

大腿義足の義足慣性特性が階段昇段時の遊脚動作に与える影響

Effects of Inertial Properties of Transfemoral Prosthesis on Leg Swing Motion during Stair Ascent

○ 井上恒 (香川大学) 保原浩明 (産業技術総合研究所) 和田隆広 (立命館大学)

Koh INOUE, Kagawa University

Hiroaki HOBARA, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology

Takahiro WADA, Ritsumeikan University

Abstract: Stair ascending is an important activity of daily living but a difficult motor task for transfemoral prosthesis users. In our previous study, we reported the effects of the foot placement on leg swing with able-bodied subjects. The study examined stair ascent with full-foot contact (FFC) and half-foot contact (HFC) as locomotion strategies. It suggested HFC causes the leg swing to have more inertial motion than FFC. Also, those results suggest the applicability of the stair ascent strategy for transfemoral prosthesis user with simple prosthetic knee joint. The purpose of the present study was to investigate effects of inertial properties of transfemoral prosthesis on stair ascent leg swing for the simulated trials. The results suggest prosthetic leg swing can be accomplished with similar or smaller kinetic demand at the hip to the able-bodied subjects when using HFC. These results can enhance transfemoral prosthesis design with regard to the inertial properties.

Key Words: Transfemoral Prosthesis, Stair Ascent, Leg Swing, Inertial Properties

1. 緒言

階段昇段は重要な日常生活動作 (ADL: Activity of Daily Living) であるにもかかわらず、大腿義足使用者にとっては達成困難な運動課題である。その理由の1つとして、義足遊脚期における義足足部と階段との接触や衝突が挙げられる。この接触や衝突によって躓きが生じ、健常者と同様に左右の脚で交互に階段を上っていく交互階段昇段が困難となる。健常者と同様の動作で遊脚を行い、義足が接地している現在のステップから次 (2段先) のステップまで確実に足部を異動させることは、大腿義足での階段昇段における課題の一つである。膝継手の機能は大腿義足使用者の運動能力を大きく左右するため、大腿切断者の運動機能の再獲得を目的として、これまで多くの膝継手が開発されてきている。平地歩行における機能性や安全性は格段の向上をみせている^{(1),(2)}。しかし、階段交互昇段を達成するために義足足部と階段とが接触しない遊脚動作を遂行することに関しては未だ不十分である。

マイコン制御やアクチュエータ内蔵など多くの膝継手が開発されてきたが、既存の膝継手では健常者と同様に階段交互昇段を達成するのは容易とは言い難い⁽³⁾。ここで、階段昇段を達成のために膝継手の研究開発を行うのは妥当であるが、その他に、身体運動そのものを調整することも可能である。特に、階段の踏面内の足部接地位置は、遊脚初期における足部と段差との位置関係を決定するため、足部と階段との衝突を避け、安全・確実に遊脚するために重要な要素であると考えられる。実際、青年と高齢者では障害物の回避に対する足部接地位置が異なっているとの報告があり⁽⁴⁾、身体能力の違いなどによって異なる昇段方略を取ることが有効であると考えられる。

我々の先行研究では、足部接地位置が階段昇段における遊脚動作にあたる影響を、健常者で明らかにしている⁽⁵⁾。当該の研究では、階段昇段の方略として、足底全面を接地する FFC (Full-foot contact) と足底の前半分を接地する HFC (Half-foot contact) の2種類の足部接地位置 (Fig. 1) について検討した。その結果、HFC条件での遊脚動作の方が FFC条件と比べて、慣性運動の度合いが高いことが示唆された。さらに、階段昇段時の遊脚期における大腿部の並進変位や

角変位などのキネマティクスは、FFC条件とHFC条件でほぼ同じである事が示された⁽⁵⁾。したがって、足部接地位置が異なっても大腿部の運動はほぼ同じになることが、ヒトの身体運動の特徴として推察された。

これらの結果は、階段昇段において大腿切断者がマイコン制御やアクチュエータなどが搭載されていない膝継手を使用した際に、足部接地位置という方略の有効性を示唆するものである。そのため、先行研究ではこれらの結果を基にコンピュータシミュレーションを行い、単純な機能の膝継手 (抵抗のないヒンジジョイント) を用いた遊脚に対する足部接地位置の有効性を検討した。シミュレーションの結果、HFC条件において、特定の義足の慣性特性を用いることによって、足部と階段の接触が無い遊脚動作が達成された。

