

## 無拘束状態における大腿義足着用者の歩行運動解析

## Gait Motion Analysis of Trans-Femoral Amputee with a Prosthetic Limb in the Unrestrained Condition

林祐一郎(同志社大) 辻内伸好(同志社大) 小泉孝之(同志社大) ○ 宇野龍司(同志社大院)

松田靖史(川村義肢) 土屋陽太郎(テック技販) 井上喜雄(高知工科大)

Yuichiro HAYASHI, Doshisha University, 1-3 Miyakodani, Tatara, Kyotanabe, Kyoto 610-0321

Nobutaka TSUJUCHI, Doshisha University, 1-3 Miyakodani, Tatara, Kyotanabe, Kyoto 610-0321

Takayuki KOIZUMI, Doshisha University, 1-3 Miyakodani, Tatara, Kyotanabe, Kyoto 610-0321

Ryuji UNO, Graduate School, Doshisha University, 1-3 Miyakodani, Tatara, Kyotanabe, Kyoto 610-0321

Yasushi MATSUDA, Kawamura Gishi Co., LTD, 1-12-1 Goryo, Daito, Osaka 574-0064

Youtaro TSUCHIYA, Tec Gihan Co., LTD, 1-22 Nishinohata, Okubo, Uji, Kyoto 611-0033

Yoshio INOUE, Kochi University of Technology, 185 Miyanokuchi, Tosayamada, Kami, Kochi 782-8502

**Abstract:** Trans-femoral amputees must regain moving pattern by refined rehabilitation program using ground reaction forces, joint angles and joint moments applied on a prosthetic limb. On the other hand, understanding those loads and kinematic variables is indispensable for gait analysis based on the biomechanical consideration of trans-femoral amputees. However, conventional prosthetic gait training systems cannot measure long continuous walking motions. In this paper, ground reaction forces and kinematic parameters applied on trans-femoral prosthesis are measured by the prosthetic gait motion analysis system using mobile force plate and attitude sensor for the unrestrained gait measurement. As a result of the experiments, the patterns of antero-posterior axis ground reaction forces and joint moments about the medio-lateral axis are remarkably different among the five activities. Finally, the effectiveness of the developed prosthetic gait training system to consider biomechanics and kinematics in trans-femoral prosthesis is validated.

**Key Words:** Medical and Welfare Assistance, Biomechanics, Trans-Femoral Prosthesis, Gait Measurement, Activities of Daily Living

## 1. 緒言

安全衛生管理や労働災害防止対策が重要視されている現代社会においても、疾病や労働災害・交通事故による下肢切断などの歩行障害を有する患者が増加しており、高齢化社会の到来と相まってリハビリテーション医療の重要性が高まってきている。中でも、日本におよそ六万人存在する下肢切断者のうち二万人以上を占めるといわれている大腿切断者<sup>(1)</sup>は膝関節を失っているため、立脚期における膝折れ防止などの安定性確保ならびに遊脚期における歩調や歩幅の調整といった、本来健常者が持つ膝関節の機能を大腿義足の膝継手に委ねなければならない。よって、大腿義足着用者が健常者と変わらない快適な歩行を実現可能かどうかは膝継手の機能に大きく左右されるといえる。

健常者は、立脚期の前期から中期にかけて膝関節を軽度屈曲させながら膝折れを防止し、後期には遊脚期へと滑らかに移行している。また、遊脚期では前期に膝屈曲に対する制動を与え、後期には膝伸展に対する制動を与えて、踵接地直前に膝関節の伸展を滑らかに停止させている。したがって、リハビリテーション医療の現場において実施される歩行訓練では大腿義足着用者の一歩行周期中における立脚期および遊脚期の床反力や関節モーメントを計測し、それらによって表される下肢の負荷状態と運動学データを観察することにより、膝継手に求められる各機能が満たされているかどうかを判断できるとともに、歩行訓練において理学療法士が指示を与える上での定量的な評価指標を定義し、非常に有用な情報とみなすことが可能と考えられる。

従来、このような生体力学および運動学的物理量については、床反力計および三次元動作解析装置などの運動解析システムから得られたデータに基づく逆動力学解析を用いて算出されていた<sup>(2)</sup>。しかし、これらは一般に据え置き

