

## 特 集

## 義 足 足 部

義足足部の機能評価  
—模擬下腿義足を用いて—山 崎 伸 也<sup>1)</sup>

キーワード 義足足部, 足底圧中心, 模擬義足

## 1. はじめに

義肢装具の技術の発達に伴い、切断者によりよい義肢を提供するため世界中のメーカーが新しい部品を開発、流通させるようになってきた。なかでも義足足部は、切断者の歩行能力や使用目的によって、多種多様、各社各様のものが販売されている。ところが、選択肢が広がった分、義足の使用者と足部を的確に結びつける判断基準がかって曖昧になってきたともいえる。

そのような状況を踏まえ野坂<sup>1)</sup>は、1999年、義肢装具学会で義足足部について報告を行った。足部の構造の紹介と、模擬義足を用いた歩行で義足足部の足底面がどのように変形しているか、またどこで踏み返しを行っているのかを調べ、足部の特徴を抽出するものであった。

同様の報告がHansenら<sup>2)</sup>によってもなされている。その内容は、足底圧中心の軌跡と、実際に機能している足部長（装飾性を主眼にしたウレタンも踏み返しに影響を及ぼす）による足部の比較である。さらに、矢状面から見た足底面の踏み返し形状は、アライメントと密接な関係を持つことが報告されている。

今回は、さらに、代表的な足部に近年販売されはじめたものを加え、足部選択やアライメント設定の一助とすべく同条件における足部の足底圧中心の計測を基に、足部の変形の特徴を抽出し、比較検証を加えた。

## 2. 計測に使用した義足足部

計測は同一被験者での模擬義足歩行で行い、左25 cm、体重65 kgで使用できる足部を用いた。ラボックのJ-foot 緑 (Jfoot)、オハイオウィローウッド社のパスファインダー (Path)、インパルス (Impulse)、HF 義足研究所のHF 足部 (HF)、シアトル社のシアトルカーボンライト (SCL)、フレックスフット社のLP VARI-FLEX (LPvari)、ブラッチフォード社のマルチフレックスフット (Multi)、カレッジパーク社のカレッジパーク (College)、トリビューフット (Tribute)、啓愛義肢材料販売所のSACH (SACH)、オットーボック社の単軸足 (Single)、ダイナミックプラス (1D25)、ダイナミックモーションフット (1D35)、C-walk (1C40) の14種類である。

## 3. 計測の方法

模擬義足の設定では、足部の踏み返しにおいてアライメントの影響は大きいと考えられ、足継手の底・背屈角度を一定にする必要があった。そこで今回の計測では、足部のみの特徴を抽出するため、ベンチアライメントを裸足・差高0、体重荷重線が矢状面から見て膝の前後中心を通り、足部の後方1/3を通るように設定した。すべての足部において同様のアライメントにし、スタティック・ダイナミックアライメントの調整は行わずに歩行している。

Functional evaluation of the prosthetic foot : Using the simulated trans-tibial prosthesis

- 1) 国立身体障害者リハビリテーションセンター 〒359-8555 所沢市並木4-1  
National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities  
4-1 Namiki, Tokorozawa-shi, Saitama, 359-8555 Japan  
Nobuya YAMASAKI (義肢装具士)

着目したのは歩行時の床反力作用点であり、この報告の特徴は一般的な床反力計上のグローバル座標系ではなく、刻一刻と姿勢を変える足部ローカル座標系での作用点軌跡を導出して比較したことである。このために、床反力計（KISTLER 400×600）によって義足側荷重時の床反力作用点を計測し、足部座標系の設定のため3次元動作計測装置（VICON512）によって模擬義足の足部の姿勢を計測した。赤外線反射マーカを図1に示す3点に貼付し、床面との距離補正によって足部ローカル座標系を定義した。

これによって床反力作用点に上下方向の動きを導出することができ、踵部の沈み込みやつま先の踏み返し変形を比較することができる（図2）。

#### 4. 静止立位時の足部の沈み込み

義足足部は、キールに使われている材料やその形状、足部の外観を整えるために使われるウレタンの硬さによって、体重負荷時の変形量が変わり、変形位置も変わってくる。静止立位時に足部が潰れる大きさと、そのとき実際に荷重のかかる位置を図3に示す。

