

# 前額面上および水平面上での歩容改善機能を有する義足パーツの開発

## Development of a new functional prosthetic component effective on frontal and horizontal plane

松原裕幸 中村俊哉 原 良昭 赤澤康史

MATSUBARA Hiroyuki, NAKAMURA Toshiya, HARA Yoshiaki, AKAZAWA Yasushi

青山 孝 日比野文昭 (株式会社松本義肢製作所)

AOYAMA Takashi, HIBINO Fumiaki (Matsumoto Prosthetics and Orthotics manufacturing Co.Ltd)

### キーワード：

義足、水平面、ラテラルスラスト

### Keywords:

Lower limb prostheses, Horizontal plane,  
Lateral thrust

### Abstract:

It is difficult to load the body weight on the lower limb prostheses for amputees. We aim to develop some new prosthetic component which prevents amputees from bending their trunks laterally and make their walk comfortable .

Some trans-tibial amputees have the lateral thrust on their knee joints of prosthetic side. However we didn't have basic data of the lateral thrust. In this study we measured and analyzed the lateral thrust of one trans-tibial amputee. Then we developed a functional prosthetic component for reducing lateral thrust.

## 1 はじめに

切断者の歩行を支援するために、義足に用いるパーツに関して非常に多くの研究開発が行われてきた。特に近年の義足パーツの研究開発には目を見張るものがあり、膝関節の代わりに用いる膝継手においては膝折れを防ぐだけでなく、コンピュータが内蔵され歩行速度に追従して膝継手の屈曲抵抗を調整するなど、より細かな制御が可能になってきている。しかし、これらのパーツは全て矢状面での性能を研究し開発されてきたものである。

これに対し、高機能なパーツが開発された今日で

も義足を用いての歩行獲得において問題となるのが前額面上での問題である。特に、義足使用者が義足に体重を負荷する動作の獲得は非常に困難であり、熟練を要する。このため義足使用者は義足側で立つ度に、上半身を義足側に傾ける動作（以下体幹の側屈）を伴う異常歩行、あるいは上半身を常に義足側にずらす異常歩行がみられる。この結果、脊柱の変形が生じることがある。

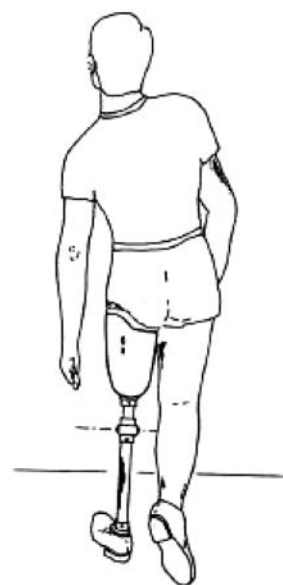


図1 体幹の側屈

Fig.1 Lateral trunk bending

また、下腿義足（膝と足首の間での切断者が使用する義足）特有の問題として義足に体重を負荷する度に膝関節に左右動揺（以下、ラテラルスラスト）がみられることがある。しかし、このラテラルスラ

ストの生じる原因や機序はおろか、現象自体も客観的に捉えられていない。このため、ラテラルスラスト現象を定量的に評価するための歩行計測を行った。

また、これらの問題に対し、昨年度開発したパーツに引き続き、体重の負荷により水平面上でアライメントを変化させるパーツを開発したので合わせて報告する。

## 2 身体の基本面

図2に身体の運動を規定する3つの面を示す。

- 矢状面 (sagittal plane)  
身体を前から後ろに通る、左右に分割する垂直面
- 前額面 (frontal plane)  
身体を前後に分割する垂直面
- 水平面 (horizontal plane)  
身体を上下に分割する面

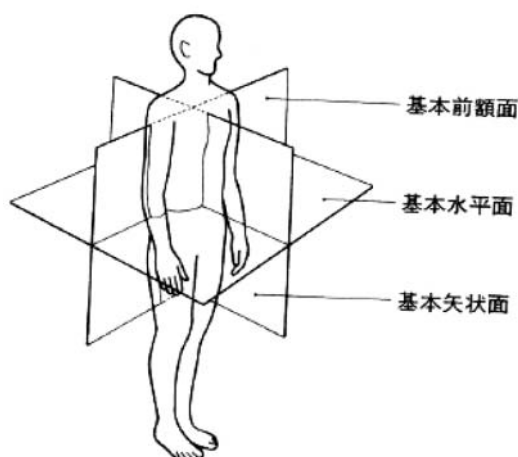


図2 身体の基本面

Fig.2 Cardinal plane of the human body

## 3 ラテラルスラストの定量的評価

### 3.1 方法

ラテラルスラストを生じている下腿義足使用者1名を被験者とし歩行分析を行った。

#### 3.1.1 計測システム

- MotionAnalysis社製3次元動作解析システム
- キスラー社製フォースプレート4枚

#### 3.1.2 マーカー

- 肩峰
- 大腿骨頭中心 (上前腸骨棘、大転子間の下1/3)
- 膝関節

(高さ膝蓋骨の1/2、膝蓋骨を除くA-Pの1/2)

