

無拘束状態における大腿義足歩行に関する生体力学的考察

Biomechanical Consideration on the Unrestrained Trans-Femoral Amputee Gait with a Prosthetic Limb

○ 林祐一郎 (同志社大院) 辻内伸好 (同志社大) 小泉孝之 (同志社大)
松田靖史 (川村義肢) 土屋陽太郎 (テック技販)

Yuichiro HAYASHI, Graduate School, Doshisha University, 1-3, Miyakodani, Tatara, Kyotanabe, Kyoto 610-0321
Nobutaka TSUJIIUCHI, Doshisha University, 1-3, Miyakodani, Tatara, Kyotanabe, Kyoto 610-0321
Takayuki KOIZUMI, 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

Abstract: Trans-femoral amputees are needed to regain moving pattern by refined rehabilitation program using load conditions on a prosthetic limb with the artificial knee joint. On the other hand, understanding loads applied on a prosthetic limb is important for biomechanical consideration of trans-femoral amputees. However, conventional prosthetic gait training systems cannot measure long continuous walking motions under an outdoor environment. In this paper, loads applied on the intermediate part of trans-femoral prosthesis are measured by the prosthetic gait training system for the unrestrained gait measurement. As a result of the experiments, the patterns of moments about the medio-lateral axis along a gait cycle are remarkably different among the six activities. Finally, the effectiveness of the developed prosthetic gait training system is validated and the understanding of biomechanics in trans-femoral prosthesis during gait is increased. Loading data will be useful to refine the rehabilitation protocol for trans-femoral amputees with a prosthetic limb.

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、疾病や交通事故などにより四肢の切断を余儀なくされる場合がある。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⁽¹⁾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⁽²⁾。よって、大腿義足装着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。

健常者は、立脚期の初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、遊脚期では前半に膝屈曲に対する制動を与え、後半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、大腿義足装着者の一歩行周期中における立脚期および遊脚期の関節間力、関節モーメントを計測し、それらによって表される負荷状態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考えられる。

従来、このような負荷荷重については、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によって計測した床反力と姿勢から逆動力学的手法を用いて算出されていた。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、関川ら⁽³⁾は義足の下腿部にロードセルを組み込み、パイロン・スタディと呼ばれる計測技術を用いて下肢切断者の歩行中に生じる負荷を推定したが、ロードセルの仕様上、常時外部接続する必要があったため特別に環境が整った実験室以外では運動状態を計測不可能であった。さらに、Lee ら⁽⁴⁾は市販のロードセルである 6 軸力覚センサ

を用いて大腿義足装着者の一般的な日常生活動作を反映した複数の歩行条件下における義足の負荷状態を直接的に計測した。しかし、使用した大腿義足は断端の骨に金属を埋め込み接続する方式の骨直結義足であり、感染症が生じやすいなど多くの問題点を有するため、現時点では一般的なソケット型大腿義足と比較して普及率が著しく低い。加えて、骨直結義足に組み込んだ 6 軸力覚センサには計測したデータを保存する PC を付近に設置するなどの使用方針が必要とされ、歩行計測を実施する環境に制約が生じていた。

そこで、本研究では林ら⁽⁵⁾によって開発された幅広い環境条件および歩行速度における長時間連続した歩行動作に対応可能な義足内蔵型 6 軸力覚センサをソケット型大腿義足に組み込み、新型の義足歩行計測装置を構築する。具体的な内容としては、この装置を用いて大腿義足装着者を被験者とする義足歩行実験をおこない、代表的な屋外の路面環境である平地、不整地、斜面および階段の昇降といった計 6 種類の歩行条件下における大腿義足の負荷荷重を無拘束状態で直接的に計測し、それらを生体力学的な観点から比較考察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、図1に示す荷重プレーキ式の 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ディングと呼ばれる立脚期制御機能を有する。

Gender (Male/Female)	Male
Age (Years)	30
Height [m]	1.70 [m]
Total Mass [kg]	75.7 [kg]
Side of Amputation (Right/Left)	Right
Footwear	Running Shoes
Prosthetic Foot	Vari-Flex
Prosthetic Knee	Total Knee 2100