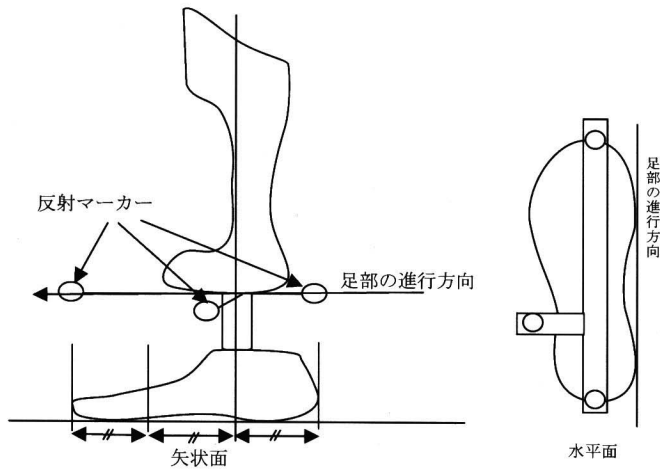


図1 模擬義足の設定

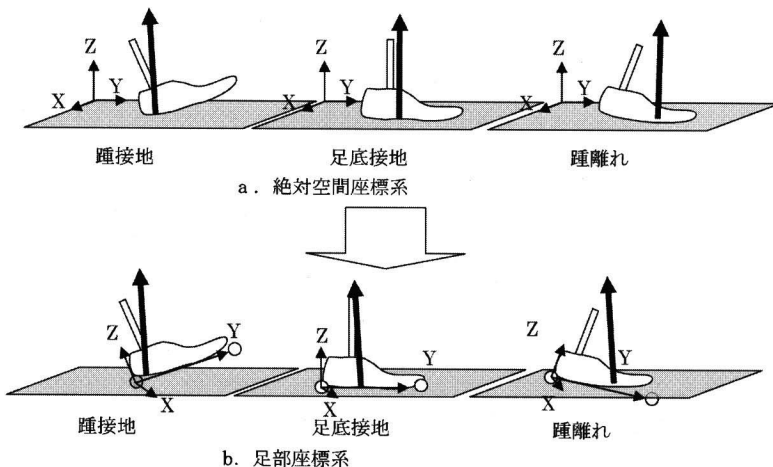


図2 座標系の変換

荷重による足部の変形量は、少ないもので1C40, SACH, 1D25の約1mm強、いちばん潰れた足部でもMultiの6mm弱であった。また、このときの体重荷重している位置は、踵より84~105mmの間であった。これらの沈み込み量とその位置について相関関係はなかった。ベンチアライメントでは体重荷重線がそれぞれの足部の同じ位置(足部の後方1/3)に落ちるよう設定しているが、スタティックアライメントでは荷重線の位置が足部の踵側やつま先側にずれている。これは、足部によって前足部と後足部の硬さのバランスが異なるためと思われる。そのため、各足部に応じたスタティックアライメントで変形分を調整する必要があるといえる。

5. 歩行時の足底面の形状

歩行時には、立脚相でまず踵から床面に接地し、足底面全体が接地した後、踵が離れ、つま先が離れて遊脚相に至るという流れで踏み返しが行われている。健常者であれば、歩行速度の調整やバランスを取るための調整を足関節や足部内の関節で行っている。しかし義足足部では、関節に代わって足継手や足部全体の变形により荷重点の調整を行うことになる。図4, 5に矢状面から見た足底面の变形を示す。これらのグラフで足底形状の变形を見ると、足部で踏み返しを行うときに2つの回転中心が存在することがわかる。

