

大腿義足の継手のアライメント調整が歩行時の衝撃吸収 メカニズムに及ぼす影響 (ケース・スタディ)

Effects of joint alignment of above-knee prosthesis on the loading response
phase during gait : a case study

山 本 敬 三¹⁾
Keizo YAMAMOTO
竹 内 豊 計²⁾
Toyokazu TAKEUCHI

星 野 葵¹⁾
Aoi HOSHINO

I 背景・目的

義足とは、先天性による欠損や切断、後天的な原因による切断により、失われたヒトの下肢の欠損部分に対して、その外観を物質的に整容し、物理的機能を補うものである¹⁾。本研究で扱う大腿義足とは、大腿部で切断された切断者に処方される義足である。大腿切断では、膝関節の機能が喪失しているため、義足側立脚相で安定性、膝折れによる転倒に対する安全性および遊脚相における膝継手のスムーズな屈曲および伸展が重要である。

下腿義足については、継手部のアライメント調整は、静止立位時の荷重バランス (Isakov et al, 1994.) や歩行動作 (Fridman et al, 2003, Chow et al, 2009, Fiedler et al, 2016) に影響を及ぼすことが報告されている。小嶋ら (1979) の報告では、大腿義足の膝継手の初期屈曲角を変化させることで、歩幅が変化することが報告されている。中野ら (1989) は、義足のアライメント調整は靴を履いた状態で行われ

るのが一般的であるため、裸足の時には正しいアライメントにならないと述べている。これらの先行研究は、義足のアライメント調整には、緻密な調整技術が必要であることを示唆している。大腿義足はソケット、大腿支持部、膝継手、下腿部および足部から構成されるため、アライメントの調整箇所が複数あり、熟練した技術が必要とされる。しかし、大腿義足については、アライメント調整の良否が歩行動作、特に衝撃吸収動作に及ぼす影響については不明な点が多く、アライメントの良否をバイオメカニクスの的に評価する判断基準が未解明である。そこで、本研究では、大腿義足の継手のアライメントの良否が、静止立位姿勢および歩行時の衝撃吸収メカニズムに及ぼす影響を調べることを目的とした。

II 方法

被験者は、交通外傷により左大腿切断となった大腿義足者1名 (男性, 身長1.65m, 体

1) 北翔大学生涯スポーツ学部スポーツ教育学科

2) 株式会社オルトリハ・システム

重61.9kg, 年齢52歳, 義足装着歴20年)とした。実験に先立ち, 被験者には口頭にて研究の趣旨を説明し, 研究協力の同意を得た。動作課題は, 静止立位姿勢および歩行動作とし, 被験者所有の靴を履かせて行わせた。使用している義足は, ソケットがIRCタイプ, 膝継手はC-leg (Otto bock社製), 足部はCウォーク (Otto bock社製)であった。継手のアライメント調整は, 熟練の義肢装具士に依頼した。本研究では, 良いアライメントと悪いアライメントの2条件に調整を依頼した。なお, アライメントの良し悪しの判断は, 被験者の主観的評価とした。

実験系をFig. 1に示す。動作中の関節位置 (モーションデータ) の計測には, 光学式モーションキャプチャシステムMAC 3D System (Motion Analysis Corp., Santa Rosa, CA, USA)を用いた。実験では, 赤外線カメラ12台を用い, サンプル周波数200Hzで計測した。計測のための赤外線反射マーカは, 直径12.5mmのものを用い, マーカ貼付位置はヘレンヘイズ (Helen Hayes) マーカーセッ

トに上後腸骨棘 (PSIS) 2点を追加した。被験者の身体各部31箇所赤外線反射マーカを貼付した。貼付位置は次の通りである。前頭部, 頭頂部, 後頭部, 左右肩峰, 左右上腕骨の外側上顆, 左右中手根骨, 左右上前腸骨棘 (ASIS), 左右上後腸骨棘 (PSIS), 仙骨, 左右膝関節の内側 (膝関節裂隙より2cm上方の高さで前後径の1/2と1/3の midpoint), 左右足関節外果突起, 左右第二中足指節関節, 左右踵部, 左右大腿部の外側, 左右下腿部の外側。動作中の床反力の計測には, 4台のフォースプレート (BP6001200, AMTI, USA)を用い, 左右下肢にはたらく床反力をそれぞれ計測した。反床力計は, 計測開始直前にキャリブレーションを行い, サンプル周波数1000Hzで計測した。