型であるため使用場所や歩数に制限がある上、非常に高価という問題点がある。また、靴底センサや計装靴といった計測装置を用いて健常者および大腿義足着用者の下肢に生じる生体力学的な物理量を解析した例も存在する<sup>(3),(4)</sup>が、装置の特性上計測対象における制約が大きく、ヒトの歩行において生じる包括的な物理現象を解析可能とは言い難い。したがって、大腿義足着用者を含むヒトの日常生活動作を反映した幅広い環境において、長時間連続した無拘束状態での歩行運動解析が可能な計測装置が必要となる。

以上のことから、これまでに靴底に複数の薄型3軸力覚センサを内蔵したサンダル型の移動式床反力計に加えて、下肢に装着する加速度センサ、ジャイロセンサおよび地磁気センサを組み込んだ姿勢センサにより構成されるウェアラブルな歩行解析システムが開発された<sup>(5)</sup>。本システムにおいては、移動式床反力計と姿勢センサの各出力を演算処理することにより、従来の手法と比較して安価かつ制約のない条件下で歩行中における床反力、足底圧中心点および下肢の姿勢を算出可能となる。さらに、開発に際してはシステム全体として十分な精度を持つことに加えて、本来ヒトが持つ歩容に影響を及ぼさないことが確認されている。

そこで、本研究では移動式床反力計および姿勢センサを組み合わせた歩行解析システムを用いて、日常生活の中での代表的な路面環境である平地、斜面および階段の昇降といった複数の条件下における大腿義足着用者の歩行運動を計測し、一歩行周期中に生じる床反力や関節モーメントをシステム全体の出力に基づき算出し、それらの挙動を解析した上で相互比較をおこなう。最終的には、無拘束状態において取得したデータに関する生体力学および運動学的考察を通じて使用したシステムによる義足歩行計測の有効性を検証することを目的とする。

## 2. 実験方法

### 2-1 被験者および大腿義足

本研究では、20 年以上に渡ってソケット型大腿義足を装着している男性の右足大腿切断者 1 名を被験者とした。被験者の詳細な情報を表 1 に示す。ここで、全体重は大腿切断者の体重と義足の重量の和とする。荷重の計測は同志社大学京田辺校地にておこない、全体的な作業については臨床実験に関する同志社大学研究倫理委員会の承認を得るとともに、あらかじめ被験者に十分な説明を与え、同意を得た上で実施した。計測前には約 20 分間の歩行訓練を実施し、装着した大腿義足の機能を十分に発揮した形での歩行が実現可能となった後に計測を開始した。

被験者が装着する大腿義足の種類は骨格構造のモジュラー式とし、中心的な部位である膝継手については荷重プレーキ式の Ossur 社製 Total Knee 2100 を用いた。これは、立脚期前期において健常者と同様に最大 15[deg]まで抵抗を伴う軽度屈曲が発生し踵接地時の衝撃を吸収する上、幾何学的ロックシステムを用いた多軸リンク機構および特殊なゴムバンパーにより、軽度屈曲時に膝折れを防止するバウンスングと呼ばれる立脚期制御機能を有する。

Table 1 Subject characteristics

Gender (Male/Female)	Male
Age (Years)	31
Height [m]	1.70 [m]
Total Mass [kg]	73.0 [kg]
Side of Amputation (Right/Left)	Right
Footwear	Running Shoes
Prosthetic Foot	Vari-Flex
Prosthetic Knee	Total Knee 2100

### 2-2 実験装置

使用する実験装置として、歩行解析システム全体の概略図を図 1 に示す。本システムは、片足に 2 台ずつ合計 4 台の小型床反力計を靴底に組み込んだサンダル型の移動式床反力計 1 足分に加えて、片足について 3 基ずつ組み込んだ合計 6 基の姿勢センサおよびデータログによって構成される。各種計測装置はいずれも比較的軽量であるため、装着者への負担が少なく使用しやすいものとなっている。また、ch 数は移動式床反力計、姿勢センサ、データログの順に 18ch, 9ch, 8ch, 小型床反力計の定格容量は  $F_x, F_y = \pm 500$