上記の先行研究において、大腿部の運動が同一で、ヒンジジョイントのような膝継手を使用した場合、慣性特性が義足の運動を決定する。さらに義足側の股関節のキネマティクスにも作用する。そこで本研究では、義足の慣性特性がこれら遊脚動作に与える影響を明らかにし、シミュレーション結果が大腿義足使用者にとって達成可能であるか検討することを目的とした。

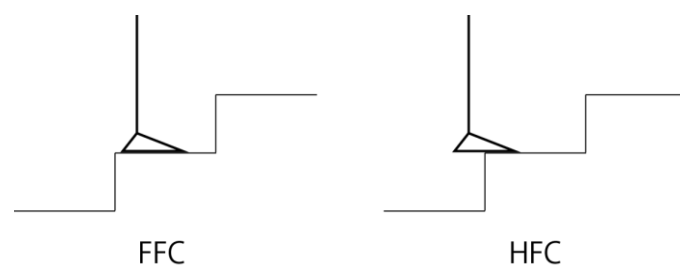


Fig. 1 Foot placement strategies for stair ascending: full-foot contact (FFC) and half-foot contact (HFC).

2. 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(成人男性5名, 身長 169.6 ± 6.3 cm, 体重 59.0 ± 8.4 kg⁽⁵⁾)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。階段の寸法は Fig. 2 に示した。座標系は原点を一段目の下部に位置させ、水平の進行方向を x 軸、鉛直上向きを y 軸とした。遊脚は2段目から4段目への運動とした。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。先行研究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(Fig. 3)。

義足下腿部の並進および回転の運動方程式は

$$I_{OS}\ddot{\theta}_S = (-r_S) \times F_K \quad (1)$$

$$F_K + m_S g = m_S a_S \quad (2)$$

となる。このとき、 I_{OS} は義足(下腿部)の重心周りの慣性モーメント、 $\ddot{\theta}_S$ は義足下腿部の角加速度、 $r_S = r_S[\sin \theta_S, -\cos \theta_S]^T$ は膝関節から義足下腿部の重心までの位置ベクトル、 $F_K = [F_{Kx}, F_{Ky}]^T$ は膝関節から義足下腿部に働く力、 m_S は義足下腿部の質量、 $g = [0, g]^T$ は重力加速度、 $a_S = [a_{Sx}, a_{Sy}]^T$ は義足下腿部の重心の並進加速度を示す。ここで、 a_S は以下のように表すことができる。

$$a_S = a_K + \dot{\omega}_S \times r_S + \omega_S \times (\omega_S \times r_S) \quad (3)$$

このとき、 $a_K = [a_{Kx}, a_{Ky}]^T$ は膝関節の並進加速度、 $\dot{\omega}_S$ は義足下腿部の角加速度ベクトル、 ω_S は義足下腿部の角速度ベクトルを示す。ここで、(1)式に(2)、(3)式を代入すると、

$$(I_{OS} + m_S r_S^2)\ddot{\theta}_S = m_S r_S (g \sin \theta_S - a_{Kx} \cos \theta_S - a_{Ky} \sin \theta_S) \quad (4)$$

が得られる。

なお、膝の並進運動(位置および加速度 a_K) 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((4)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。

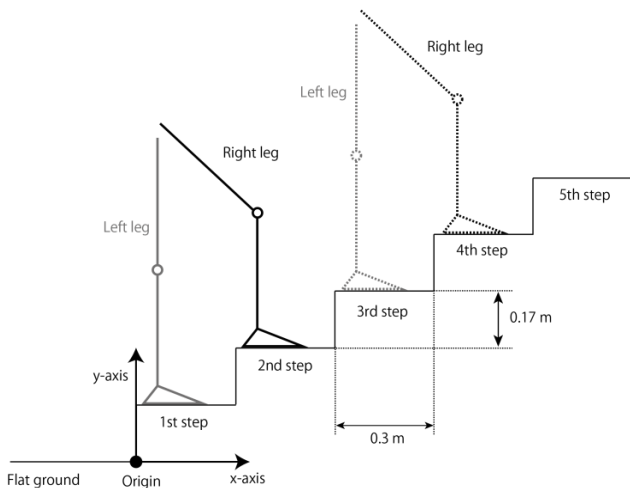


Fig. 2 The stairs and global coordinate system used in the present study.