- 足関節 (外果中心)
- 第5中足骨頭 × 2

#### 3.1.3 被験者

- 37歳、男性、左下腿切断、断端長12cm
- 義足使用暦2年7ヶ月

#### 3.1.4 歩行条件

フォースプレート前に十分な長さの歩行路を確保し、歩行が安定するように6歩目以降がフォースプレートに乗るように設定

##### (1) 自由歩行

拘束条件は設けず、被験者が主観的に歩行しやすい速度で歩行×12回

##### (2) 条件歩行

以下の歩行速度で比較

- 60m/分×5回
- 80m/分×5回
- 100m/分×5回
- 120m/分×5回

#### 3.1.5 分析方法

臨床歩行分析研究会によるDIFF計算ソフトDIFFGAITを用い、3次元データを算出

##### (1) 自由歩行

- 12回のうち歩行速度の最も速い回と遅い回を除き、残り10個のデータより算出
- COGより歩行速度を計算
- 床反力鉛直成分より立脚期を判断 (以後扱うデータは全て立脚期)
- 義足側立脚期前半の前額面上での膝関節外側への移動量、生じる時期を算出

##### (2) 条件歩行

- 各歩行速度の歩行速度をCOGより計算
- 以下は自由歩行と同様の計算

## 3.2 結果

### 3.2.1 自由歩行

10回の試行の、床反力鉛直成分の素データと、膝関節の前額面上左右成分の素データについて非切断側を図3、義足側を図4に示す。

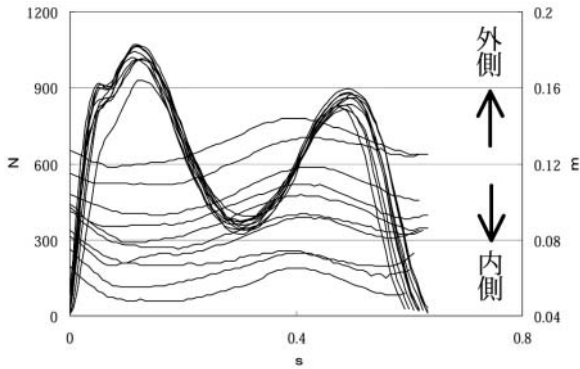


図3 非切断側：床反力と膝関節左右成分  
Fig.3 Unaffected side  
FRF and Knee displacement (Lateral-Medial)

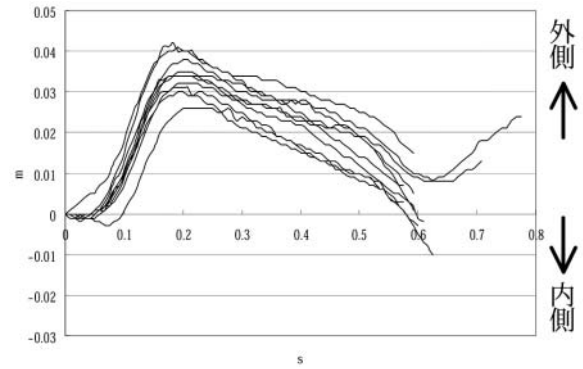


図6 義足側：膝関節左右成分  
Fig.6 Prosthetic side : Knee displacement (L-M)

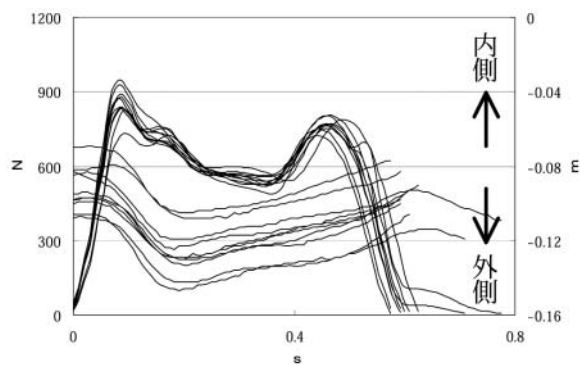


図4 義足側：床反力と膝関節左右成分  
Fig.4 Prosthetic side

図5、6より、非切断側では立脚期前半に膝関節が内側に移動するのに対し、義足側では外側に移動した。これは視覚的な指摘とも一致し、ラテラルスラストが生じたと考えられる。