[N],  $F_z = 1000$ [N],  $M_x, M_y = \pm 30$ [N·m],  $M_z = \pm 15$

[N·m], A/D 変換器分解能は後述する 3 軸力覚センサ, 3 軸ジャイロセンサ, データログが 16 [bit], 3 軸加速度センサおよび 3 軸地磁気センサがそれぞれ 12 [bit]である。

姿勢センサには STM 社製 3 軸加速度センサ LIS331DLH, STM 社製 2 軸ジャイロセンサ LPR530AL および STM 社製 1 軸ジャイロセンサ LY530ALH から構成される 3 軸ジャイロセンサ, Honeywell 社製 3 軸地磁気センサ HMC5843 が内蔵されており、大腿部, 下腿部, 腰部, 背部に装着することによって下肢および体幹の運動学情報を計測する。小型床反力計は 2 枚の基板に 3 基のテック技販社製薄型 3 軸力覚センサ USL06-H5-500N-C が挟まれた構造となっている。また、姿勢センサと同様に加速度センサ, ジャイロセンサ, 地磁気センサが内蔵されており、足の運動学情報を計測す

る。移動式床反力計および姿勢センサにおいて計測されたデータはデータログを介して PC に転送・記録され、それらを演算することによって歩行時における床反力, 足底圧中心点および下肢の姿勢を算出可能である。

本システムの持つ特長を挙げると、システム全体が低価格, ウェアラブルかつ操作が簡単であり、加えて電源ケーブルなどの外部接続が不要な電池駆動を採用しており、最も大きな利点として計測データの無線 LAN を用いた PC への高速一括転送が可能となっている。これらより、システム全体において計測部と信号処理部を一体化させたため計測場所が限定されない上、長距離にわたって歩数をカウントでき、ヒトの日常生活における歩行動作を反映した無拘束状態における幅広い環境での長時間連続したデータを取得可能となる。

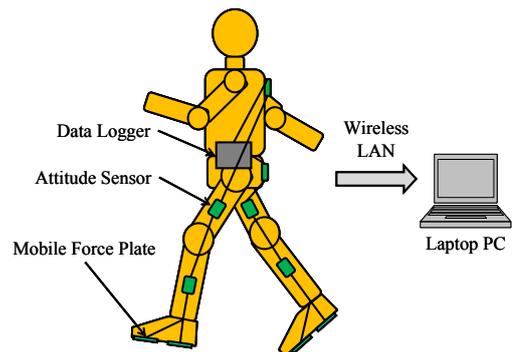


Fig. 1 Constitution of the developed wearable gait motion analysis system

### 2-3 実験条件

表 2 および図 2 (a)-(c)に示す特別に環境が整った実験室以外の代表的なヒトの歩行路環境である平地における直進, 斜面および階段の昇降といった合計 5 種類の歩行条件下において、図 3 に示すように歩行解析システム一式を装着した被験者が自由な速度で 10 歩以上の歩行をおこなった際の計測データを取得した。また、歩行解析システムに組み込んだセンサについて設定した実験条件として、センサの各 ch におけるサンプリング周波数を 100 [Hz]とするとともに、ローパスフィルタのカットオフ周波数を 10 [Hz]とした。斜面および階段の歩行条件としては、表 2 に示すように斜面の傾斜角度を 5 [deg], 階段での段差高さを 0.175 [m], 段差奥行きを 0.3 [m]とした。

データ解析においては、各歩行条件においてそれぞれ計測した一歩行周期中に生じる床反力, 関節モーメントを比較考察した。ここで、一歩行周期は踵が接地してから再び接地するまでの立脚期から遊脚期に渡る時間と定義し、立脚期と遊脚期との間における遷移点を  $F_z$  の曲線から判断した。さらに、各歩行条件について正規化をおこなうため一歩行周期の全時間を 100 [%]とした上で、各荷重パターンについて時系列曲線を連続的に作成した。

Table 2 Descriptions of the five various activities

Activities	Descriptions
Level Walking	Level walking along a level, straight-line walkway
Downslope	Descending 5 [deg] of a slope
Upslope	Ascending 5 [deg] of a slope
Downstairs	Descending stairs of 0.175 [m] height × 0.3 [m] deep
Upstairs	Ascending stairs of 0.175 [m] height × 0.3 [m] deep



