義足の Inset・Outset アライメント評価における 義足足底荷重位置の主観的推定の有効性

須田 裕紀^{1, 3†}, 林 豊彦^{1, 2}, 前田 雄^{1, 3}, 高橋 素彦^{1, 3}, 東江 由起夫³

¹新潟大学大学院自然科学研究科 ²新潟大学工学部福祉人間工学科

³新潟医療福祉大学義肢装具自立支援学科

要旨：本研究では、義足のアライメント調整に関する新たな評価法を提案する。臨床における義足のアライメント調整では、義肢装具士の評価とともに、切断者の足底荷重位置の主観的評価が用いられている。後者の評価がしやすいように、著者らは切断者が立位時における足底荷重位置を記録する評価票を考案した。この評価票の有効性を検証するために、本研究では、まず義足の内外側方向のアライメントを変化したとき、評価票の記録および下肢の主要な力学的パラメータに与える影響について調べた。下腿切断者5名を用いた実験の結果、記録された主観的な足底荷重推定位置は、適切なアライメントでは、踵とつま先を結ぶ線分付近に存在したが、内外側方向に変化すると、それに対応して有意に偏位した ($p < 0.01$)。足底荷重推定位置の偏位は、立位時の足幅を足踏みで決めた「自由立位」よりも、被験者ごとに足幅を規定した「規定立位」の方が明瞭であった。その偏位と相関する生体力学パラメータは床反力の側方成分だけであった。これらの結果は、足底荷重位置の評価票が内外側方向のアライメント評価に有効である可能性を示唆していた。

キーワード：下腿義足、アライメント調整、足底荷重位置、3次元動作解析、床反力

1. はじめに

義肢とは、四肢の一部を欠損した場合に、もとの手足の機能と形態を復元するための人工の手足のことである¹⁾。その中の義足は、切断後も残存する下肢の断端を収納するソケット、および欠損した下肢機能を代償する部品から構成される。本論文では、義足の中でも、膝下で切断した場合に用いられる「下腿義足」について述べる。

ソケットとは、切断後も残存する断端を収納する生体と義足のインターフェイスである。ソケットとそれ以外の構成要素との相対的位置関係をアライメントという¹⁻⁴⁾。その設定は、歩行および立位の安定性に大きく影響するため^{4, 5)}、義足製作で重要なパラメータのひとつである。臨床におけるその設定は、一般に立位時における下腿部の姿勢、膝関節の安定性、足底の位置、接地状況、ソケットの圧迫具合などを考慮して、義肢装具士の目視評価および切断者の主観的評価に基づいて行われてきた¹⁾。しかし、いまだ定量的かつ明確な評価基準が確立されていない。そのため、調整の試行錯誤に時間がかかり、切断者の身体的、社会的、金銭的な負担が大きくなっている。

アライメント評価には、計測器で測定した客観的評価と義肢装具士および切断者による主観的評価の2つがある。前者では、角度計、動作解析装置、床反力計を用いて、下肢各部の位置・姿勢、関節モーメント、床反力などが評価されてきた⁶⁻¹⁰⁾。近年では、義足の構成要素に計測機器を組み込み、歩行中のソケット下部に生じるモーメントを簡易計測する方法も用いられている^{11, 12)}。しかし、これらの評価は、研究レベルで行われているため、必ずしも臨床応用には適していない。一方、後者の主観的評価では、ソケットの適合感覚、姿勢の安定性、足の接地位置、足底の接地状況・荷重位置、義足の傾きなどが評価されてきた¹⁻⁴⁾。これらの評価は、臨床でも広く用いられている。その中で足底の接地状況・荷重位置は、特にアライメントの影響を受けやすいパラメータである。

足底荷重位置とは、物理的には足底の圧力中心であり、床反力計を用いて測定できる。その荷重中心は、健常者の場合、感覚的な足底荷重位置と一致するが、義足装着者の場合、必ずしも一致しない。一致しない場合、切断者は違和感を訴えることがあるため、感覚的な足底荷重位置の正確な記録も臨床で求められている。