Fig. 1 Artificial knee joint of the trans-femoral prosthesis

2-2 実験装置

本研究では、前節で示したソケット型大腿義足にひずみゲージ式 8 ch ロードセルである新型の 6 軸力覚センサを組み込むことにより義足歩行計測装置を構築し、歩行実験をおこない大腿義足の下腿部に生じる 3 軸方向の力および軸周りのモーメントを直接的に計測した。本センサの主な仕様を表 2 に示し、形状を図 2 に示す。本センサは、両端を膝継手および足部に固定して図 3 に示すような形で義足の間中部に組み込むこととする。本センサの大きな特長として、ひずみゲージを用いたため環境条件による温度変化に適応しやすく計測精度が高いこと、データロガをセンサ内部に埋設したため計測部と信号処理部を一体化させて使用可能なこと、さらに、最大 350 時間連続して稼動可能なバッテリーおよびメモリーカードの使用によって外部接続が不要となり、幅広い環境条件下における完全な無拘束状態での歩行計測が可能なが挙げられる。

また、歩行実験時の各座標軸については図 4 に示すように、 x , y , z 軸を身体構造上の前後、左右および上下方向に一致させた。以下、各軸方向の力および軸周りのモーメントを $F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z$ とし、 F_z は下向きを正、モーメントは軸の向きに対し右ねじの方向を正とする。

Table 2 Standard of a six-axis force/moment sensor

Rating Capacity	$F_x, F_y, F_z = 1000$ [N] $M_x, M_y = 100$ [N·m] $M_z = 50$ [N·m]
Material	A7075/A2024
Accuracy	0.01 [%] (Force) 0.1 [%] (Moment)
Temperature Range	0 ~ 150 [°C]
Low-Pass Filter	1,000 [Hz] (Max Cut-off Frequency)
Sampling Frequency	100 ~ 10,000 [Hz]
Logging Facility	Micro SD Card (Max : 2 [GB])
Power Source	DC 3 [V]
Weight	300 [g]

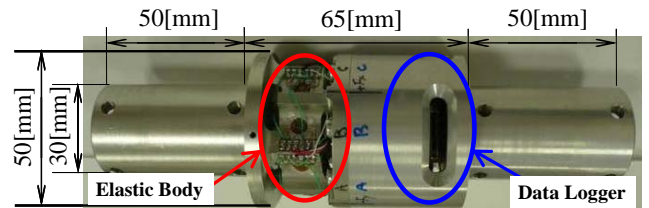


Fig. 2 Prototype of a six-axis force/moment sensor

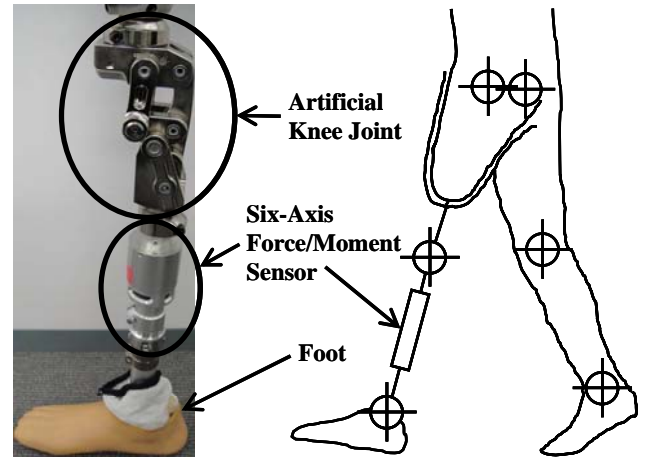


Fig. 3 Attachment position of a six-axis force/moment sensor

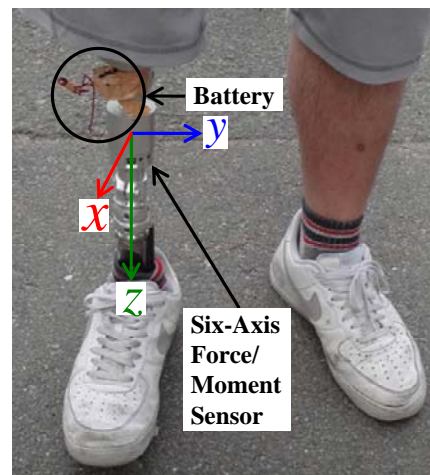


Fig. 4 Each coordinate axis direction of the developed sensor

2-3 実験およびデータ解析手順

表3に示す屋外の路面環境である平地および不整地における直進、斜面および階段の昇降といった計6種類の歩行条件下において、被験者による自由な速度で15歩以上の歩行をおこなった際の負荷データを計測した。義足歩行計測装置に組み込んだセンサについて設定した実験条件として、各chのサンプリング周波数を1000 [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5 [Hz]とした。