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) 義足重心周りの慣性モーメントおよび(iii) 膝関節から重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 kgm² まで 0.01 kgm² 毎、(iii) 重心までの距離は 0.05-0.40 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。

成否判定による成功試技において、義足側の股関節に対して、大腿部の運動にのみ関係する関節間力 $F_H = [F_{Hx}, F_{Hy}]^T$ と関節モーメント M_H を、逆動力学解析によって以下の式を用いて算出した。まず、大腿部の回転および並進の運動方程式は以下ようになる(Fig. 4)。

$$I_{OT}\ddot{\theta}_T = r_{T2} \times (-F_K) + (-r_{T1}) \times F_H + M_H \quad (5)$$

$$F_H - F_K = m_T(a_T - g) \quad (6)$$

このとき、 I_{OT} は大腿部の重心周りの慣性モーメント、 $\ddot{\theta}_T$ は大腿部の角加速度、 $r_{T1} = r_{T1}[\sin \theta_T, -\cos \theta_T]^T$ は大腿部の重心から膝関節までの位置ベクトル、 m_T は大腿部の質量、 $a_T = [a_{Tx}, a_{Ty}]^T$ は大腿部の重心の並進加速度を示す。ここで、 a_T は次のように表すことができる。

$$a_T = a_H + \dot{\omega}_T \times r_{T1} + \omega_T \times (\omega_T \times r_{T1}) \quad (7)$$

このとき、 $a_H = [a_{Hx}, a_{Hy}]^T$ は股関節の並進加速度、 $\dot{\omega}_T$ は大腿部の角加速度ベクトル、 ω_T は大腿部の角速度ベクトルを示す。ここで、(5)式に(6)、(7)式を代入すると、

$$\begin{aligned} & (I_{OT} + m_T r_{T1}^2)\ddot{\theta}_T \\ &= m_S r_T \{g \sin \theta_T - a_{Kx} \cos \theta_T - a_{Ky} \sin \theta_T - \ddot{\theta}_S r_S \\ &+ \dot{\theta}_S^2 r_S (\sin \theta_S \cos \theta_T - \cos \theta_S \sin \theta_T)\} \\ &+ m_T r_{T1} \{g \sin \theta_T - a_{Hx} \cos \theta_T - a_{Hy} \sin \theta_T\} + M_H \end{aligned} \quad (8)$$

となる。このとき、 $r_T = |r_{T1}| + |r_{T2}|$ は大腿部の長さを示す。股関節のキネティクスに対する慣性特性の影響を検討するため、(6)と(8)式を用いて、股関節の関節間力(F_H)と関節モーメント(M_H)を算出した。

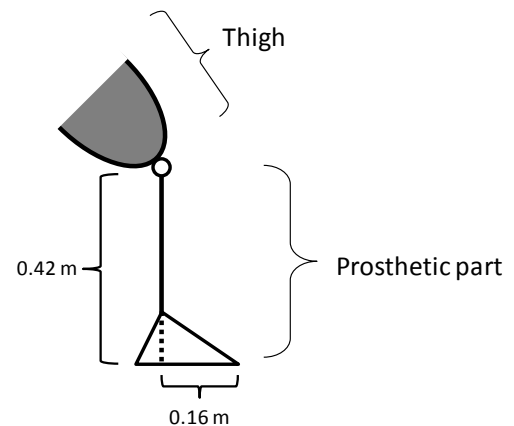


Fig. 3 Model for the transfemoral prosthetic leg.

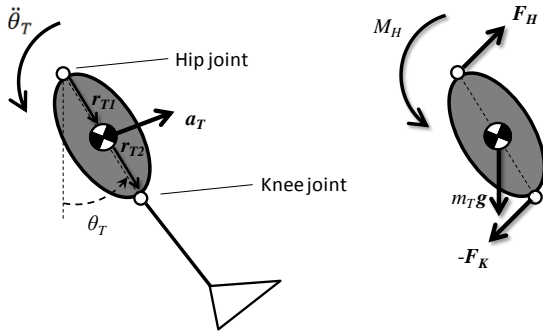


Figure 4. Free body diagram of the thigh of the prosthetic side.

3. 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では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. 5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の慣性パラメータの値を示している. この結果より, 単純な機能の膝継手を用いても昇段の方略と義足の慣性特性次第では, 健常者と同様の大腿部の運動で義足足部と階段との接触がなく遊脚動作を達成できると示唆された. また, 義足の慣性パラメータがFig. 5内の各グラフに帯状に広がる点付近であった場合にも, 大腿部の運動の僅かな調整で, 遊脚動作が達成可能であると考えられる.

