

異常歩行ホイップに関する三次元歩行計測に基づく検討

Analysis of abnormal gait “Whip” in the trans-femoral prosthesis

○ 松原裕幸（兵庫福まち研） 赤澤康史（兵庫福まち研）

内藤 尚（阪大基工） 松本健志（阪大基工） 田中正夫（阪大基工）

Hiroyuki MATSUBARA, The Hyogo Institute of Assistive Technology

Yasushi AKAZAWA, The Hyogo Institute of Assistive Technology

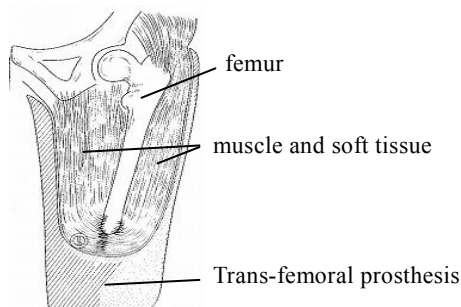
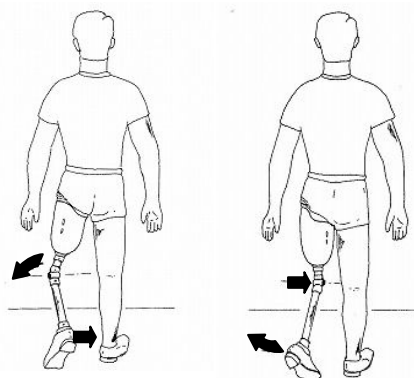
Hisashi NAITO, Osaka University

Takeshi MATSUMOTO, Osaka University

Masao TANAKA, Osaka University

Key Words: Rehabilitation Science, Trans-femoral Prosthesis, Abnormal Gait, Whip**1. はじめに**

大腿義足は股関節と膝関節の間で下肢を切断した人が使用する義足であり、図1のようにソケットと大腿節は軟部組織を介して連結される⁽¹⁾。大腿義足を用いた歩行では、図2に示すように、遊脚期に義足が回転する特有な歩容（ホイップ）が現れる場合がある⁽²⁾。これは大腿義足での歩行獲得を遅延させる原因の一つとなり、ホイップを起こさない歩行を習得した後においても歩行速度向上の妨げとなる。この現象はRadcliffeにより1955年に「Whip」という異常歩行の一つとして報告されている⁽³⁾。歩行時にこのホイップが現れないようにするためには代償的な動作を行う必要があるため、大腿義足使用者の歩行は左右非対称となり、それに起因する腰痛などの二次的障害を引き起こすことが問題となっている。

Fig. 1 Interface of trans-femoral prosthesis⁽¹⁾

(a) Medial whip (b) Lateral whip

Fig. 2 Schema of whip⁽²⁾

健常者歩行の遊脚期における膝関節軌道を水平面に投影すると円弧状となることが知られている。これは健常者が遊脚期に脚を振り出す際に、股関節で屈伸に加え、内外転・内外旋を伴う運動を行うことに起因する。このような健常者の股関節の運動を大腿義足使用者がそのまま行くと、ホイップを起こすことが指摘されている⁽³⁾。この原因として、大腿義足では股関節と膝関節との間に軟部組織が介在し、大腿節の長軸まわりの回転剛性が健常者に比べて低くなることから、股と膝の間で回転変形が生じやすくなることが考えられている。

大腿義足使用者がホイップを伴わない歩行を実現するためには、股と膝との間で回転を生じないようにする運動を行うことが有効である。臨床現場においては、ホイップを生じさせない歩行動作として、遊脚期において上半身を義足側に寄せ、義足を上半身の中心に懸垂することで義足を鉛直に保ち、進行方向と平行に振り出す動作が指導されている。すなわちこれが、ホイップ抑制のための代償的歩行動作である。一方、このような代償的動作を習得後も、義足の膝継手の回転軸の方向が正常なアライメントから内旋位または外旋位に変化するとホイップが発生するなど、義足を適切に調整することもホイップを抑制するための重要な因子である。