そこで本研究では、感覚的な足底荷重位置を臨床で記録する「足底荷重位置推定票」を考案した。そこに記録された主観的な足底荷重位置を以後、「足底荷重推定位置」と呼ぶ。その位置は、足底の長軸線上で、かつ足部中央(中足骨部と踵の間の1/2)に位置していることが臨床的には望ましいとされている⁴⁾。本研究の目的は、義足のアライメント設定における足底荷重推定位置と三次元動作計測による物理データとの関係を調査することにより、足底荷重位置推定票の臨床

2016年1月22日受付 2016年9月29日受理

†〒950-3198 新潟県新潟市北区鳥見町1398番地
新潟医療福祉大学医療技術学部義肢装具自立支援学科
須田 裕紀

Tel: 025-257-4602 Fax: 025-257-4602

E-mail: suda@nuhw.ac.jp

的有用性を実験的に検証することである。そのために、ソケットに対して足部を正常位置から内外側方向へ有意に変化させて、足底荷重推定位置、床反力作用点の位置、床反力の大きさ・方向について分析した。

2. 足底荷重位置推定票

前章で述べたように、義足のアライメントの適合性については、臨床では医療専門職と切断者がさまざまな観点から主観的に評価してきた。従って評価項目は多様であるが、「姿勢の安定性」「足底の荷重位置」の2つに関係する項目が多い。臨床的には、アライメントが良好なときは、「荷重が義足足底の中央ないし全体で支えられている」と訴え、不良なときは、「足底の内側・外側・つま先・踵などで部分的に支えられている」と訴えることが多い^{3,4)}。しかし、このような足底荷重位置は、聞き取りのみで評価されてきたため、位置の特定が不明確であった。

上記の足底荷重位置の不鮮明さを解消するために、本研究では、Visual Analog Scaleの方法に準じて、切断者に足底面の絵に荷重位置を記録させる「足底荷重位置推定票」を考案した(図1-(a))。この票には、健側と義足側の足底面輪郭線、および踵と第2指-3指の間を結ぶ線分(足部長軸線)が描かれている。その分析座標系 $\Sigma_s=O_s-X_sY_s$ (図1-(b))は、原点 O_s を踵の中心、足部長軸線を Y_s 軸(前方が+)とし、それに直交するように X_s 軸(外側方向が+)を設定した。図1-(b)中の三角、四角の印は、それぞれ足底荷重推定位置、床反力中心を表す。切断者は足部の輪郭線と長軸線を基準にして、足底荷重推定位置を記録する。もしその位置が、足底の長軸線上で、かつ足部中央から大きく離れているときは、アライメントを再調整する。

3. 実験方法

3.1 実験条件

本研究は、新潟医療福祉大学倫理審査委員会の承認(承

諾番号:17294)を得て実施した。対象は事前に実験について同意を得た片側下腿切断者5名とした。性別はすべて男性、年齢は 46.6 ± 14 歳、身長は 174.6 ± 7.4 cm、体重は 63.6 ± 7.0 kg、義足使用歴は 23 ± 9.7 年であった。動作計測には、赤外線カメラ9台を用いた三次元動作解析装置(VICON MX, Oxford Metrics Inc. サンプリングレート 100 Hz) および2台の床反力計(OR6-6-2000, Advanced Mechanical Technology Inc. サンプリングレート 1 kHz)を用いた。動作測定用の反射マーカは、直径9 mmのものをを用い、頭頂部、側頭部、左右肩峰、胸骨上切痕、上腕骨内外側上顆、橈骨茎状突起、尺骨茎状突起、上後腸骨棘中点、左右上前腸骨棘、大転子、大腿骨内外側顆、内外顆、踵、第三中足骨頭、つま先の計33箇所(図2)に貼付した(図2)。つま先のマーカは、足底荷重位置推定票と対応するように、第2指-3指の間のつま先部分に貼付した。足部長軸は、マーカを結ぶ線分をとした。予備的な分析では、全マーカを用いて各体節の位置・姿勢、重心位置、および全身の重心位置についても分析したが、本論文では踵とつま先の2つのマーカを用いて足部の位置・姿勢のみを計測した。床反力座標系は $\Sigma_f=O_f-X_fY_fZ_f$ で表し、原点 O_f は左右の床反力の中央後端に、 Z_f 軸は鉛直方向(上方が+)に、 X_f 軸は左右方向(進行方向に対して右側が+)に、 Y_f 軸は前方方向(前方が+)に設定した。動作計測のグローバル座標系は $\Sigma_g=O_g-X_gY_gZ_g$ で表し、床反力座標系 Σ_f と同一($\Sigma_g=\Sigma_f$)とした(図3)。