(3) 移動量

立脚期前半の膝関節左右成分の最大値と最小値の差をスラスト量とし平均値を算出した。

- 平均：3.9cm、標準偏差：0.41cm

(4) 生じる時期

各試行の左右成分の座標値が最大値と最小値を生じた時期を計算し、平均値を算出した。

- 最大値 平均：4.2% (0~11.9%)
- 最小値 平均：32.8% (25.3~40.1%)

ラテラルスラストの生じる時期は立脚期を100%とすると4.2%~32.8%であった。]

(1) 歩行速度

- 平均：1.63m/秒、標準偏差：0.035m/秒
- 歩行速度のバラつきは十分小さいため、歩行速度の違いによる影響は十分小さいと考え、同条件として以下の検討を行う。

(2) 前額面上での膝関節の移動

図3、4の左右成分座標のみを図5、6に示す。ただし、ヒールコンタクト時の左右成分を原点とした。

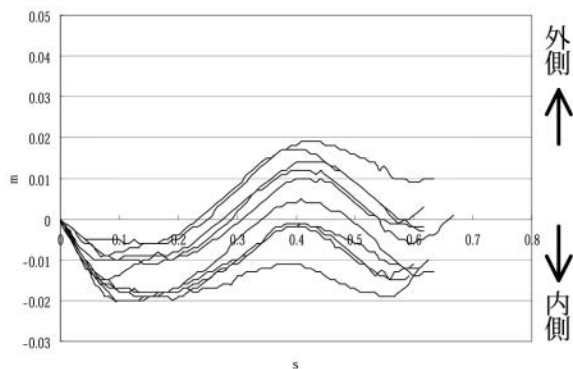


図5 非切断側：膝関節左右成分  
Fig.5 Unaffected side : Knee displacement (L-M)

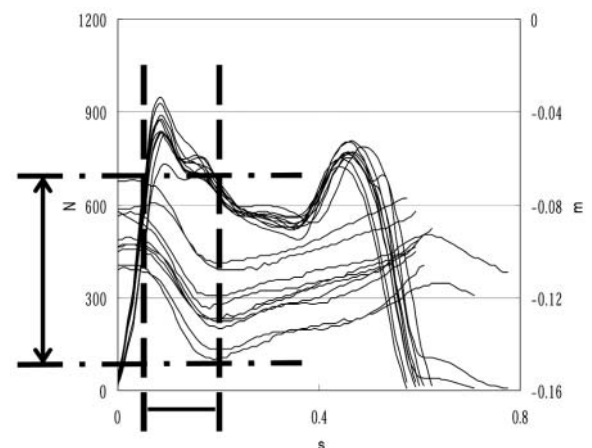


図7 ラテラルスラストの移動量と時期  
Fig.7 Displacement and timing of lateral thrust

3.2.2 条件歩行

歩行速度が速くなるにつれて、外側への移動量が増加する傾向が見られた。

### 3.3 考察

#### 3.3.1 分析にあたっての考え方

これまで、義肢装具士や医師、理学療法士等によって主観的に観察されてきたラテラルスラストであったが、3次元動作分析を行うことにより立脚期に膝関節が外側に移動していることが確認できた。

しかし、膝関節が外側に移動しているという事実だけでは膝関節よりも近位ではどのような現象が生じているか特定することは不可能であり、下図に示すように、3通りの現象が予想された。