本研究の最終目的は、大腿義足使用者が歩行中に行うるホイップ抑制のための代償動作を軽減する方法を提案することにある。本報ではその第一段階として、ホイップが生じている歩行に着目し、その特徴を計測する。大腿義足の膝継手直上に6軸力センサを組み込んだ計測システムを製作し、被験者合計3名に対して歩行実験を行うことで、センサ出力による遊脚、立脚判別方法を確認し、さらにホイップ時の膝継手直上の回転モーメントを計測することでホイップ中の義足の力学的な挙動について解析する。

2. 歩行計測システム

まず、下肢全体が空間に浮いている遊脚期において義足に加わっている力・モーメントを計測するため、遊脚期中の計測が可能なシステムを開発した。

図3のように、大腿義足の膝継手直上に6軸力センサ（ミネベア株式会社製 OPFTD-1Kn-CH-B）を組み込んだ計測用大腿義足を製作した。なお、センサの座標系は図中のように定義する。センサ本体の質量は275gと、義足全体の重量約3.5kgに比べ十分軽量であり、歩行への影響は少ないと考えられる。また、この計測用大腿義足を用いて、床反力計

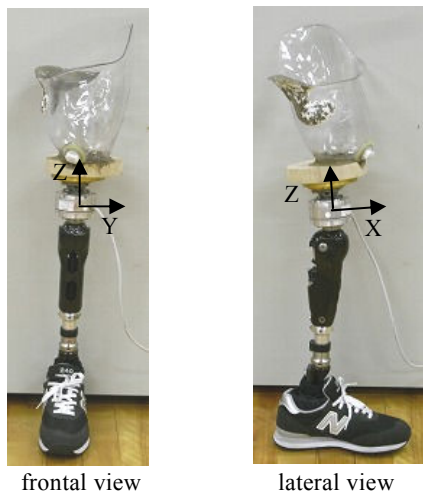


Fig. 3 Trans-femoral prosthesis and sensor coordinates

(KISTLER 社製 Z13216), 3次元動作解析装置 (Motion Analysis 社製 MAC3D) と同期して計測可能なシステムを構築した。

3. 歩行計測実験

(1) 被験者： 被験者は、大腿義足利用者3名とし、それぞれの特性は、被験者A (33歳男性, 身長180cm, 体重58kg(義足装着時), 右下腿切断および左大腿切断, 長断端, 義足使用年数1年10ヶ月), 被験者B (69歳男性, 身長163cm, 体重62.5kg(義足装着時), 右大腿切断, 短断端, 義足使用年数1年), 被験者C (22歳女性, 身長164cm, 体重53kg(義足装着時), 左大腿切断, 中断端, 使用年数: 11ヶ月)である。

(2) カセンサによる遊脚期の判別方法の検討実験：

計測用大腿義足に組み込んだ6軸力センサにより、遊脚期・立脚期を判別する方法を検討するために歩行実験を行い、床反力計と6軸力センサとを用いた同時計測を行い、床反力計の鉛直方向成分Rzと6軸力センサの軸力成分Fzを比較することで遊脚期と立脚期の判別方法について検討した。

(3) ホイップ時の膝継手直上の回転モーメント計測実験：

ホイップが生じている歩行時と生じていない歩行時について、膝継手直上での回転モーメントMzを6軸力センサにより計測した。ホイップの生じていない歩行は、被験者が通常行っている代償動作を伴う歩行であり、ホイップの生じている歩行は、計測用義足の膝継手軸の方向を、進行方向から約15度外旋位あるいは内旋位に調整することで、普段はホイップを生じていないユーザーに対してホイップを意図的に生じさせた歩行とした。

4. 結果

(1) 6軸力センサによる遊脚期の判別： 歩行周期における立脚期をまず判別し、その結果として遊脚期を判別した。その判別手順と精度について述べる。

6軸力センサにより立脚期の判別するため、Heel Contact(以下, H.C.)とToe Off(以下, T.O.)は、以下のように決定した。

- ・H.C. : 6軸力センサの軸力成分Fzの絶対値が、被験者の体重の10%以下から、0.03秒間連続して被験者の体重の10%を超える正(圧縮)となった0.01秒前の時刻
- ・T.O. : H.C.後で軸力値Fzの絶対値が、被験者の体重の5%以下になった時刻

計測用大腿義足を装着した歩行時に計測されたセンサの軸力成分Fzおよび床反力計による鉛直反力成分Rzの代表的なデータにより判定された立脚期判定の例を図4に示す。図中、紺色の線が鉛直反力成分Rzを、桃色の線が6軸力センサの軸力成分Fzを表している。なお、軸力は圧縮を正とした。