最後に Σ_f と Σ_s との関係について述べる。両者間の座標変換を求めるために、切断者の靴の踵とつま先にそれぞれ1個のマーカを貼付した。 Z_f 軸と Z_s 軸は同じ鉛直軸であるため、 $O_f-X_fY_f$ から $O_s-X_sY_s$ への座標変換を求めればよい。原点 O_f と O_s の位置関係(並進成分)は踵マーカの位置から算出した。回転成分は踵とつま先を結ぶ線分(方向)から算出した。

アライメントは、一般的な臨床術式に従って3名の義肢装具士(臨床歴10年以上)が協議して決定した。それを以後、Normalと呼ぶ。アライメント変化は内外側方向だけ行い、Normalの両足部の踵間距離をXとし、ソケットに対して足部を内側へ10 mm 偏位したものをInset、外側へ10 mm 移動させたものをOutsetと呼ぶ。偏位量は、被験者の安全性

図1 足底荷重位置評価票と足底座標系 $\Sigma_s=O_s-X_sY_s$

図2 動作解析における反射マーカ貼付位置

図3 床反力座標系 $\Sigma_f=O_f-X_fY_fZ_f$

と市販パーツの調整可能な範囲の2つを考慮して10 mmとした。(図4)。

立位時の足幅の規定条件は、臨床における義足のアライメント評価法に準じて、規定立位と自由立位の2つとした。立位時の足幅は次の手順で決定した。まずNormalにおいて「基準足幅」を決定する。被験者に10回程度足踏みをしてもらい、それを止めた後、最も自然に感じる足幅で被験者に立位姿勢をとってもらい、そのときの足幅(両足部の踵間距離)をメジャーで測る。同じ測定を10回行い、測定値の平均の値を「Normalの基準足幅」とした。InsetとOutsetにおける基準足幅は、「Normalの基準足幅」にそれぞれ-10 mm, 10 mm 加えたものとし、それぞれ「Insetの基準足幅」「Outsetの基準足幅」と呼ぶ。基準足幅をもつ立位を「規定立位(以後、fixと略す)」と呼ぶ。規定立位では、足の位置を定める調整可能な治具を用いて、被験者ごとに足幅と方向を規定した。次に各アライメントの規定立位で被験者

図4 義足のアライメント設定

に足踏みをしてもらい、最も立ちやすいよう足幅を補正してもらった。それを「自由立位(以後、freと略す)」と呼ぶ。自由立位では、足幅と方向を規定しなかった。

3.2 実験プロトコル

実験手順を以下に述べる。

Step 0. (測定準備):

研究の概要説明と計測について被験者から同意を得る。被験者ごとに実験用義足を製作する。その義足を被験者に仮装着し、通法に従ってソケットの適合調整およびアライメント調整を行う。最終的に得られたアライメントをNormalとする。Normalにおける基準足幅を決め、それに基づいてInsetとOutsetにおける基準足幅を決める。

Step 1. (運動測定の準備):

動作測定用マーカ33個を被験者の体表に貼付する。

Step 2. (規定立位での計測):

- 1) アライメントをNormal, 姿勢を規定立位とする。静止立位の姿勢・床反力を6秒間計測する。計測終了後、被験者が足底荷重位置推定票に荷重位置を記入する。これを1試行として10試行行う。
- 2) アライメントをOutset, 姿勢を規定立位とする。静止立位の姿勢・床反力の計測および足底荷重位置推定票の記入を10試行行う。
- 3) アライメントをInset, 姿勢を規定立位とする。静止立位の姿勢・床反力の計測および足底荷重位置推定票の記入を10試行行う。

Step 3. (自由立位での計測):

- 1) アライメントをNormal, 姿勢を自由立位とする。静止立位の姿勢・床反力の計測および足底荷重位置推定票の記入を10試行行う。
- 2) アライメントをOutset, 姿勢を自由立位とする。静止立位の姿勢・床反力の計測および足底荷重位置推定票の記入を10試行行う。
- 3) アライメントをInset, 姿勢を自由立位とする。静止立位の姿勢・床反力の計測および足底荷重位置推定票の記入を10試行行う。