義足の慣性特性について, その計測方法を述べる。義足は切断者の断端長やソケットの構造などが, 個人毎に異なるため, 被験者毎に義足の慣性特性を計測し, その値を基に力学分析を行う必要がある。義足の慣性特性の計測については竹内 (2012), 江原 (2004)

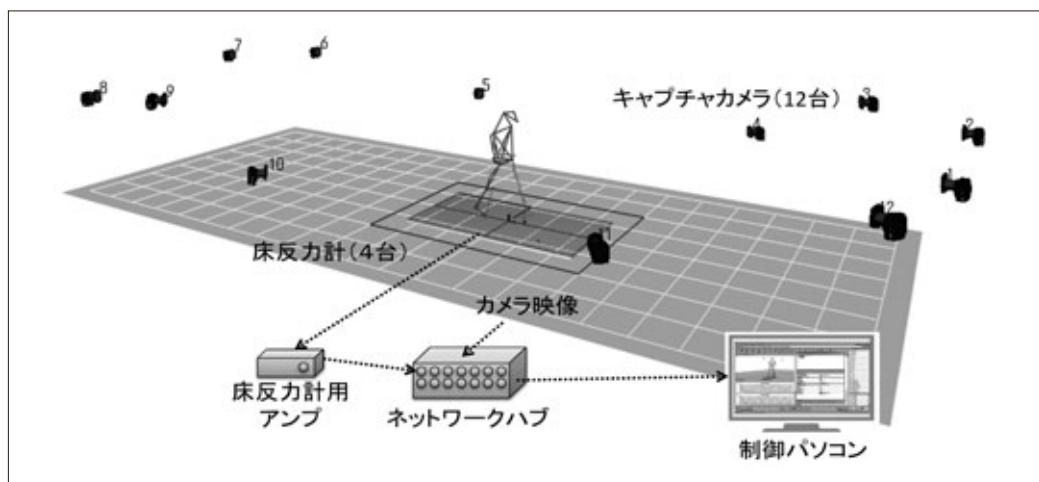


Fig. 1 実験系

光学式モーションキャプチャカメラ12台と床反力計4台の計測データを同期計測する動作分析システム

Table1 義足側の慣性特性

セグメント	質量 (kg)	重心位置*1 (m)	慣性モーメント*2 (kgm ²)
断端+ソケット	5.37	0.130	0.068
下腿部	1.32	0.121	0.015
足部	0.61	0.016	0.003

*1 近位端からの距離, *2 屈伸方向の関節運動

およびGoldberg et al. (2008) の手法に従って計測した。本研究では義足側の下肢を3つのパーツ（断端部+ソケット, 下腿部および足部）に分けてその慣性特性を計測した。本研究では, パーツ毎に質量, 重心位置および慣性モーメント（回転面は矢状面とした）を計測した。切断側の慣性特性をTable 1に示す。

モーションキャプチャシステムによって得られた関節座標データは, ローパスフィルタ（4次のButterworth型フィルタ, cut-off周波数6Hz, 時間位相補正あり）によって平滑化された。また, 床反力データについては, ローパスフィルタ（4次のButterworth型フィルタ, cut-off周波数18Hz, 時間位相補正あり）によって平滑化された。モーションデータと床反力データより, 3次元動作解析ソフトウェアVisual 3D (C-Motion Inc., USA) を用いて, 静止立位時および歩行時における重心, 床反力, COP (Center of Pressure: 床反力作用点) の他, 矢状面における下肢三関