提案した6軸力センサを用いて判別した立脚期の長さ、鉛直床反力値が正の値の期間を立脚期と判別した立脚期の長さを、Table 1に示す。なお、両者を比較した結果の差も合わせて示している。

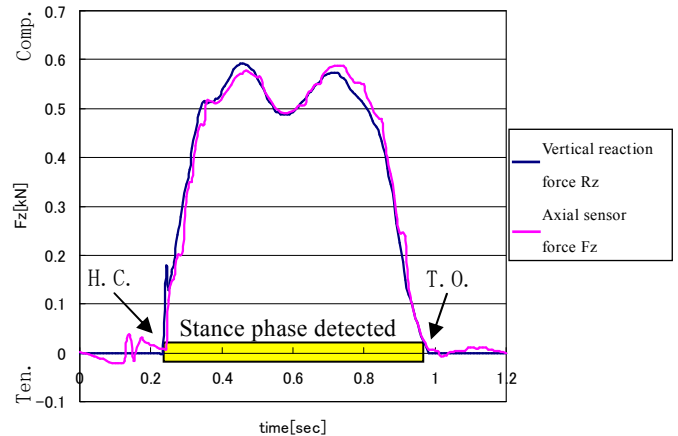


Fig. 4 Stance phase detection

Table 1 Length of stance phase

Sub.	Rz-based	Fz-based	Difference
A	0.6511±0.0348	0.66±0.0312	0.0089±0.0078
B	0.7098±0.0353	0.7015±0.0345	-0.0083±0.0105
C	0.5989±0.0252	0.6033±0.0265	0.0044±0.0053

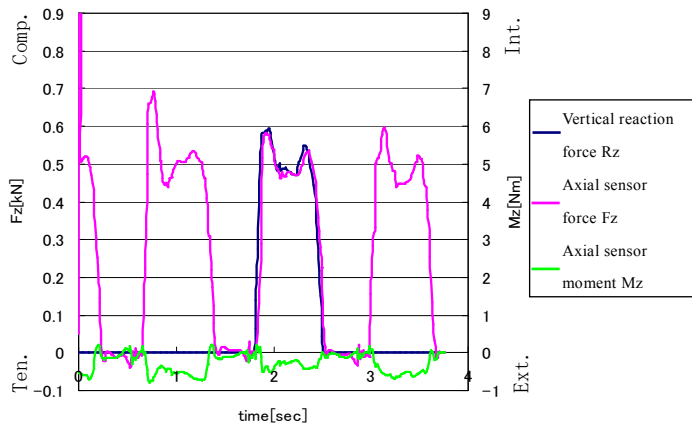
Second (mean±SD)

(2) 回転モーメントの計測： 計測した膝継手直上の回転モーメントの結果の代表例として、被験者Aの床反力の鉛直成分Rz、センサの軸力成分Fz、6軸力センサの軸周りの回転モーメントMzの計測結果を図5に示す。図5(a)はホイップを生じていない歩行の、(b)はホイップを生じている歩行の結果である。図中、紺色の線が床反力データ鉛直成分Rz、桃色の線が6軸力センサの軸圧縮成分Fzを、緑色の線が回転モーメントMzを表し、モーメントは内旋方向を正とした。また、図6は同被験者の遊脚期における回転モーメントMzの変化を示したもので、(a)はホイップを生じていない歩行時の9歩の、(b)は膝継手を外旋位に設定しホイップを生じさせた歩行時の7歩の、(c)は膝継手を内旋位に設定しホイップを生じさせた歩行時の6歩の結果である。また、同被験者立脚期における回転モーメントMzを、ホイップの生じていないにかかわらず全21歩分まとめて示したものが図7である。また、今回の計測における被験者Aの各条件における遊脚期の回転モーメントの最大値と最小値を表2に示す。