ここで、アライメントを変化するときには、その調整時間がかねて15分程度の休憩を設けた。さらに、直前の実験の影響を防ぎ、そのアライメントにできるだけ慣れた状態で感覚を記録するために、被験者が違和感を感じなくなるまで試歩行を繰り返した(10分程度)。Normalを最初にした理由は、最も立位バランスが安定したNormalで、被験者にソケットの適合や義足等に慣れてもらうためである。

3.3 分析パラメータ

分析に用いたパラメータは以下の5つとした。

- 1) 足底荷重位置推定票の Σ_s に関する X 座標 [mm] (以後、 X_{vas})。
- 2) 両足部の踵間距離 [mm]

- 3) 床反力圧力中心の Σ_s に関する X 座標 [mm] (以後, X_{cop}).
- 4) 床反力の左右方向成分 [N] (以後, F_x).
- 5) 床反力の鉛直方向成分 [N] (以後, F_z).

上記のパラメータ値の算出には, 全計測時間 6 秒間のうち開始直後の 2 秒と終了直前の 1 秒を除く, 中間の 3 秒間のデータを用いた. その区間のデータに対して各パラメータの平均値を求め, それを 1 試行の代表値とした. 10 試行の代表値の平均値を, その被験者の代表値とした. 床反力データは被験者ごとに体重で規格化した. 動作パラメータの算出には VICON 専用の動作解析用ソフト BodyBuilder を用いた. 5 人の被験者の代表値を用いて, 一元配置分散分析および TukeyHSD 法による多重比較検定を行い, 各立位姿勢における「各パラメータ値のアライメント間での差」を検定した.

4. 結果

本稿では義足側の結果について述べる. 足底荷重推定位置の X_{vas} の結果を図 5 に示す. 全体の傾向として, Normal では足底の中央に, Inset では足底外側に, Outset では足底内側に位置する傾向がみられた. fix と fre とを比べれば, 後者のばらつきが前者よりも大きい傾向がみられた. 自由立位では, 3 水準のすべての 3 つの組み合わせ間で有意差がみられた ($p < 0.01$). 規定立位内でも, 同じ結果が得られた ($p < 0.01$). Normal 内で fix と fre を比較したところ, 有意差はみられなかった. 一方, Inset 内と Outset 内でも同じ比較を行った結果, fix と fre の間で有意差がみられた ($p < 0.01$).

両足部の踵間距離の結果を図 6 に示す. 自由立位, 規定立位ともに Normal に比べて Outset では踵間距離が長く, Inset では踵間距離が短かった. その増減はアライメント設定の変化に対応していた. 自由立位では, Normal / Outset 間 ($p < 0.05$) と, Outset / Inset 間 ($p < 0.01$) で有意差がみられた. 規定立位では, Normal / Outset 間, Normal / Inset 間 ($p < 0.05$) および Outset / Inset 間 ($p < 0.01$) で有意差がみられた. 規定立位と自由立位の対応する踵間距離を比較すると, 後者の距離の方が長く, かつ分散が大きい傾向がみられたが, 有意差はみられなかった.

床反力圧力中心の X_{cop} の結果を図 7 に示す. 自由立位における 3 水準間には有意差がみられなかった. 規定立位内でも同じであった. 一方, 同じ水準間で fix と fre を比較したところ, すべての水準で有意差がみられた ($p < 0.01$).

床反力の左右方向成分 F_x と鉛直方向成分 F_z の結果をそれぞれ図 8, 図 9 に示す. まず F_x の結果について述べる. 自由立位内では, 3 水準のすべての 3 つの組み合わせの間に有意差がみられた ($p < 0.01$). 規定立位内では, Normal / Outset 間および Outset / Inset 間に有意差がみられたが ($p < 0.01$), Normal / Inset 間には有意差がみられなかった. 一方, 同じ水準間で fix と fre を比較したところ, すべての水準にお

図 5 足底荷重推定位置の X_{vas} 座標 [mm]
3 つのアライメント (Normal: nor, Inset: in, Outset: out)
立位規定 (自由立位: fre, 規定立位: fix)

図 6 両足部の踵間距離 [mm]

図 7 床反力圧力中心 (COP) の X_{cop} 座標 [mm]

いて fre の方が fix よりも有意に大きかった ($p < 0.01$). 次に F_z の結果について述べる. 自由立位と規定立位の両方において, 3 水準間で有意差はみられなかった. 同じように, 同じ水準間における fix と fre の間にも有意差はみられなかった.