図4でグラフの特徴点を示す。P2とP3がその回転中心に当たり、P2で踵接地から足底接地ま

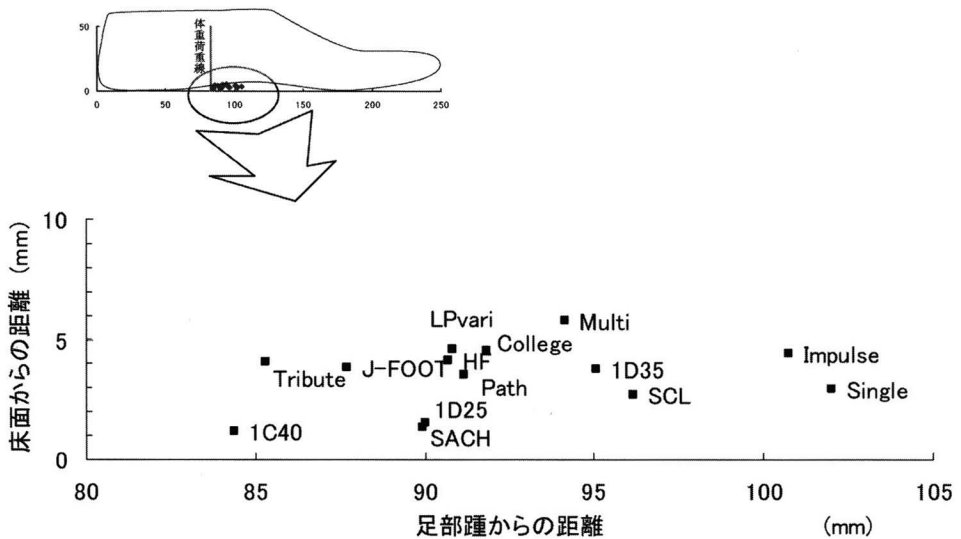


図3 静止立位の荷重点の位置と足底の潰れ

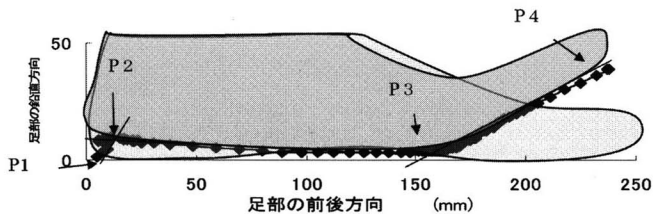
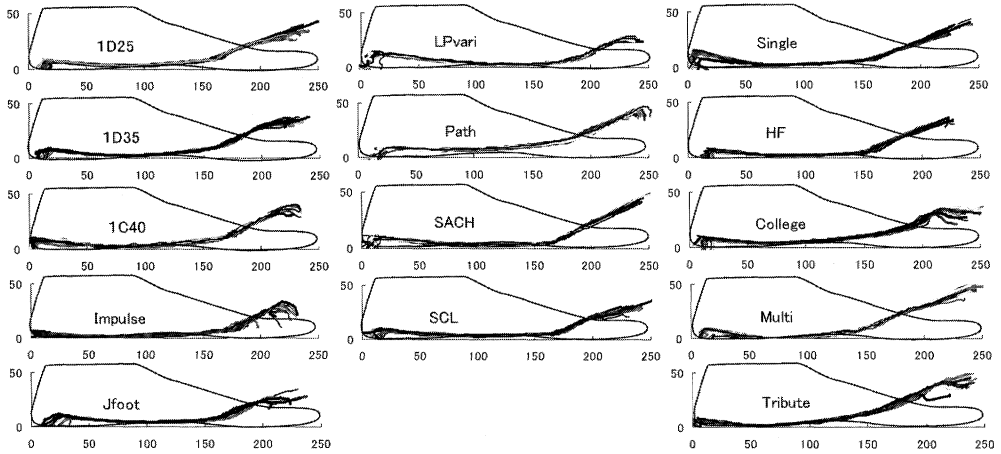


図4 足底の踏み返し形状



a. 足継手軸を持たないもの

b. 足継手を有するもの

図 5 それぞれの足部の踏み返し形状

で、P3では足底接地から踵が離れていく間の踏み返しの回転が起こっている。

図5に今回計測した各足部の足底形状の変形を示す。今回使用した足部について回転の位置を比較、分類すると大まかに2つのパターンに分けられる。まず、踵接地時に踵が潰れ第1の回転中心P2ができ、MPで第2の回転中心P3ができているもの。SACH足部やImpulseなど、キール構造によって踏み返しがなされる足部に見られる特徴である。もう1つは、マルチフレックスに代表されるように足継手の機械軸を持ち、その底・背屈運動をバンパーで制御しているものに見られる特徴である。踵接地時に踵が潰れてできる回転中心P2とMPの回転中心P3の間に、足継手による新たな踏み返しの回転中心ができています。