データ解析においては、それぞれの歩行条件について計測した一歩行周期中に生じる各軸方向の荷重パターンを調べ、それらを比較考察した。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、各歩行条件について正規化をおこなうため全時間を100 [%]とした。ただし、歩行開始直後は歩行が定常状態に達していない過渡期にあるため、解析対象とする負荷データは歩行が定常状態に達したと考えられる4歩目以降のものを用いた。また、歩行停止直前のデータについても除外した。各荷重パターンについて荷重-時間曲線を連続的に作成し、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、 F_x 、 F_y 、 F_z の合力ベクトルの大きさ F_r についても考慮した。

Table 3 Descriptions of each activity in the experiments

Activities	Descriptions
Level Walking	Level walking along a level, straight-line walkway
Uneven Ground Walking	Level walking along an uneven ground, straight-line walkway
Downslope	Descending 10 [deg] of a slope
Upslope	Ascending 10 [deg] of a slope
Downstairs	Descending stairs of 0.18 [m] height × 0.32 [m] deep
Upstairs	Ascending stairs of 0.18 [m] height × 0.32 [m] deep

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ける一歩行周期中の各荷重パターンを図5~図12に示す。ここで、図の横軸は一歩行周期中の時間を正規化し割合で表したものである。図5より、平地を直進歩行する場合に生じる各荷重は骨直結義足に装着した6軸力覚センサから得られる荷重データの波形⁽⁴⁾と類似したパターンとなった。モーメントに関しては、図6より一歩行周期全体を通して M_y が著しく大きくなった形で生じていたことがわかる。不整地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。他の歩行条件についても F_x 、 M_y 、 M_z を除き、各荷重パターンは平地の場合と共通の特徴を示した。