節（股・膝・足関節）の関節角度, 関節モーメント（以下, 関節M）等の運動力学データを算出した。得られた時系列データは, 左足（義足側）の初期接地から次の左足接地までを一歩行周期とし, 時間正規化を行った。これらのデータからアライメント条件による衝撃吸収の運動メカニズムの違いを分析した。

静止立位姿勢のCOP位置座標については, 足関節中心を原点とした足部セグメントの局所座標系で足部の長軸方向の位置座標を求めた。

Ⅲ 結果

各アライメント条件における静止立位時の下肢三関節の関節角度の比較結果をTable 2に示す。表中の角度定義は, 次の通りである。股関節については鉛直軸に対する大腿セグメントのなす角度, 膝関節については大腿セグメントに対する下腿セグメントのなす角度, 足関節については下腿セグメントに対する足

Table 2 静止立位時の下肢三関節の矢状面における関節角度

関節	良いアライメント		悪いアライメント	
	義足側	健側	義足側	健側
股関節* (+屈曲)	-4.2	-5.3	-2.3	-5.3
膝関節 (+屈曲)	0.3	-1.1	11.3	-1.2
足関節 (+背屈)	-0.6	2.1	7.4	2.6

(deg)

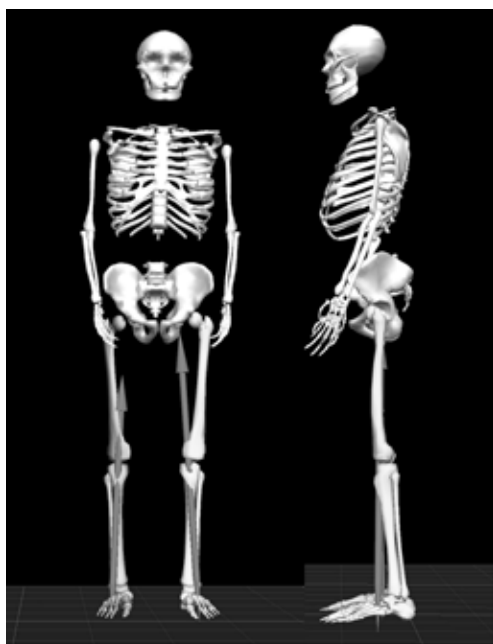
* 鉛直軸に対して大腿セグメントのなす角度

部セグメントのなす角度とした。また、足関節については課題動作を実施する直前に計測される静止立位時における足関節角度を0度と定義している。正の値は屈曲位（股・膝関節）または背屈位（足関節）を示し、負の値は伸展位（股・膝関節）または底屈位（足関節）を示す。

右脚（健側）では、アライメント条件間の角度差は僅かであり、足関節底背屈角度に0.5度の差が観察された。一方で、左脚（義足側）では、良いアライメントに比べて悪いアライメントでは股関節が1.9度の屈曲、膝関節が11.0度の屈曲、足関節が8.0度の背屈に変化があった。また、静止立位時のCOP位置（足関節中心を原点とした足部の長軸方向の座標）は、良いアライメント条件では義足

側7.47cm、健側6.44cmつま先側にあった。一方で悪いアライメント条件では義足側11.9cm、健側3.46cmつま先側にあった。モーションキャプチャによって得られた静止立位時における全額面および矢状面の骨格モデルをFig. 2に示す。Fig. 2 (a) が良いアライメント条件、Fig. 2 (b) が悪いアライメント条件時の姿勢である。床面から立ち上がる矢印は左右足に作用する床反力を表す。

各アライメント条件における一歩行周期中の床反力上下方向成分（vGRF）、重心高、下肢三関節角度および関節Mの変化をFig. 3, 4に示す。これらの図から悪いアライメントでは良いアライメントに比べて両側共にvGRFの最大値が増加することが示された。良いアライメントでは右脚（健側）で804N（Fig. 3



(a) 良いアライメント条件



(b) 悪いアライメント条件

Fig. 2 モーションキャプチャによって得られた静止立位時における全額面および矢状面の骨格モデル。右脚が健側、左脚が義足側。床面から立ち上がる矢印は左右足に作用する床反力を表す。(a) は良いアライメント条件、(b) は悪いアライメント条件時の姿勢