### 6. 踏み返し

義足歩行では、全身のバランスやそれぞれの関節の動きなどを見ながらアライメントと足部の調整を行いスムーズな歩行を獲得している。足部の床反力作用点の前方方向成分と、体重心の前後方向への移動は密接な関わりを持っている。図6に、横軸に時間、縦軸に足部の踵からつま先までの床反力作用点の前後方向の動きを表した。床反力作用点の時系列変化を示す。

グラフはL0～L4までの点を結ぶいくつかの直

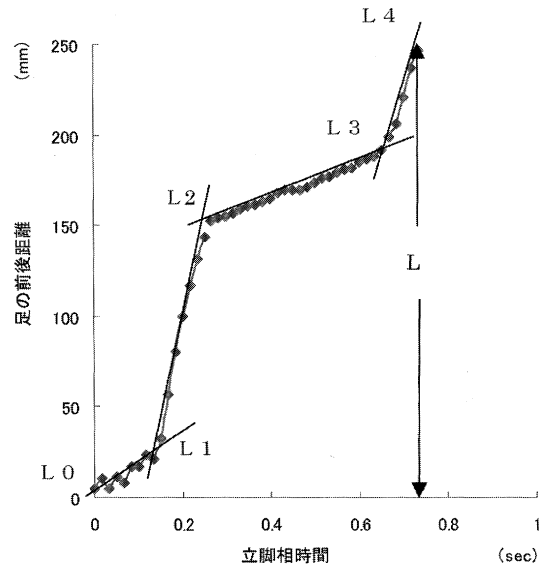


図 6 足部の踏み返しの場所と時間

線で表されたものになった。床反力作用点が現れはじめた点、すなわち踵接地をL0とし、L0-L1で踵を中心に転がり、L1で足底接地になる。L1-L2で踵からMPまで重心が移動し、L2から踵が離れ、L2-L3でMPを中心に踏み返しが行われている。L3はキールの先端に当たると思われ、L4がつま先離れ、すなわち床反力作用点が出なくな

る点となる。これにより、数藤ら<sup>3)</sup>、Schmidら<sup>4)</sup>の報告と同様のパターンが再現されている。

これらのパラメータは足部の特徴として見ることが出来る。足底面の硬さや形状により L0 の開始位置が異なり、踵が硬いものは L0 が後方にあり、踵が軟らかいものはつま先に近づいた。足継手軸を持つ足部は、L1-L2 の間にさらにもう 1 つ回転中心ができていた。L2 は足部によって踵からの距離は異なっていた。エネルギー蓄積型足部は、L3 がつま先側へ偏る傾向にあった (表 1)。

Impulse は踵の硬さを調整する Heel Insert を付属しているため、firm, med, soft の 3 種類の比較を行った。踵の硬さを変えることで、前足部と後足部の硬さのバランスが変わり、L2-L3 の踏み返しでは、Heel Insert が軟らかいときには傾きが小さく、Heel Insert が硬いときには傾きは大きくなるのが特徴的に現れた (図 7)。

### 7. まとめ

模擬義足を使用して、義足足部 14 種類の比較を行った。足部はそれぞれの構造により、特徴的な足底面の踏み返し形状をもっていた。ほとんどの足部は踵と MP の部分に踏み返しの回転が起こるが、機械軸を有するものは、踵と MP の間に新たな回転中心ができていた。

義足足部はたとえ同じベンチアライメントに設

定したとしても、スタティックアライメント時に体重荷重線の落ちる位置が変わってくる。これは、前足部と後足部の硬さのバランスの違いによると思われる。さらに今回の計測では、歩行時においても踵の硬さだけではなく、前足部との硬さのバランスの違いが踏み返しに影響を与えることが読み取れた。踵の硬さが、踏み返しと密接な関