(a) Level (b) Slope (c) Stairs

Fig. 2 Experimental fields



(a) Front (b) Back (c) Left side (d) Right side

Fig. 3 Subject with the wearable gait motion analysis system

#### 2-4 データ解析手順

前節の歩行計測実験に関するデータ解析として、使用した歩行解析システムにおける各種計測装置の出力を演算処理することにより、床反力、関節モーメントを算出する。ここで、システム全体の座標系については両足ともに右手座標系に対応させ、 $x, y, z$  軸の正方向を右側面方向、前方方向および上方向に対応させ、関節モーメントの各軸周り回転方向は右ねじの方向を正とする。小型床反力計の出力に関して、爪先側を添字の *toe*、踵側を添字の *heel* で表し、移動式床反力計における片足全体の座標原点を踵側の小型床反力計における座標原点と一致するように定義した場合、片足全体の床反力  $\mathbf{F} = (F_x \ F_y \ F_z)^T$  は次式で表せる。

$$\mathbf{F} = \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} F'_{xtoe} + F'_{xheel} \\ F'_{ytoe} + F'_{yheel} \\ F'_{ztoe} + F'_{zheel} \end{pmatrix} \quad (1)$$

ここで、爪先および踵側の小型床反力計に生じる床反力を  $\mathbf{F}'_{toe}, \mathbf{F}'_{heel}$  とする。他方、各関節モーメントを右足について考えると、足関節に生じる  $x$  軸周りのモーメント  $M_{xankle}$  は次式で求められる。

$$M_{xankle} = l_{y1}F'_{ztoe} - l_{z1}F'_{ytoe} + l_{y4}F'_{zheel} - l_{z4}F'_{yheel} - l_{y7}m_{foot}\mathbf{g} + M'_{xtoe} + M'_{xheel} + I_{x1}\dot{\theta}_{x1} \quad (2)$$

ここで、 $\mathbf{g}, m_{foot}, l_{y1}, l_{y4}, l_{y7}, l_{z1}, l_{z4}, I_{x1}, \dot{\theta}_{x1}$  はそれぞれ重力加速度、人体特性から得られた足部の質量、計測した足

首から爪先までの  $y$  軸方向距離、足首から足底圧中心点までの  $y$  軸方向距離、足首から足部の質量中心点までの  $y$  軸方向距離、計測データより算出した足首を中心とする  $x$  軸周りの足部の慣性モーメント、ジャイロセンサの出力を微分して得られた踵の  $x$  軸周りに生じる角加速度である。

### 3. 実験結果

実験結果の一例として、被験者の各歩行条件において得られた健足側および義足側の一歩行周期中に生じる床反力の各軸方向成分  $F_x, F_y, F_z$  および各軸周りの足関節モーメント  $M_x, M_y, M_z$  を図 4~図 11 に示す。ここで、図の横軸は一歩行周期中の時間を正規化割合で表したものである。図 4, 図 6, 図 8, 図 10 より、総じて  $F_z$  が二峰性の波形となり、床反力のうち最も大きな値となった。また、図 8, 図 9, 図 11 より、階段昇降時には他の場合と比較して健足側の立脚期が非常に長くなった。斜面を歩行する場合の各荷重パターンは、平地の場合と非常によく類似していた。