上記の結果を踏まえて, 有意差がみられた 2 つの分析パラメータ「足底荷重推定位置 X_{vas} 」「床反力左右方向成分 F_x 」について相関分析を行った. 縦軸を X_{vas} とし, 横軸を F_x とした結果を図 10, 図 11 に示す. 縦軸の X_{vas} は, 中央

の 0 mm が足部中心, + 方向が足部外側, - 方向が足部内側を表す. この値は, 前にも述べたように足部位置を内外側方向に変化すると, それに応じて反対方向に変位する (図 5). 横軸の F_x は, プラスが外側方向, マイナスが内側方向を表す. 規定立位では, X_{vas} の変位と F_x の間に $R^2=0.73$ という強い正の相関がみられた. 自由立位でも, やはり正の相関 ($R^2=0.37$) がみられた.

5. 考察

はじめに, 足底荷重推定位置 X_{vas} の決定要因について論じる. 図 5 の結果から, Normal, Inset, Outset ではそれぞれ足底の中央, 外側, 内側に位置し, アライメント設定間に有意差もみられた. このように X_{vas} は, 切断者が主観的に決定する値であるが, アライメント変化に対応して規則的に変化した. さらに, 同じアライメントにおける自由立位と規定立位との間にも有意差がみられ, 自由立位の方が足底荷重推定位置が足部中央に近付いていた. 自由立位では, 足踏み動作中に, 姿勢の不安定さを改善するために, 姿勢の自立調整機能や代償動作などを用いて足底荷重推定位置を補正していたと考えられる. それに対して規定立位では, 姿勢の不安定さを改善しにくいいため, アライメントの設定不良がそのまま足底荷重推定位置の偏位として現れたものと考えられる. 足底荷重推定位置の認知は, 足部には感覚受容器が存在しないため, ソケット内部に接触する皮膚面, 膝関節, 股関節, 下肢の筋・腱の感覚受容器からの情報を総合して行っているものと考えられる. 以上まとめれば, 足底荷重推定位置 X_{vas} は, 義足のアライメントと規則的な関係にあることから, その臨床評価に有効なパラメータと考えられる.

両足部の踵間距離について論じる. 規定立位の踵間距離はアライメント設定に対応して変化し, 各設定間で有意差もみられた. 自由立位の踵間距離もばらつきが増加するものの, 規定立位と同じように変化した. 自由立位では足底荷重推定位置を変化しないように踵間距離で補正する可能性も考えられる. しかし, 実際にはばらつきが増加するのみで, 規定立位と同じ変化傾向を示した. この事実が, 図 5 において X_{vas} 値の変化傾向が両立位で同じであったことの背景としてあるものと考えられる.

次に, アライメント変化が直接影響すると考えられる床反力圧力中心 X_{cop} , 床反力の左右方向成分 F_x について論じる. X_{cop} はアライメント変化に対して, 自由立位でも規定立位でも一定の変化傾向を示さなかった. つまり, 足底荷重推定位置 X_{vas} は X_{cop} には依存しないと考えられる. ただし, X_{cop} は同じアライメントの自由立位/規定立位間では有意差がみられた. その理由は, 自由立位時の測定直前に行った足踏み運動が身体各部の姿勢や荷重条件に変化させて, X_{cop} に影響したものと考えられる. 一方, 床反力の F_x 成分は, Inset, Normal, Outset の順に内側方向に変位し, X_{vas} と同様に規則的な変化を示した. さらに両パラメータ間には正の相関も認

図 8 床反力の X 方向成分

図 9 床反力の Z 方向成分

図 10 X_{vas} 座標と床反力 X 成分の相関: 足幅は規定立位 (fix)

図 11 X_{vas} 座標と床反力 X 成分の相関: 足幅は自由立位 (fre)

