって算出した。逆力学計算に用いる身体部分係数は、先行研究に基づいて各実験参加者の体重とセグメント長から推定した [4]。

各変数是对应のある t 検定を用いて比較され (SPSS Ver. 11.0J; SPSS Inc.), そのときの有意水準は $\alpha=0.05$ とした。

3. 実験結果および考察

昇段動作の時間的特徴を Table 1 に示した。ステップ周期は実験参加者で平均すると 0.85 ± 0.10 s (メトロノームで 102.2 ± 11.6 bpm) であった。FFC と HFC ではそれぞれ 0.84 ± 0.09 s と 0.80 ± 0.06 s であった。昇段動作の時間的特徴には統計的有意差はみられなかった。

Table 2 は昇段中のおつま先の位置に関する空間的特徴を示す。また、遊脚期におけるつま先の軌跡を Fig. 5 に示す。HFC における3段目の水平クリアランス (x_3) は FFC に比べて 0.02 m 大きかったが ($p < 0.05$)、その他のクリアランス (y_3, x_4, y_4) には差が無かった。これらの結果から、遊脚初期のみに HFC は躓きのリスクを減少させ、それ以降のリスクは FFC と変わらないことが示唆された。また、FFC、HFC ともに遊脚期におけるつま先の水平および垂直の変位は同じであったが、その軌跡長が HFC の方が短かった ($p < 0.05$)。これは HFC における軌跡がより直線的であったことを示す (Fig. 5)。

立脚期における関節角度では、大腿角度は FFC で 4.72 ± 0.06 rad から 5.44 ± 0.07 rad に、HFC では 4.67 ± 0.05 rad から 5.43 ± 0.07 rad に変化し、両者に顕著な違いはみられなかった。遊脚期開始時の膝関節角度はほぼ同じであったが (FFC で 2.67 ± 0.11 rad, HFC で 2.68 ± 0.14 rad), 85% 歩行周期 (55% 遊脚期) 付近に現れる膝関節角度の最小値は FFC (1.59 ± 0.01 rad) と HFC (1.71 ± 0.01 rad) で有意に異なった ($p < 0.001$)。そしてこれによって、HFC における膝屈曲が FFC に比べて小さいことが示された。

1 歩行周期を通しての脚全体の軌跡を Fig. 6 に示した。この図において、HFC の股関節の位置が FFC と同じになるようにオフセットされている。図より、股関節と膝関節によって表される大腿の運動が、ほぼ同じであることが示された。これらの結果より、足部接地位置によって足部の軌跡の形状が異なるのは、膝関節の運動によることが示された。

Fig. 7 に遊脚期中の各関節モーメントを示す。股関節屈曲モーメントの最大値は HFC の方が小さかった ($p < 0.05$)。

膝関節では、HFCにおける伸展モーメントはほとんどみられず、FFCと比べて有意に小さかった ($p < 0.05$)。このように HFC では遊脚期における関節モーメントのサイズが小さいことが示された。これらによって、HFCにおいてより慣性運動に近い遊脚運動が行われたことが示唆された。

先行研究において大腿義足使用者と健常者による階段昇段において、足部接地位置の違いは観察されなかったが[5]、上記結果のように膝関節の角度変化および関節モーメントが小さいことは、HFCのような方略は大腿義足に应用可能であることを示唆する。それは、最も普及しているタイプの膝継手にはアクチュエータは搭載されていないため、大きな関節モーメントが要求されないほど大腿義足においても再現可能と考えられるからである。そこで、本研究では完全に受動的な膝継手を用いても、本実験で用いた方略によって遊脚動作が達成可能であるか、次節において検討した。

Table 1 Temporal characteristics of stair ascending

	FFC		HFC	
	Mean	SD	Mean	SD
Cadence (s)	0.84	0.09	0.80	0.06
Stance time (s)	0.77	0.07	0.80	0.06
Swing time (s)	0.43	0.06	0.45	0.05
Gait cycle time (s)	1.20	0.12	1.25	0.10

Table 2 Spatial parameters of the toe trajectory

	FFC		HFC	
	Mean	SD	Mean	SD
x3 (m)	0.05	0.02	* 0.07	0.02
y3 (m)	0.09	0.03	0.09	0.01
x4 (m)	0.20	0.04	0.17	0.03
y4 (m)	0.06	0.02	0.05	0.00
Horizontal displacement (m)	0.59	0.02	0.59	0.02
Vertical displacement (m)	0.34	0.02	0.35	0.01
Length of trajectory (m)	0.82	0.03	* 0.76	0.02

* Significant difference between FFC and HFC ($p < 0.05$).