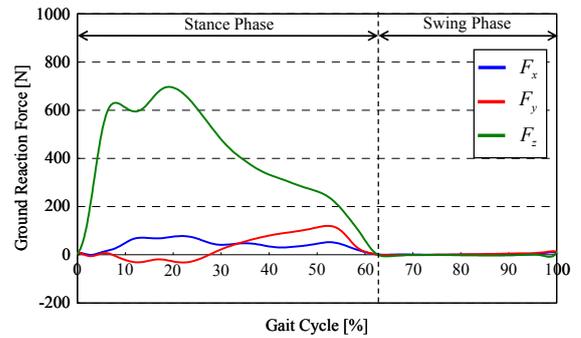


Fig. 4 Forces of sound limb in straight-line level walking

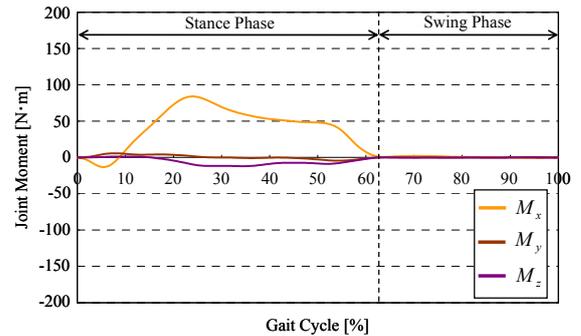


Fig. 5 Moments of sound limb in straight-line level walking

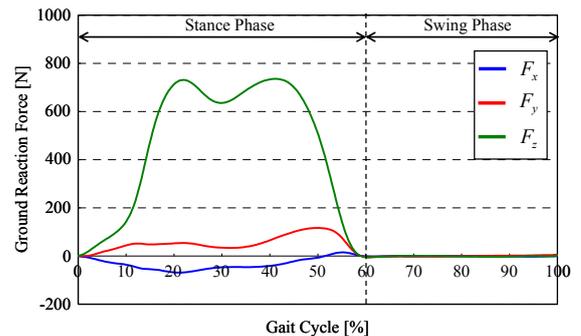


Fig. 6 Forces of prosthetic limb in straight-line level walking

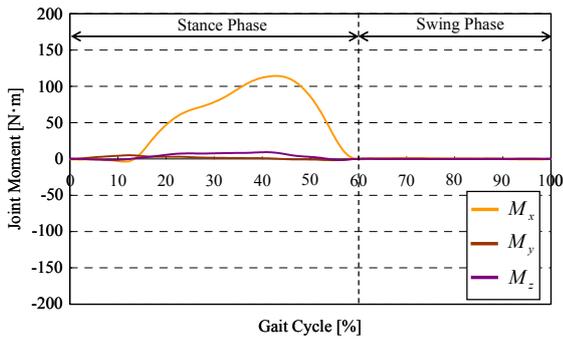


Fig. 7 Moments of prosthetic limb in straight-line level walking

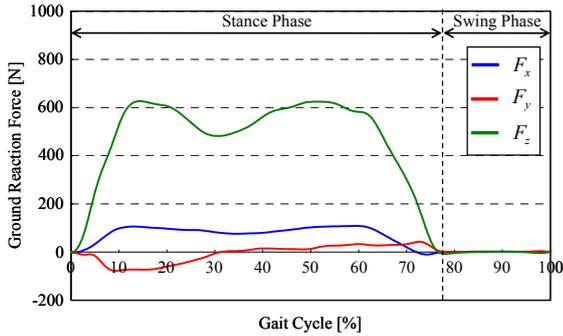


Fig. 8 Forces of sound limb in walking upstairs

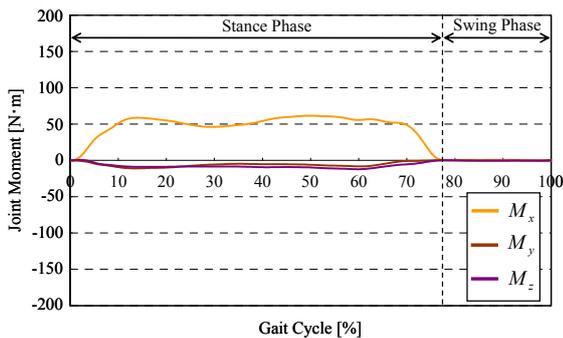


Fig. 9 Moments of sound limb in walking upstairs

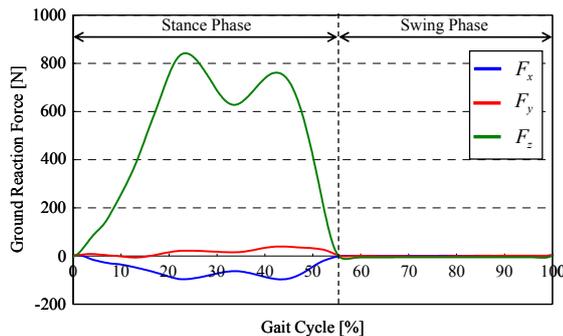


Fig. 10 Forces of prosthetic limb in walking upstairs

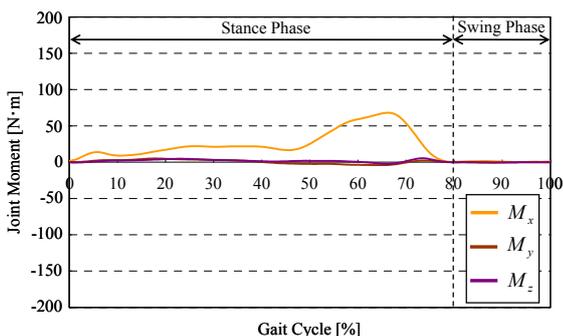


Fig. 11 Moments of sound limb in walking downstairs

#### 4. 考察

床反力について、図4に示した平地直進歩行における  $F_y$

の挙動から、健足側の立脚期における前期と後期に踵接地時のブレーキである制動力および爪先離地時の推進力が生じていることが読み取れる。しかし、義足側については図6より立脚期全体を通して推進力が生じた形となり、階段上りでは図8、図10より健足側、義足側ともに挙動が類似していたが推進力が著しく低下した。これらは義足側における力覚情報の欠如から制動力の発生が困難なこと、階段上りにおける歩行の不安定性から後方への転倒を防止するような力を生じさせていることが原因と考えられる。

次に、モーメントに関しては図5、図7に示した平地直進歩行における  $M_x$  の挙動から、健足側、義足側ともに立脚期前期では足関節における底屈方向のモーメントが踵接地時に生じ、立脚期中期から後期にかけては背屈方向のモーメントが生じたことがわかる。この結果は健常者の同じ動作における足関節モーメントの挙動<sup>(6)</sup>と一致する。さらに、図9、図11より階段昇降時には健足側の立脚期全体を通して背屈モーメントが生じていた。これは、歩行の不安定性に基づく足関節の底屈による前方への転倒を防ぐためのモーメントを生じさせていたことが原因と考えられる。