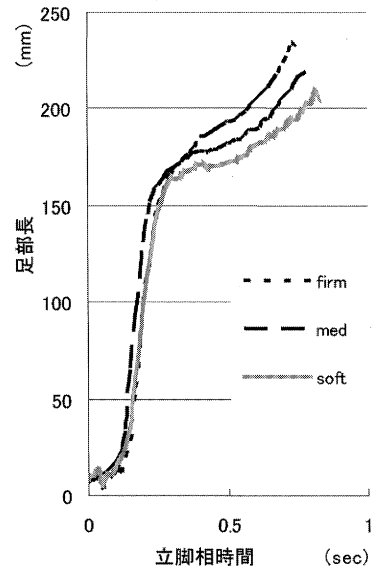


図 7 Impulse の床反力作用点の前後移動と時間

表 1 床反力作用点の前後移動の速度変化

	L0 (mm)	L0-L1 移動速度 (mm/s)	L1 (mm)	L1-L2 移動速度 (mm/s)	L2 (mm)	L2-L3 移動速度 (mm/s)	L3 (mm)	L3-L4 移動速度 (mm/s)	L4 (mm)
1C40	6.1	-16.8	9.2	729.9	169.5	81.7	185.3	322.0	247.3
1D25	11.7	99.3	21.6	491.0	156.1	108.2	196.1	520.2	249.4
1D35	8.2	148.0	40.1	589.0	158.4	91.4	182.6	334.9	234.9
Impulse firm	6.9	91.7	28.5	1,033.4	171.9	117.9	201.6	205.7	230.4
Impulse med	6.5	87.3	18.0	1,087.7	163.8	66.2	190.4	176.5	219.3
Impulse soft	8.9	45.6	19.2	947.1	163.8	37.3	174.8	114.2	204.6
College	4.8	107.7	28.2	459.7	204.1	71.6	217.9	300.9	247.9
HF	10.9	116.9	35.8	590.5	146.1	73.6	182.9	511.8	236.7
Jfoot	11.4	216.6	37.5	392.9	158.5	121.8	200.6	483.5	231.6
SACH	4.9	139.3	21.1	1,107.5	152.8	96.9	198.5	765.7	246.7
LPvari	7.8	92.8	12.7	630.5	172.5	132.6	222.9	281.3	242.3
Multi	10.6	-14.1	10.6	405.1	144.4	125.9	190.3	645.1	232.3
SCL	6.3	189.1	30.7	911.6	156.8	123.8	215.6	622.2	247.2
Single	38.4	130.4	56.3	698.9	149.2	74.3	179.5	850.1	244.3
Tribute	7.6	-50.3	4.6	587.8	168.4	130.1	203.2	299.3	237.0
Path	12.2	171.2	51.1	610.9	184.9	94.8	193.3	175.1	240.9

係をもつことはよく知られているが、単に踵のみではなく、前足部とのバランスという視点で足部を捉えることで、よりその特徴を明確にすることができると思う。ひいては、ユーザーの希望や使用条件の変化等に、よりきめ細やかに応じることができると思われた。

今回の計測に当たって、足部を提供していただいた啓愛義肢材料販売、オットーボックジャパン、田沢製作所、その他メーカー各社にお礼申し上げます。

## 文 献

- 1) 野坂利也ほか：義足足部の評価，第15回日本義肢装具学会学術大会講演集，68-69，1999
- 2) Hansen, A.H., et al. : The effective foot length ratio : A potential tool for characterization and evaluation of prosthetic feet, J. Prosthet. Orthot., 16 : 41-45, 2004
- 3) 数藤康雄ほか：ミニ・コンピュータを用いたオンライン計算による歩行の研究，バイオメカニズム，3 : 227-235，1975
- 4) Schmid, M., et al. : Centre of pressure displacements in trans-femoral amputees during gait, Gait Posture, 21 : 255-262, 2005
- 5) Hansen, A.H., et al. : Prosthetic foot roll-over shapes with implications for alignment of trans-tibial prostheses, Prosthet. Orthot. Int., 24 : 205-215, 2000
- 6) McMulkin, M.L., et al. : Comparison of three pediatric prosthetic feet during functional activities, J. Prosthet. Orthot., 16 (3) : 78-84, 2004
- 7) Summers, G.D. : Foot loading characteristics of amputee and normal subjects, Prosthet. Orthot. Int., 11 (1) : 33-39, 1987