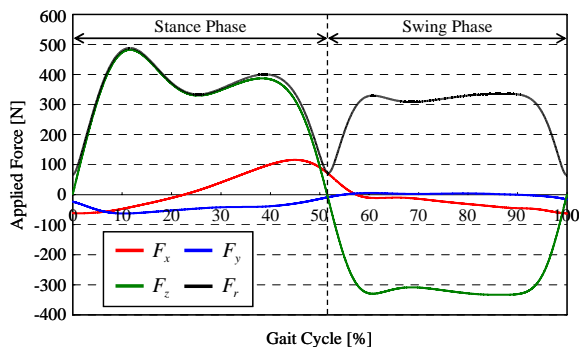


Fig. 5 Patterns of forces in straight-line level walking

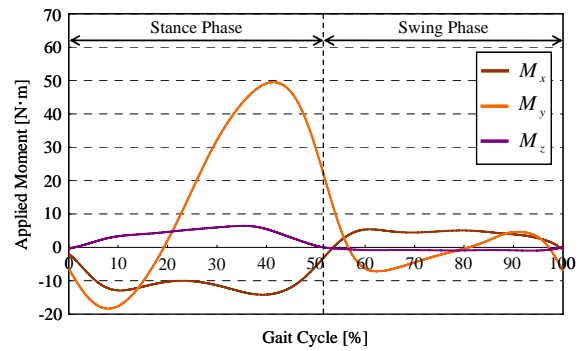


Fig. 6 Patterns of moments in straight-line level walking

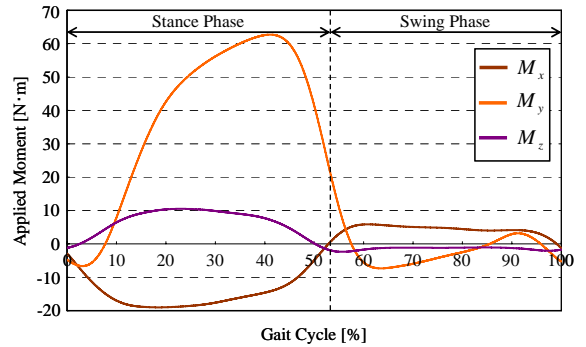


Fig. 7 Patterns of moments in walking upslope

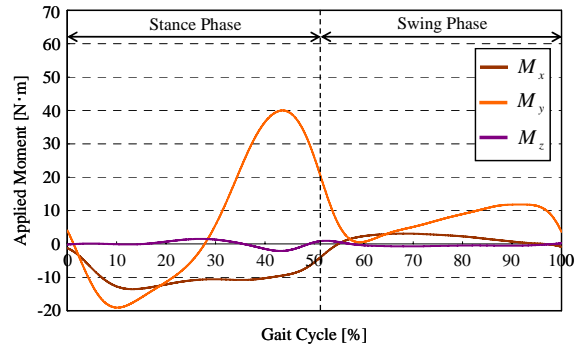


Fig. 8 Patterns of moments in walking downslope

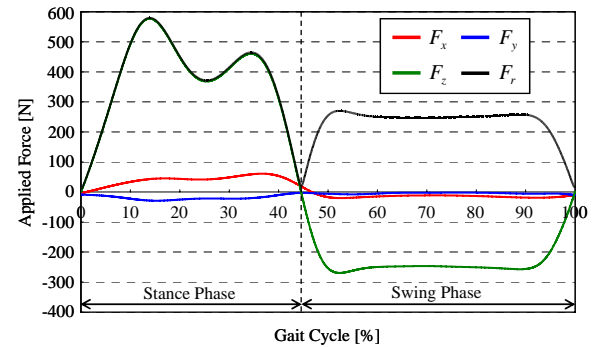


Fig. 9 Patterns of forces in walking upstairs

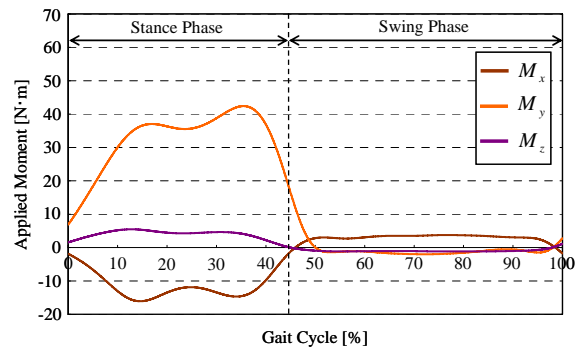


Fig. 10 Patterns of moments in walking upstairs

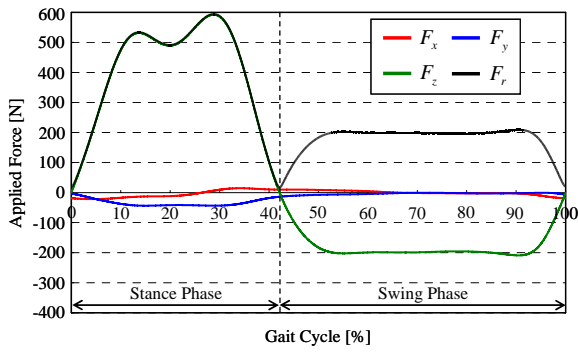


Fig. 11 Patterns of forces in walking downstairs

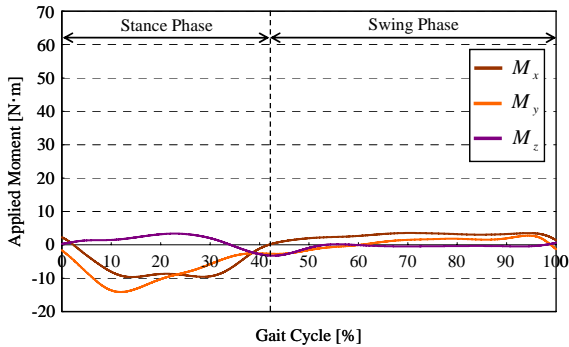


Fig. 12 Patterns of moments in walking downstairs

4. 考察

図5～図12より被験者の歩行時に生じた各荷重パターンに着目すると、平地直進歩行における F_x の挙動から、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、 F_x については階段上りでは立脚期全体を通して推進力が生じた形となり、階段下りでは挙動が類似していたが推進力が著しく低下した。これらは健常者の階段昇降時にも起こり得る現象であることから、本研究において実施した義足歩行実験は健常者の歩行を再現したといえる。