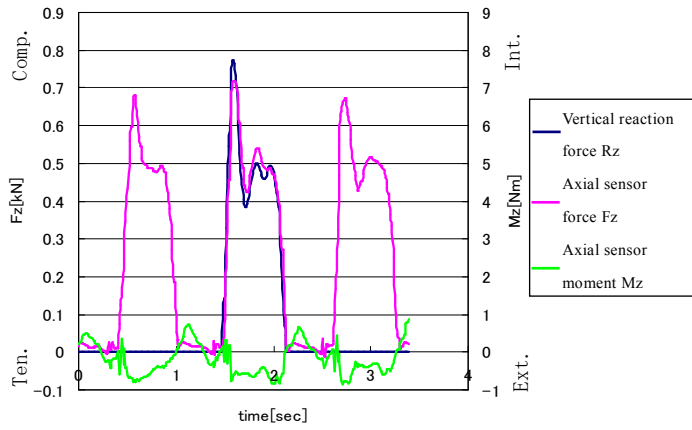
Table 2 Maximum and minimum axial moments (Nm)

Knee joint alignment	Maximum moment	Minimum moment
Normal	0.112±0.053	-0.294±0.064
External	0.304±0.091	-0.595±0.056
Internal	0.663±0.056	-0.416±0.023

(mean±SD)



(a) Gait without whip



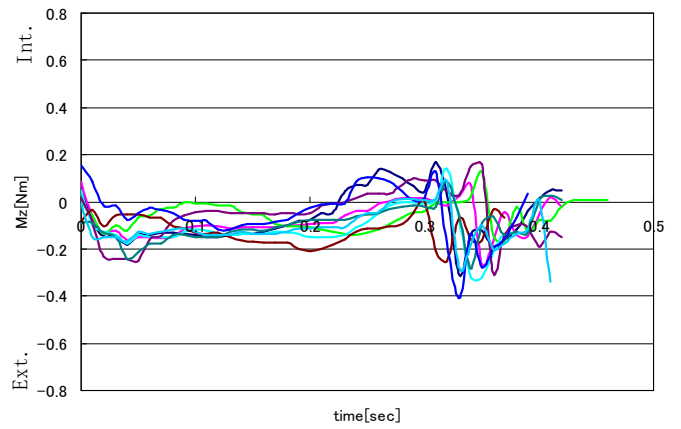
(b) Gait with whip

Fig.5 Typical axial moment with/without whip (Subject A)

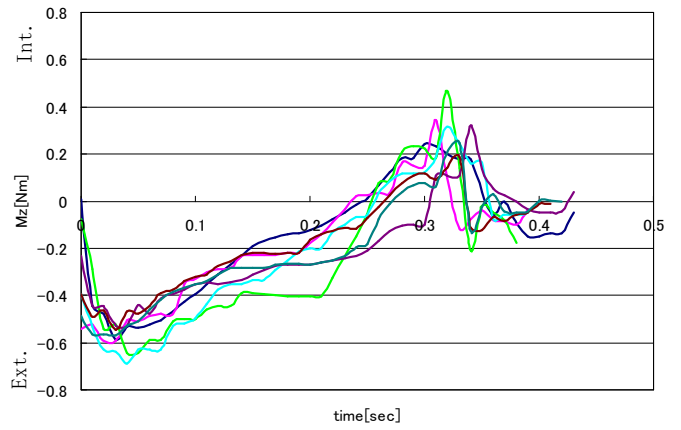
図 5(a), (b)より, この被験者ではホイップを生じている歩行の方が, 遊脚期の回転モーメントの変動幅が大きく現れている。

また図 6(b), (c)より, 遊脚期前半では, 膝継手を外旋位に設定すると外旋モーメントが生じ, 内旋位に設定すると内旋モーメントが生じた。また, 遊脚期後半では, 前半とは逆向きの回転モーメントが生じていた。遊脚期前半のピークが表れる時間に関して, 遊脚期時間で正規化を行うと, 外旋位での外旋モーメントは約 10%付近でピークに達するが, 内旋位による内旋モーメントは約 20%付近でピークが現れることから, 外旋位に設定した際に, ピークに達するまでの時間が短いという傾向が見られた。立脚期後半のピークはどちらも遊脚期の約 75%付近で生じ, こちらに関してはほぼ同様の時間的傾向を示した。また, ホイップを生じていない時の遊脚期の回転モーメントである図 6(a)は, 遊脚期前半から中間にかけて比較的平坦であるが, 立脚期後半, 約 75%付近でピークが見られ, 後半のピークが見られる時間としては図 6(b), (c)とほぼ同様であった。全 9 歩とも, 遊脚期前半から中盤にかけては -0.1Nm 程度と後半のピーク値に比較すると小さな外旋モーメントを生じ, 後半では一度, 内旋モーメントのピークが生じた後に, 外旋モーメントのピークが生じるという傾向を示した。