1_basic data (Black: Right, Gray: Left, Prosthesis)

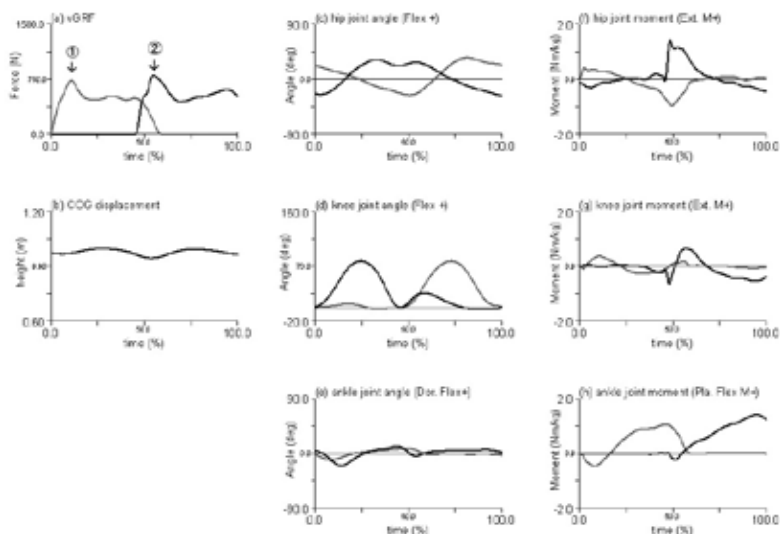


Fig. 3 良いアライメント条件での運動力学データ

グラフの横軸は一歩行周期を100%として時間正規化されている。

黒線は健側（右脚），グレー線は義足側（左脚）のデータを表す。

- (a) 床反力上下方向成分, (b) 重心上下方向の変位, (c) 股関節屈伸角度,
 (d) 膝関節屈伸角度, (e) 足関節底背屈角度 (f) 股関節屈伸モーメント,
 (g) 膝関節屈伸モーメント, (h) 足関節底背屈モーメント

19_basic data (Black: Right, Gray: Left, Prosthesis)

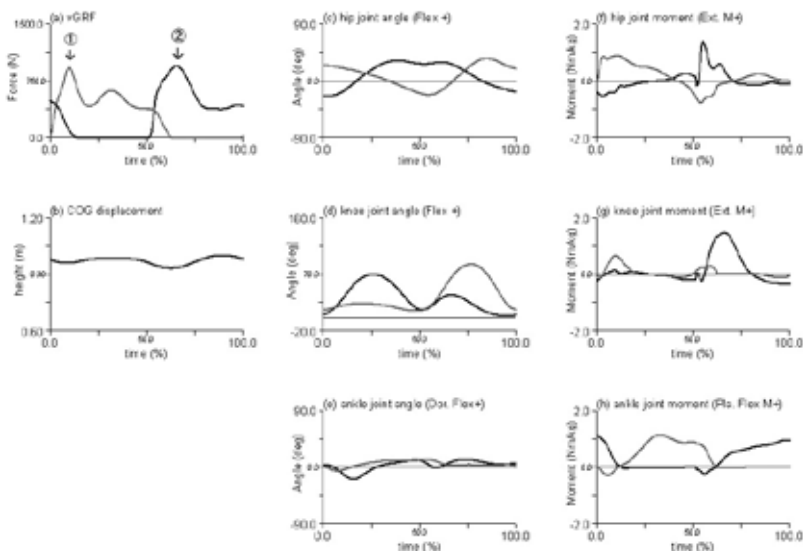


Fig. 4 悪いアライメント条件での運動力学データ

グラフの横軸は一歩行周期を100%として時間正規化されている。

黒は健側（右脚），グレーは義足側（左脚）のデータを表す。

- (a) 床反力上下方向成分, (b) 重心上下方向の変位, (c) 股関節屈伸角度,
 (d) 膝関節屈伸角度, (e) 足関節底背屈角度 (f) 股関節屈伸モーメント,
 (g) 膝関節屈伸モーメント, (h) 足関節底背屈モーメント