他方、遊脚期においては足の振り上げおよび振り出し時における膝の運動に対する慣性力により F_x 、 F_z はおおむね負の方向に生じているとともに、 F_y はほとんど生じていないことがわかる。しかし、階段上りおよび階段下りにおいては F_x が非常に小さい値となった。これは、歩行の不安定性から膝をほとんど動かすことなく屈曲させずに振り上げおよび振り出しをおこなっていたためと考えられる。

次に、モーメントに関しては平地直進歩行において M_y の挙動から、立脚期前期では膝継手における伸展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屈曲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膝関節モーメントの挙動⁽⁶⁾と一致する。さらに、 M_y の挙動からは屈曲モーメントが平地直進歩行よりも斜面上りの場合に大きくなり、斜面下りの場合に小さくなったことがわかる。これは、斜面上りにおける著しく激しい膝継手屈曲動作の必要性および斜面下りにおける膝継手屈曲動作による膝折れの危険性に基づく

被験者の歩行動作を示しているといえる。加えて、階段昇降時には健常者の同じ動作における足関節モーメントの挙動⁽⁶⁾と一致した形で立脚期全体を通してそれぞれ屈曲モーメントおよび伸展モーメントが生じていた。これは、階段上りでは歩行の不安定性から膝継手を屈曲させて重心を低くし、階段下りでは膝折れによる前方への転倒を防止するため膝継手を伸展させていたことが原因と考えられる。

他方、遊脚期における M_y については、階段上りおよび階段下り以外の歩行条件下ではおおむね前期と後期に伸展モーメントおよび屈曲モーメントが生じており、階段下りではそれらと同様の挙動を示しているが値が小さく、階段上りではほとんど生じていなかった。得られた結果は立脚期の場合と同じく健常者の挙動⁽⁶⁾と一致した。これは、階段以外で立脚期後期から遊脚期前期にかけて踵の蹴り上げを防ぐため伸展モーメントを働かせながら膝を屈曲させ、遊脚期後期では極端に強く膝を伸展し下腿部が急速に前方に振れて不自然な衝撃を生じる現象であるターミナルインパクトを防ぐため屈曲モーメントを働かせながら膝を伸展させていたことが原因と考えられる。また、階段昇降時には前述の F_x と同様の現象が起こっていたと考えられる。

5. 結言

本研究では、6軸力覚センサを用いた新型の義足歩行計測装置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6種類の異なる歩行条件下における負荷状態を計測および比較考察した。それにより、各歩行条件において大腿義足に生じる荷重パターンの相違および生体力学的なメカニズムを解析し、構築した義足歩行計測装置による無拘束歩行計測の有効性を検証した。中でも、大腿義足装着者の立脚期および遊脚期に関する歩行制御機能においては膝継手の屈曲および伸展モーメントが特微量として重要であり大きな役割を持つことがわかった。

謝辞

なお、本研究の一部は日本学術振興会科学研究費補助金基盤研究(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) 鈴木聡一郎, 外部駆動源を必要としない能動型膝継手の実験的検討, 日本機械学会論文集C編, vol. 75, no. 756, pp. 2274-2279, 2009.
- (3) 関川伸哉, 森本正治, 立脚期の膝継手軽度屈曲動作が大腿義足歩行に及ぼす効果の生体力学的考察, バイオメカニズム学会誌, vol. 23, no. 2, pp. 99-105, 1999.
- (4) Lee, C. C. W., Frossard, A. L., Hagberg, K., Haggstrom, E., Branemark, R., Evans, H. J. and Percy, J. M., Kinetics of transfemoral amputees with osseointegrated fixation performing common activities of daily living, *Clinical Biomechanics*, vol. 22, pp. 665-673, 2007.
- (5) 林祐一郎, 辻内伸好, 小泉孝之, 大島裕子, 土屋陽太郎, 大腿義足装着者の立脚期制御を目的とした無拘束歩行計測用6軸力覚センサの開発, 第12回「運動と振動の制御」シンポジウム講演論文集, pp. 285-290, 2011.
- (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.