Fig. 6は大腿義足のシミュレーション結果と健常者における股関節モーメントを示す. シミュレーションにおける全ての成功試技について, 重ねて表記してある. 大腿義足のシミュレーションでは関節モーメントの発揮パターンが, 健常者のものと異なった. 健常者の遊脚前半に生じる屈曲モーメントのピーク値は大腿義足のシミュレーションでは減少した. 健常者の遊脚後半に生じる伸展モーメントのピーク値も, 大腿義足のシミュレーションでは減少した. また, 大腿義足のシミュレーションでは遊脚期の最後に屈曲モーメントが観察された. これら義足のシミュレーションと健常者のデータの違いは, 膝関節モーメントの有無が主な原因であると推察される. 同じ大腿部の運動でも, 健常者には膝関節モーメントが生じている. 剛体リンクによってモデル化された健常者のデータでは, 膝関節モーメントの作用を大腿部は受けることになり, それが股関節の逆動力学解析に影響を及ぼすと考えられる. 一方で, 今回の大腿義足のシミュレーションにおいては, 抵抗のない膝継手をモデル化したため, 膝関節モーメントは一切生じない. そのため, (5)式からもわかるように股関節の運動に膝関節モーメントは影響しない.

以上のように股関節モーメントと関節間力について健常者と大腿義足のシミュレーションを比較したところ, 股関節に生じる力学的な要求は, 健常者の運動と同レベルかそれよりも低いといえる. そのため, HFCを昇段の方略とした際の遊脚動作は, 大腿義足使用者においても達成可能であると考えられる.

また, 実験参加者の健常者の身体部分係数⁽⁶⁾の平均をシミュレーションに用いた義足部分と同様箇所(足部と下腿を合わせたもの)で求めると, 質量3.6 kg, 重心周りの慣性モーメント0.08 kgm², 膝関節から重心までの距離は0.22 mであった. シミュレーションの成功試技における慣性パラメータでこれに近い値はみられなかった. この結果から, 義足の慣性パラメータの設定には, 人体の慣性特性をその

まま模倣するのではなく, 大腿義足独自の慣性パラメータを設定する必要があると示唆される. (8)式より, 股関節のキネティクスを決定するのに下腿の質量や角速度, 角加速度などが影響していることが示される. さらに, これらのパラメータは義足の慣性パラメータによって決定される. しかしながら, これまでの先行研究等においては, 義足の慣性特性に関する報告は非常に限られている⁽⁷⁾⁽⁸⁾. したがって, 本研究の結果は, 義足設計において慣性特性を考慮する重要性を示すものである.

4. 結論

本研究では, ある特定の昇段方略の下, 大腿義足の義足慣性特性が階段昇段時の遊脚動作に与える影響を明らかにした. 単純な機能の膝継手を用いた大腿義足の運動をコンピュータシミュレーションを用いて検討したところ, 特定の慣性パラメータにおいて階段昇段における遊脚動作を達成した. また, 健常者と比べて, 股関節伸展モーメントの減少と遊脚後半での関節間力の鉛直成分の減少が示された. 関節モーメントや関節間力のパターンは健常者からは異なった状態を示した. これら大腿義足のシミュレーション結果から, 大腿義足使用時に股関節に生じる力学的な要求は, 健常者の運動と同レベルかそれよりも低いと考えられる. そのため, 単純な膝継手を用いても, 昇段方略と義足の慣性特性次第では, 足部と階段が接触しない遊脚動作の達成が可能であることが示唆された. 本研究の結果は, 義足設計における重要な指針になると考えられる.

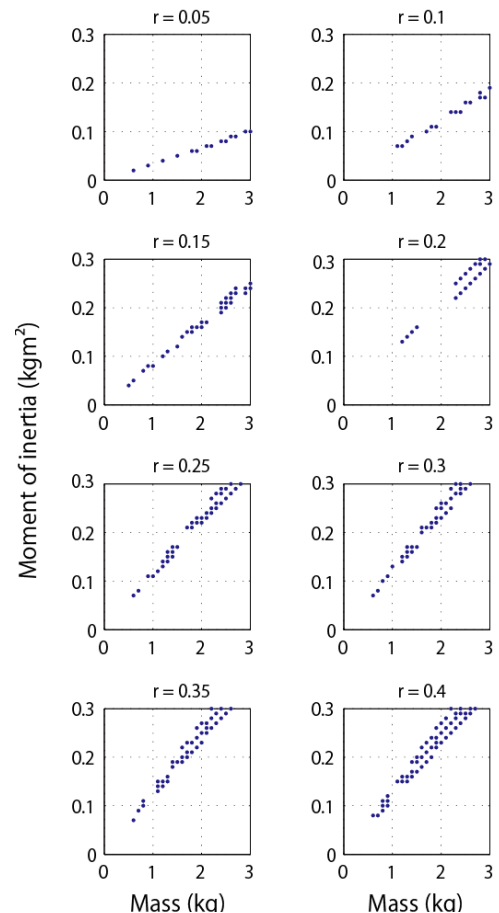


Figure 5. Inertial properties of the prosthesis r is the distance from the knee joint to the center of mass of the prosthesis. The dots indicate the inertial properties that allowed a successful leg swing with the HFC condition in the computer simulation. (derived from Inoue et al., 2012)