められた。しかし、この関係は両者の従属関係を示すものではなく、並行した現象と考えられる。立位姿勢での床反力ベクトルの前額面投影 (F_x, F_z) は、全身の重心方向を向くとされている¹⁶⁾。このため、Insetになるほど、 X_{cop} が重心に近づくため、床反力の F_x 成分は減少し、逆にOutsetになるほど、 X_{cop} が重心から遠くなるため、 F_x 成分は増加する。以上のように、アライメントによる F_x 成分の変化は、床反力圧力中心 X_{cop} と身体の重心の位置関係で決まる力学的な変化と考えられる。

最後に、足底荷重位置推定票の有用性について論じる。足底荷重推定位置は、Normalでは足底の中央に、Insetでは外側に、Outsetでは内側に位置し、アライメント設定との対応関係が認められた。この対応関係は、規定立位と自由立位ともに認められ、切断者は荷重位置を明瞭に認知していると考えられる。さらに、床反力の左右方向成分 F_x と相関性があることから、主観的評価ではあるが、物理的なデータとの対応関係も認められた。これらの事実から、足底荷重位置推定票から得られる情報は、下肢の荷重状態を表すデータのひとつであり、アライメント調整に利用できるパラメータといえる。臨床応用には次のような方法が考えられる。初期には適切なアライメントの位置が不明であり、一般に評価と調整を繰り返しながらその最適化を行う。通法より決定した規定立位および足踏み・歩行などの動的動作により得られた自由立位の両方において、切断者に足底荷重位置推定票に荷重位置を記入してもらう。もしその位置が足底中央から左右方向に顕著に外れていて、かつ再現性もあるとすれば、荷重位置を足底中央に移動する方向にアライメント調整を行う。この調整を両立位において荷重位置が足底中央になるまで繰り返す。床反力計のない臨床の場合では、有効な調整手順と考えられる。

参考文献

- 1) 澤村誠志(編):日本義肢装具学会(監修)義肢学 第2版, 1-21, 125-135, 医歯薬出版, (2011).
- 2) 澤村誠志:切断と義肢, 330-344, 医歯薬出版, (2014).
- 3) 日本リハビリテーション医学会, 日本整形外科学会(監修):義肢装具のチェックポイント第7版, 162-175, 医学書院, (2004).
- 4) 日本義肢装具士協会(監修), 田沢英二(著):義肢製作マニュアル, 37-49, 医歯薬出版, (2010).
- 5) 森本正治:下腿義足歩行のバイオメカニクス 義足歩行機能計測システムの開発と応用, 義装会誌, 7(2), 201-215, (1991).
- 6) 森本正治, 山下保:荷重線リアルタイム表示システムの開発と下腿義足アライメント調整の応用, バイオメカニズム学会編 バイオメカニズム 13, 267-277, (1996).
- 7) 根本明宜:下腿義足のアライメント調整技術, 日本義肢装具学会誌, 16(4), 261-263, (2000).
- 8) Blumentritt, S., Schmalz, T., Jarasch, R. and Schneider, M.: Effects of sagittal plane prosthetic alignment on standing trans-tibial amputee knee loads, *Prosthetics and Orthotics International*, 23(3), 231-238, (1999).
- 9) Daniel, H. K. C., Andrew, D. H., Christina, K. L. L. and Sin, S. W.: The effect of prosthesis alignment on the symmetry of gait in subjects with unilateral transtibial amputation, *Prosthet Orthot Int*, 30(2), 114-128, (2006).
- 10) Blumentritt, S.: A new biomechanical method for determination of static prosthetic alignment, *Prosthet Orthot Int*, 21(2), 107-113, (1997).
- 11) Kobasyshi, T., Adam, K. A., Michael, S. O., Teri, G. R. and David, A. B.: Effect of alignment changes on socket reaction moments while walking in transtibial prostheses with energy storage and return feet, *Clinical Biomechanics*, 29(1), 47-56, (2014).
- 12) Kobasyshi, T., Michael, S. O., Ming, Z. and David, A. B.: Effect of transtibial prosthesis alignment changes on out-of-plane socket reaction moments during walking in amputees, *Journal of Biomechanics*, 45(15), 2603-2609, (2012).
- 13) Thomas, S., Siegmars, B. and Rolf, J.: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components, *Gait and Posture*, 16(3), 225-263, (2002).
- 14) 石川朗:下肢切断者における Cross Test の試み, 日本義肢装具学会, 22-23, (1990).
- 15) 堀本ゆかり, 丸山仁司:健常成人における足底圧力中心軌跡の特徴, 理学療法学, 25(5), 687-691, (2010).
- 16) Donald, A. N., 嶋田智明(訳):Kinesiology of the musculoskeletal system, 577-585, 医歯薬出版, (2010).