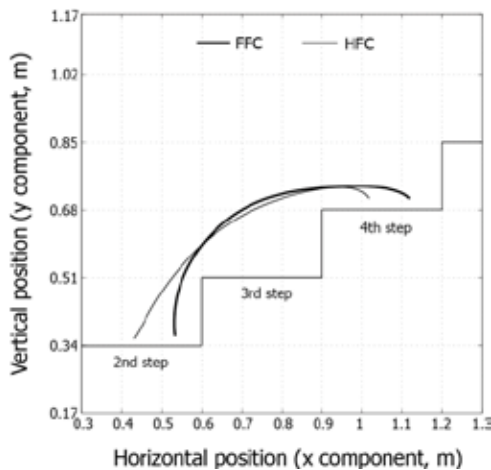


Fig. 5 Trajectory of the toes during the swing phase

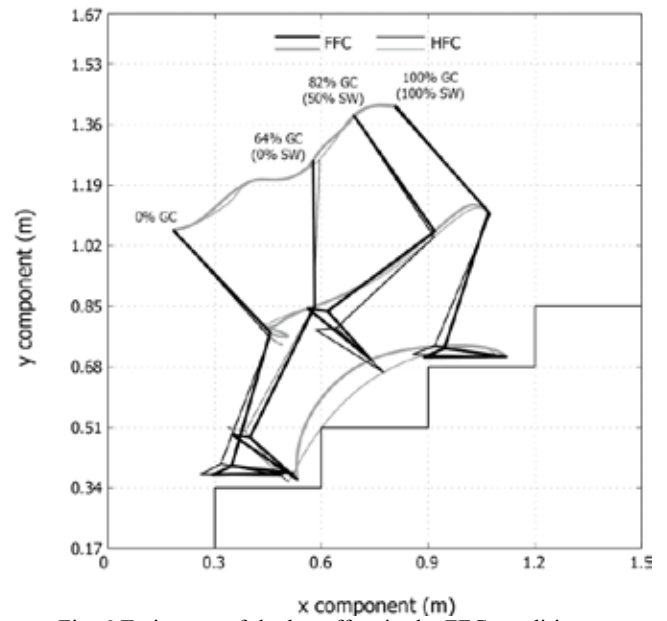


Fig. 6 Trajectory of the leg offset in the FFC condition. The position of the leg in the HFC condition was offset compared with the position of the greater trochanter in the FFC condition. The thick and thin lines indicate the FFC and HFC conditions, respectively. GC, gait cycle; SW, swing phase.

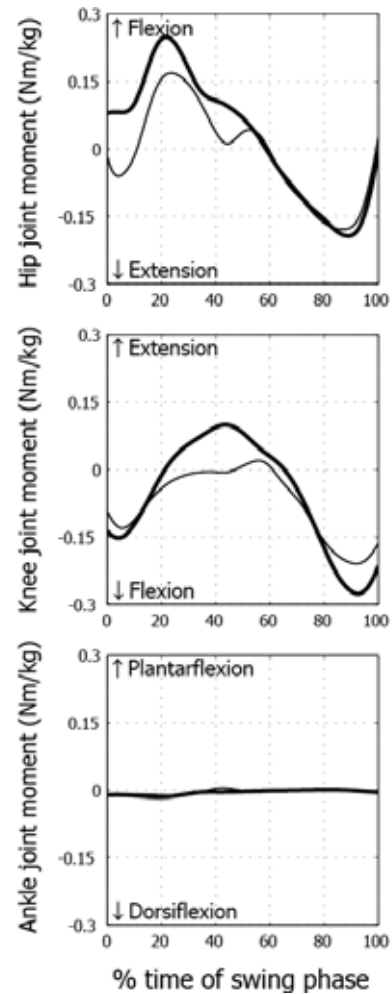


Fig. 7 Joint moment at each joint during the swing phase. Thick line, FFC; thin line, HFC.

4. 義足運動のコンピュータシミュレーション方法

階段昇段方略の有効性を検討するため、健常者と同じ大腿部の動作で大腿義足によっても遊脚が達成されるか数値シミュレーションを行った。シミュレーション上では、大腿義足は膝から下（下腿および足部）の剛体振子としてモデル化した。そのため、膝関節には動力や抵抗がないものとした。先の実験参加者の身長等から、義足の下腿長は 0.42 m、つま先は下腿の長軸から 0.16 m 前方にあるものとした。膝の並進運動（位置および加速度）は実験参加者の値を 6 次の多項式でカーブフィットした。これを義足運動方程式に代入し、義足運動を微分方程式の初期値問題の数値解法により求めた。大腿義足を剛体振子としてモデル化したことにより、その運動は慣性パラメータの特性によって変化する。そこで、階段昇段の方略の有効性を検討する際に、

(i) 質量、(ii) 膝関節軸周りの慣性モーメントおよび (iii) 膝関節から質量中心までの距離を慣性パラメータとし、遊脚動作を達成させる状態が存在するか確認した。(i) 質量は 0.5–3.0 kg まで 0.1 kg 毎、(ii) 慣性モーメントは 0.01–0.30 kgm^2 まで 0.01 kgm^2 毎、(iii) 質量中心までの距離は 0.05–0.45 m まで 0.05 m 毎に変化させ、異なる足部接地位置 (FFC と HFC) において全ての組み合わせでシミュレーションを行った。成功試技は、離地した義足のつま先が、目的の段まで階段に接触せずに到達した場合とした。