(a) -②), 左脚 (義足側) で725N (Fig. 3 (a) -①) であったのに対し, 悪いアライメントではそれぞれ946N (健側, Fig. 4 (a) -②), 917N (義足側, Fig. 4 (a) -①) であった。

下肢三関節角度を比較すると, 股関節ではアライメント良否による関節角度に大きな違いは観察されなかった (Fig. 3 (c), 4 (c))。一方で, 膝関節では, 初期接地時に屈曲角度の違いが観察された。義足側では良いアライメントでは2.9度屈曲位であったのに対し, 悪いアライメントでは13.7度に増加していた。同様の現象は健側にも現れ, 良いアライメントでは初期接地で2.0度屈曲位であったが, 悪いアライメントでは13.5度に増加した (Fig. 3 (d), 4 (d))。足関節については, 義足側では, 関節可動性を有さないため, アライメント条件間による大きな差は観察されなかった (Fig. 3 (e), 4 (e))。

下肢三関節Mの比較では, 立脚期における膝関節Mの最大値がアライメント条件間で異なることが観察された。初期接地後の立脚期における膝関節の最大屈曲角度と最大伸展MをTable 3に示す。この表から義足側, 健側の両脚において, 悪いアライメント条件では屈曲角度が増加し (義足側: 9.4→23.1度, 健側: 26.1→36.8度), 伸展Mが大きくなることが分かる (義足側: 0.37→0.63Nm/kg, 健側: 0.64→1.45Nm/kg)。

IV 考察

アライメントの良否と静止立位について考察する (Fig. 2, Table 2)。良いアライメントでは, 健側・義足側とも下肢三関節の屈伸角度にほとんど違いが見られなかったのに対し, 悪いアライメントでは, 特に膝関節角度で大きな差が観察され, 健側に比べて11度屈曲していた。本研究の悪いアライメント条件では, 下肢三関節が全て屈曲または背屈側に角度変化しており, 矢状面における姿勢の観察からその違いを認識できる (Fig. 2)。また, COPの位置では, 悪いアライメントでは健側と義足側で前後位置が大きく異っていた。これらの結果から, 立位姿勢時の両脚の関節角度やCOP位置の違いが, 被験者が「アライメントが悪い」と判断した理由である可能性が示唆された。静的アライメントの良否を判断する評価指標として有用な情報になり得ると考えられる。

次に, 歩行中のvGRFの最大値の違いについて考察する。良いアライメント条件に比べ, 悪いアライメント条件では, 接地後のvGRFが, 健側では17%, 義足側では26%も増加した (Fig. 3 (a), 4 (a))。接地後のvGRFの立ち上がりは, 歩行者への衝撃の大きさの指標値であり, 被験者がアライメントの良否を判断する指標となり得る。

最後に, アライメント条件間における膝関

Table 3 立脚期における膝関節の最大屈曲角度と最大伸展モーメント

関節	良いアライメント		悪いアライメント	
	義足側	健側	義足側	健側
最大屈曲角度 (度)	9.4	26.1	23.1	36.8
最大伸展M (Nm/kg)	0.37	0.64	0.63	1.45

節角度および関節Mの違いについて考察する。膝関節Mの最大値は、悪いアライメント条件は良いアライメントに比べて義足側で1.7倍、健側で2.2倍増加した。義足側だけでなく健側の膝関節動作にも大きな影響を及ぼすことが示唆された。悪いアライメントでは膝関節に大きな筋力負荷がかかることが分かった。Beyaert et al. (2008) は、下腿義足における歩行中における健足側の代償メカニズムを調査し、義足側に比べて、健足側の膝関節の最大屈曲角や仕事量が有意に大きいことを報告している。さらに、膝関節の屈曲角度は、初期接地時ですでに異なっていた。良いアライメントでは、各脚で2～3度屈曲位であったが、悪いアライメントでは約13度屈曲位にまで増加した (Fig. 3 (d), 4 (d))。悪いアライメント条件では、衝撃が増加するため、歩行者は初期接地前から予め衝撃に備える動作戦略を採ったと考えられた。アライメントが悪いことで被験者が受ける衝撃が増加したことは、初期接地後の衝撃吸収動作に影響を及ぼしたと考えられる。