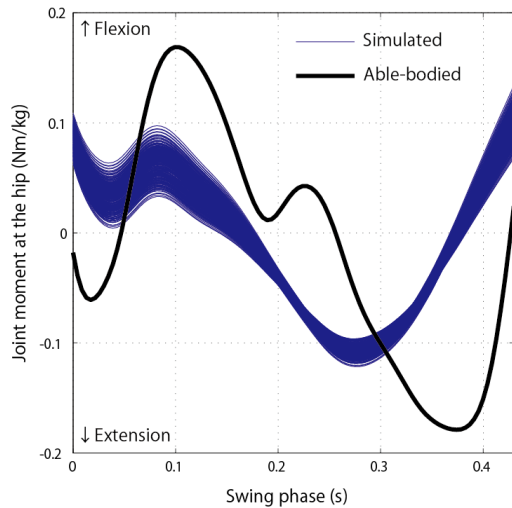


Figure 6. Joint moment at the hip joint during the swing phase
All succeeded trials of the simulation are superimposed.

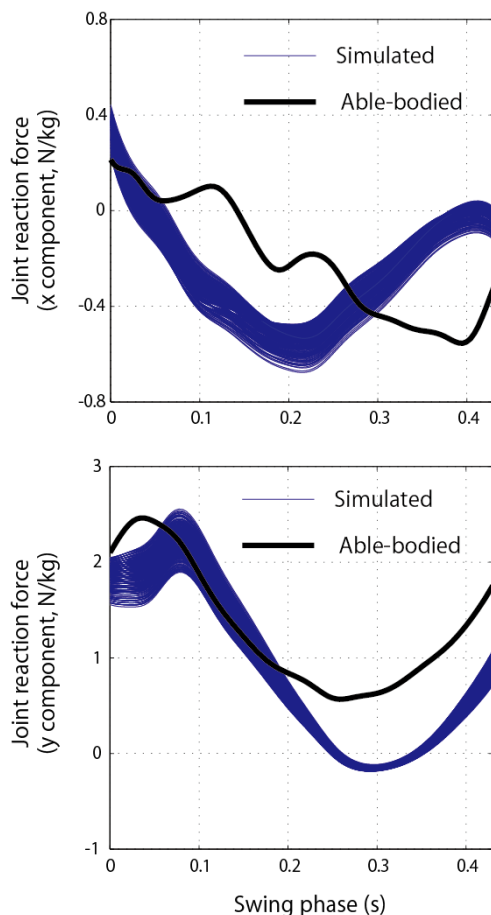


Figure7. Joint reaction force at the hip.
All succeeded trials of the simulation are superimposed.

参考文献

- (1) T. Chin, S. Sawamura, R. Shiba, H. Oyabu, Y. Nagakura, I. Takase, K. Machida, and A. Nakagawa, "Effect of .an Intelligent Prosthesis (IP) on the Walking Ability of Young Transfemoral Amputees: Comparison of IP Users with Able-Bodied People," *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol.82, pp. 447-451, 2003.
- (2) A. Nakagawa, "A Swing Phase Control of Above Knee Prosthesis – The Development of The Intelligent A/K Prosthesis," *Journal of the Society of Biomechanisms*, Vol.14 supplement, pp.101-111, 1990.
- (3) B.J. Hafner, L.L. Willingham, N.C. Buell, K.J. Allyn, and 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.
- (4) R.K. Begg and 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.
- (5) K. Inoue, H. Hobara, and T. Wada, "Effects of Foot Placement on the Lower Extremity in the Swing Phase during Stair Ascending: Implications for Transfemoral Prostheses," *Proceedings of IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering*, pp. 32-37, 2012.
- (6) D.A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey, p.86,2005.
- (7) Takeuchi, T., Wada, T., Awakihara, K., and Sekimoto, M., "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.
- (8) R.W. Selles, S. Korteland, A.J. van Soest, J.B. Bussmann, and 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.