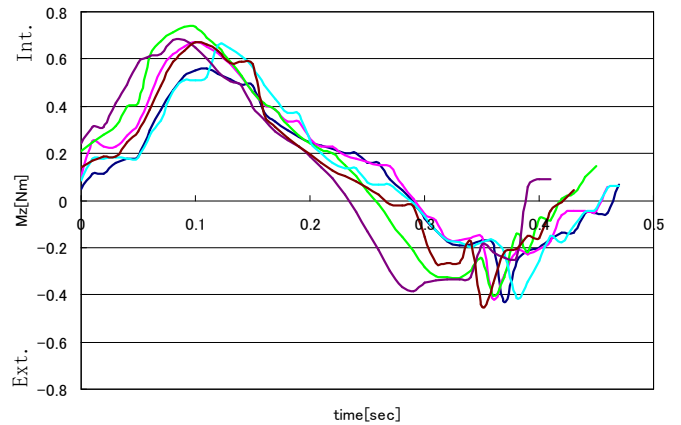
一方で図 7 より, 立脚期の回転モーメントは, バラつきは多少あるものの, 全条件においてほぼ同様の傾向を示し, 立脚期時間で正規化を行うと 20%程度までに外旋モーメントのピーク値を生じ, その後も減少するものの外旋モーメントを生じ続け, 後半 75%程度で 2 度目のピークを生じた。遊脚期に影響を及ぼす可能性のあるその後は, 全条件とも外旋モーメントが減少していくという傾向であった。



(a) Gait without whip



(b) Gait with whip by external rotation of knee joint alignment



(c) Gait with whip by internal rotation of knee joint alignment

Fig. 6 Axial moment during swing phase (Subject A)

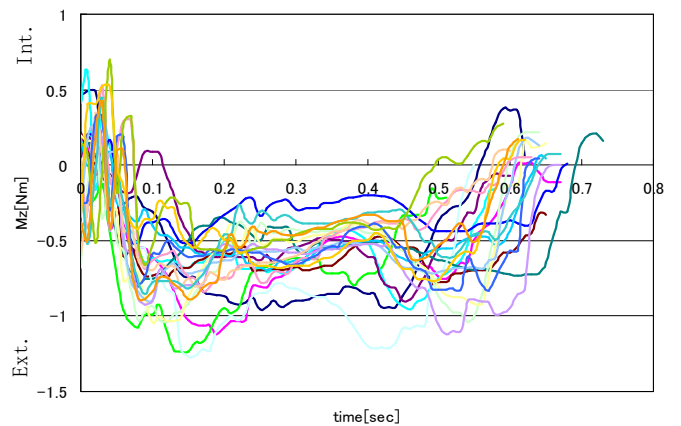


Fig. 7 Axial moment during stance phase with/without whip (Subject A)

5. 考察

(1) 6軸力センサによる遊脚期の判別： 今回の結果では、3名の被験者いずれについても、判別された立脚期の長さの平均誤差が、立脚期平均長さに比べて5%以内に収まった。これは、立脚期時間の平均が一番短い被験者Cにおいても、おおよそ0.03秒くらいに相当する。これに対しホイップを特徴付ける軸周りの回転モーメント M_z は、遊脚期全般に渡って計測されていることから、0.4秒間程度の現象と考えられ、この0.4秒という時間に比べ、立脚期長さの誤差0.03秒は今後ホイップを計測するにあたって影響ないくらい十分短いと考えられる。このため、今回提案した6軸力センサに方法によって立脚期を判別することが可能であることを示す結果であるといえる。

(2) 回転モーメントの計測： 今回の計測では、図5(a),(b)や表2のホイップが生じていない時の遊脚期回転モーメントの最小値 -0.294 ± 0.064 の絶対値より、ホイップが生じている時の各条件の全ての最大値、最小値の絶対値が大きいうように、被験者3名ともに、ホイップを生じている歩行の方が、通常の歩行より遊脚期に生じる回転モーメントのピーク値の絶対値が大きいという結果であった。この結果より、ホイップ中にソケットと膝継手間で働いている力及びモーメントを計測することができた。