#### 5. 結言

本研究では、移動式床反力計および姿勢センサを用いた新型の歩行解析システムを装着した大腿切断者を被験者とする歩行実験を実施し、日常生活動作を反映した5種類の異なる歩行条件下における床反力や関節モーメントを計測、算出ならびに比較考察した。それにより、各歩行条件において健足側および義足側に生じる荷重パターンの特徴および生体力学・運動学的なメカニズムを解析し、使用した歩行解析システムによる義足歩行計測の有効性を検証した。

#### 謝辞

なお、本研究の一部は日本學術振興会科学研究費助成事業基盤研究(A) (課題番号: 23246041) の援助を受けた。記して謝意を表す。

#### 参考文献

- (1) 伊藤利之, 赤居正美, 義肢装具のチェックポイント, 改訂第7版, 医学書院, pp. 14-16, 2008.
- (2) Bae, T. S., Choi, K., Hong, D. and Mun, M., Dynamic analysis of above-knee amputee gait, *Clinical Biomechanics*, vol. 22, pp. 557-566, 2007.
- (3) Schmid, M., Beltrami, G., Zambardi, D. and Verni, G., Centre of pressure displacements in trans-femoral amputees during gait, *Gait and Posture*, vol. 21, pp. 255-262, 2005.
- (4) Faber, G. S., Kingma, I., Schepers, H. M., Veltink, P. H. and van Dieën, J. H., Determination of joint moments with instrumented force shoes in a variety of tasks, *Journal of Biomechanics*, vol. 43, pp. 2848-2854, 2010.
- (5) 足立渡, 辻内伸好, 小泉孝之, 塩島康造, 土屋陽太郎, 井上喜雄, 携帯型床反力計およびモーショセンサを用いた歩行解析システムの開発, 日本機械学会論文集C編, vol. 78, no. 789, pp. 1607-1616, 2012.
- (6) 江原義弘, 山本澄子, 関節モーメントによる歩行分析, 改訂第1版, 医歯薬出版, pp. 3-134, 2001.