V まとめ

本研究では、大腿義足の膝・足継手のアライメントの良否が立位姿勢および歩行時の衝撃吸収メカニズムに及ぼす影響をバイオメカニクス的に分析した。研究結果から次の知見を得た。悪いアライメント条件では、

- ①立位姿勢時のCOPの前後位置に左右差が生じ、義足側のCOPが健側のそれよりもつま先側へ移動していた。
- ②初期接地後のvGRFが増加し、歩行者が受ける衝撃が大きくなることが分かった。

- ③立脚期における膝関節の最大屈曲角度および最大伸展Mが増加し、衝撃吸収時の膝伸展筋群の負担度が増加することが示唆された。本研究では、義足側よりも健側の方がその増加量が大きかった。

本研究結果から、アライメントの良否を簡便に判断するバイオメカニクスの指標値として「静止立位姿勢時のCOP位置の左右差」、「初期接地後のvGRFの大きさ」および「歩行立脚期の膝関節の屈伸角度」が提案できる可能性がある。

引用文献

1. 竹内豊計：義肢リハビリテーションにおける適合手法に関する研究, 2012, 香川大学大学院工学研究科博士論文, p.64-79
2. 江原義弘：関節モーメントによる歩行分析, 1997, 臨床歩行分析研究科 編, p.105-107
3. 小嶋 功, 西岡正明, 三橋保雄, 中川昭夫, 松田宏務, 森本 栄：大腿義足の初期屈曲角の変化が歩行に及ぼす影響について (第1報), 臨床理学療法 6 (1), p. 9-11, 1979
4. 中野裕之, 細田多穂, 岡安正夫, 野本 彰, 石原正文：足継手の底背屈角度が大腿義足歩行に及ぼす影響, 1989, 長崎大学医療技術短期大学部紀要, 2, p.117-122
5. Beyaert, C., Grumillier, C., Martinet, N., Paysant, J., & André, J.-M. (2008). Compensatory mechanism involving the knee joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees. *Gait and Posture*, 28 (2) , 278-284. <http://doi>

- org/10.1016/j.gaitpost.2007.12.073
6. Chow, P. D. H. K., Holmes, A. D., Lee, C. K. L., & Sin, S. W. (2009) . The effect of prosthesis alignment on the symmetry of gait in subjects with unilateral transtibial amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 30 (2), 114–128.
 7. Fiedler, G., Slavens, B. A., O'Connor, K. M., Smith, R. O., & Hafner, B. J. (2016) . Effects of physical exertion on trans-tibial prosthesis users' ability to accommodate alignment perturbations. *Prosthetics and Orthotics International*, 40 (1) , 75 – 82. <http://doi.org/10.1177/0309364614545419>
 8. Fridman, A., Ona, I., & Isakov, E. (2003) . The influence of prosthetic foot alignment on trans-tibial amputee gait. *Prosthetics and Orthotics International*, 27 (1) , 17–22. <http://doi.org/10.3109/03093640309167973>
 9. Goldberg, E. J., Requejo, P. S., & Fowler, E. G. (2008) . The effect of direct measurement versus cadaver estimates of anthropometry in the calculation of joint moments during above-knee prosthetic gait in pediatrics. *J Biomech*, 41 (3) , 695–700. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.10.002>
 10. Isakov, E., Mizrahi, J., Susak, Z., Ona, I., & Hakim, N. (1994) . Influence of prosthesis alignment on the standing balance of below-knee amputees. *Clinical Biomechanics*, 9 (4) , 258–262. [http://doi.org/10.1016/0268-0033\(94\)90008-6](http://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90008-6)