今回の結果では、条件ごとに義足のアライメントは異なっているにも関わらず、立脚期の回転モーメントは全条件で立脚期の約75%付近で2度目のピークを生じた後に外旋モーメントが減少していくという類似した傾向が見られた。その一方で、遊脚期の回転モーメントは遊脚開始直後から膝継手の内外旋アライメントと同じ方向への回転モーメントが生じる結果となった。これは、今回の条件ごとのアライメント調整においては、膝継手と足部は固定した状態で同時に回旋させているため、膝継手の回旋条件により、ソケットに対しつま先が外に向いたり、内に向いたり足部つま先の位置関係は変化するが、大腿義足歩行時の立脚期において膝継手は伸展位で固定された状態にあり、膝の回旋角度は立脚期の歩行に大きな影響を及ぼさず、また、足部つま先も十分に弾性変形することで歩行には影響を及ぼさなかったため、今回計測を行った全ての条件で、股関節から足部においてほぼ同様の立脚期の運動が行われた結果と考えられる。

一方、遊脚期では膝継手は屈伸運動を行うため、膝継手の回旋アライメントすなわち膝継手回転軸の向きは、遊脚期における大腿節、下腿節の運動に影響を及ぼす。これが、遊脚期における回転モーメントの計測結果が条件毎に異なる傾向を示した理由であると考えられる。ただし、今回は、ホイップを生じさせやすくするために膝継手のアライメントを、進行方向に対し外旋および内旋方向に約15度と臨床

上の調整に比べて非常に大きな回旋角度に設定した条件で計測を行ったものであり、より少ない回旋角度の設定で、今回と同様の傾向が現れる否かについての検討が必要である。

また、外旋位での外旋モーメントは遊脚期時間で正規化を行うと、最初の10%程度と比較的短時間に増大しているのに対し、内旋位による内旋モーメントは20%程度と比較的緩やかに増大しているという結果に関しては、被験者特有の特徴なのか、回旋方向により決定される特徴なのかについては、今回の限られた被験者数での結果のみからは判断できなかった。外側ホイップおよび内側ホイップのそれぞれが、どのようなメカニズムで発生しているかを明らかにすることが今後の課題として残された。

さらに、膝継手の回旋アライメントを外旋位および内旋位に設定したものでは、図6(b),(c)のグラフ全体の傾向より、膝継手アライメントの条件により遊脚初期に生じる回転モーメントは逆だが、遊脚初期と遊脚後期とで逆の方向に回転モーメントが働いていることが計測された。これは、義足の膝継手から下腿節が慣性抵抗、大腿節切断端の軟部組織が弾性要素となることで、遊脚中にねじり振動が起こっているような現象があらわれているものであると予測できる。今後、今回計測された回転モーメントと膝継手の股関節に対する回旋量の間の関係を見ることで、このことは確かめることができる。

(3) 今後の展開： 本報では、歩行速度を通常歩行としたが、藤本らの先行研究⁽⁴⁾において、ケーデンス126[steps/min]の速い歩行の立脚期で5Nm程度、遊脚期で2Nm程度の回転モーメントが生じており、歩行速度の速い場合や身長が高いケースなどを考慮に入れ、今後、より歩行速度の速い状態でのホイップ時の回転モーメントも計測する必要がある。

今後は、構築したシステムを用いてソケットと膝継手の間に働く力、床反力および3次元動作を同時に計測し、その結果から、まずはホイップの発生メカニズムを明らかにすることに取り組む必要がある。

参考文献

- (1) 澤村, 切断と義肢 第3版, 医歯薬出版, p. 282, 1992.
- (2) 澤村編, 日本義肢装具学会監修, 義肢学, 医歯薬出版, p. 255, 1988.
- (3) Radcliffe, C.W., Functional considerations in the fitting of above-knee prostheses, *Artificial Limbs*, 2(1), pp. 35-60, 1955.
- (4) 藤本, 志村, 加藤, 大腿義足ソケット継手部に作用する6軸力の分析とその応用, *バイオメカニズム*11, 東京大学出版会, pp. 331-340, 1993.