5. シミュレーション結果および考察

FFC では慣性パラメータのどの組み合わせにおいても遊脚動作は成功しなかった。一方で、HFC ある特定の組み合わせにおいて、義足足部が階段と接触せずに遊脚動作を達成した。Fig. 8 にプロットされている点は、シミュレーションによって成功試技と判定された試技における慣性特性を示している。この慣性特性における下腿の振り上げ角度は健常者のそれと近く、 10° 以内の差であった。したがって、Fig. 8 内の各グラフに帯状に広がる点付近の慣性特性を用いることによって、健常者と同様の下肢運動で大腿義足の遊脚動作を達成できることが示唆された。しかし、質量や慣性モーメントが大きすぎると、実用することは難いため、このシミュレーションによって得られた慣性特性の全てが使えるわけではない。質量以外の慣性パラメータについては、一部の先行研究でしか報告されていない [6, 7]。そのため、本研究の結果は、義足の慣性特性を調整する 1 つの指針になると考えられる。

参考文献

- (1) H. Hobar, Y. Kobayashi, T. Nakamura, N. Yamasaki, K. Nakazawa, M. Akai, T. Ogata, "Lower extremity joint kinematics of stair ascent in transfemoral amputees," *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 35(4), pp. 467-472, 2011.
- (2) B.J. Hafner, L.L. Willingham, N.C. Buell, K.J. Allyn, D.G. Smith, "Evaluation of function, performance, and preference as transfemoral amputees transition from mechanical to microprocessor control of the prosthetic knee," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 88, pp. 207-217. February. 2007.
- (3) R.K. Begg, W.A. Sparrow, "Gait Characteristics of Young and Older Individuals Negotiating a Raised Surface: Implications for the Prevention of Falls," *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES*, vol. 55A, No. 3, pp. M147-M154, 2000.

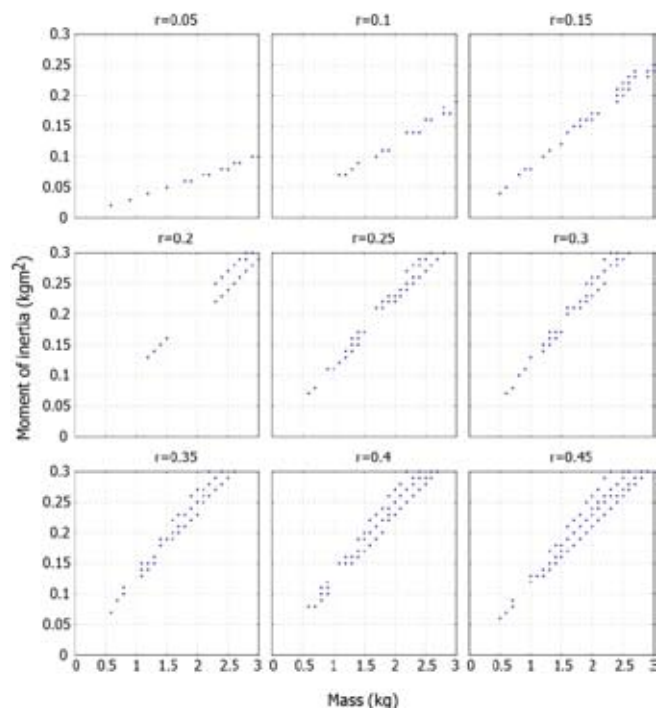


Fig. 8 Inertial properties of the prosthesis

r is the distance from the knee joint to the center of mass of the prosthesis. The dots indicate the inertial properties that allowed a successful leg swing with the HFC condition in the computer simulation.

6. まとめ

本研究によって、健常者の階段昇段において、立脚期の足部接地位置によって下肢遊脚動作が変化することが示された。HFC では FFC と比べて、膝関節の可動域が小さく、つま先の軌跡はより直線的になった。そしてその時の関節モーメントは、HFC の方が小さかった。これら結果より、HFC がアクチュエータ等の搭載されていない大腿義足（膝継手）において、階段昇段の方略として有効であることが示唆された。コンピュータシミュレーションによってその有効性を検討した結果、HFC では特定の義足慣性特性によって、健常者と同様な大腿の動作を用いて階段と衝突しない義足遊脚動作が達成されることが示唆された。

- (4) D.A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey, p.86, 2005.
- (5) N. Ramstarand, K. Nilsson, "A comparison of foot placement strategies of transtibial amputees and able-bodied subjects during stair ambulation," *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 33(4), pp. 348-355. 2009.
- (6) T. Takeuchi, T. Wada, K. Awakihara, M. Sekimoto, "Analysis of walking skill with trans-femoral prosthesis based on inertia-induced measure," *Proceedings of IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering*, pp.641-646, 2011.
- (7) R.W. Selles, S. Korteland, A.J. van Soest, J.B. Bussmann, H.J. Stam, "Lower-leg inertial properties in transtibial amputees and control subjects and their influence on the swing phase during gait," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 84, pp. 569-577. April. 2003.