須田裕紀 (すだ ひろのり)

2007年義肢装具士国家資格取得。同年有限会社タカハシ補装具サービスに入社。2009年新潟医療福祉大学助手。2012年新潟大学大学院自然科学研究科博士前期課程修了。義肢装具士。工学修士。現在、新潟医療福祉大学助教。義肢装具の教育ならびに義肢装具分野の適合と評価に関する研究に従事。日本義肢装具士協会、日本義肢装具学会、臨床歩行分析研究会、バイオメカニズム学会、リハビリテーション工学協会会員。

林 豊彦 (はやし とよひこ)

新潟大学工学部福祉人間工学科教授。工学博士、歯学博士。主に生体医工学、支援技術、生体力学の研究に従事。IEEE、ISBM、電子情報通信学会、日本ME学会、生活支援工学会の会員。(バイオメカニズム学会正会員)

前田 雄 (まえだ ゆう)

新潟医療福祉大学助教. 義肢装具士, 工学修士. 主に義足ソケット内圧力と筋活動, 車椅子の適合と評価に関する研究に従事. 日本義肢装具士協会, 日本義肢装具学会, 日本臨床バイオメカニクス学会会員.

高橋素彦 (たかはし もとひこ)

新潟医療福祉大学助教. 義肢装具士, 工学修士. 主にスポーツ義足の板ばね特性と疾走の動作解析に関する研究に従事. 日本義肢装具士協会, 日本義肢装具学会, 日本機械学会会員.

東江由起夫 (あがりえ ゆきお)

新潟医療福祉大学教授. 義肢装具士, 保健医療学修士. 主に義足ソケット内圧力と適合評価, 義肢装具・福祉用具分野の適合と評価に関する研究に従事. 日本義肢装具士協会, 日本義肢装具学会, ISPO (国際義肢装具協会) 会員.

The effectiveness of the subjective inference of the prosthetic foot loading position in sole for inset-outset alignment evaluation

Hironori SUDA^{1,3†}, Toyohiko HAYASHI^{1,2}, Yu MAEDA^{1,3},
Motohiko TAKAHASHI^{1,3}, Yukio AGARIE³,

¹ Graduate School of Science and Technology, Niigata University

² Department of Biocybernetics, Faculty of Engineering, Niigata University

³ Department of Prosthetics & Orthotics and Assistive Technology, Niigata University of Health and Welfare

Abstract : This paper proposes a novel sensory assessment for the alignment of tibial prosthesis. In clinical adjustment of the alignment, patient's sensory assessment of the loading position in sole is usually used as well as the evaluation of orthotist and prosthetist. In order to facilitate the afore-mentioned sensory assessment, we developed an assessment sheet in which patients can easily make a record of the loading position in sole in the standing position. In order to validate its clinical efficacy, we studied how the change of inset and outset alignment of the prosthesis affects the record in the assessment sheet and dominant biomechanical parameters of the lower limb. Experiments using 5 patients revealed that an appropriate alignment of the prosthesis tended to make recorded subjective loading position in sole closed to the line segment connecting the heel and toe, while an inset or outset malalignment tended to make it deviate significantly from the line segment in the lateral or medial direction, respectively ($p < 0.01$). The deviation was more conspicuous when standing foot position was determined by each patient's inherent breadth of the heels, than as the breadth determined by stamping. Biomechanical parameters statistically correlated to the deviation were merely the lateral component of the floor reaction force. All these results suggested that the assessment sheet of the loading position in sole could be effective for evaluating inset and outset alignment of the prosthesis.

Key Words : Tibial prosthesis, Alignment adjustment, The loading position in sole, 3D motion analysis, Floor reaction force

Received Jan. 22, 2016 Accepted Sep. 29, 2016

[†] Hironori SUDA

Department of Prosthetics & Orthotics and Assistive Technology,
Niigata University of Health and Welfare
1398, Shimami-cho, Kita-ku, Niigata-City, Niigata, 950-3198, JAPAN,
Tel: 025-257-4602 Fax: 025-257-4602
E-mail: suda@nuhw.ac.jp