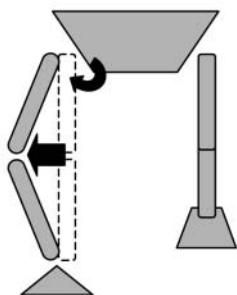


図8 膝関節内反+股関節外転  
Fig.8 Knee varus + Hip abduction

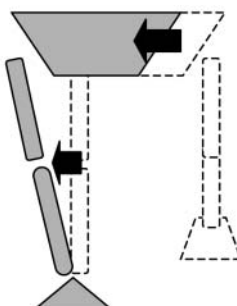


図9 平行移動+股関節内転  
Fig.9 Parallel shift + Hip adduction

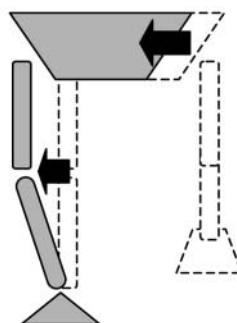


図10 膝関節内反+平行移動  
Fig.10 Knee varus + Parallel shift

これらの3通りの現象を検証するため以下の3点を算出し、義足側はラテラルスラストの生じる時期を、非切断側は義足側と同様の時期である立脚期の

前半1/3を比較検討した。

- (1) 前額面上の膝関節内外反角度
- (2) 股関節左右成分
- (3) 股関節内外転角度

#### 3.3.2 前額面上の膝関節内外反角度

前額面上での膝関節内外反角度を、マーカの座標データより前額面上の関節中心を仮定し算出した。算出した両側膝関節角度を図11に示す。

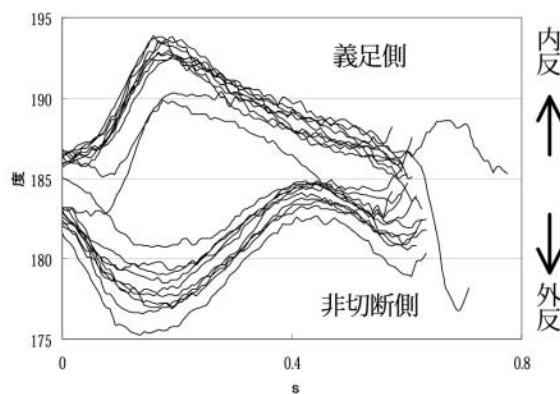


図11 膝関節内外反角度  
Fig.11 Knee joint angle (varus-valgus)

- 非切断側 平均：外反5度、標準偏差：0.9度
- 義足側 平均：内反7度、標準偏差：0.8度

内外反角度に関しては関節中心を仮定しており、また下肢の回旋を考慮していないため、角度の絶対値は信頼性が低いが、非切断側と義足側では逆の結果となったことより、膝関節は内反していると考えられる。

#### 3.3.3 股関節左右成分

前額面上での股関節マーカの座標データを図12、13に示す（なお図中の縦線はラテラルスラストが生じる立脚期前半1/3を示している）。

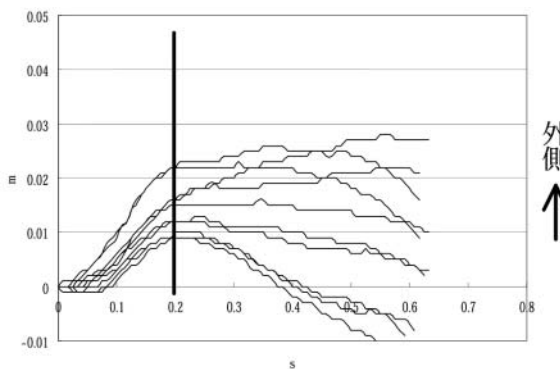


図12 非切断側：股関節左右成分  
Fig.12 Unaffected side : Hip displacement (L-M)

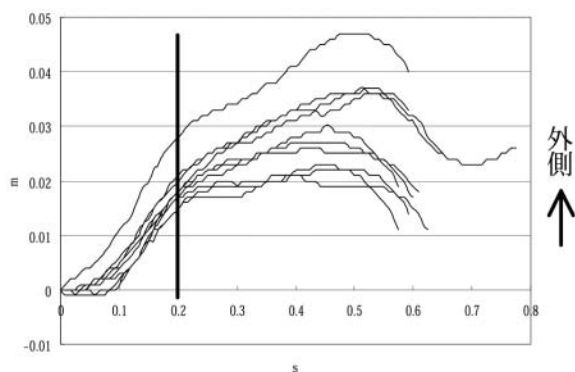


図13 義足側：股関節左右成分  
Fig.13 Prosthetic side : Hip displacement (L-M)

義足側の股関節マーカーの方が非切断側のマーカーより約5 mm大きく外側に移動していた。これは骨盤が非切断側より義足側の方が大きく外側に移動していることを表していると考えられる。また、義足側のマーカーはラテラルスラストが生じた後も外側に移動し続け、立脚期後半にピークが現れた。

### 3.3.4 股関節内外転角度

股関節内外転角度を図14、15に示す（なお図中の

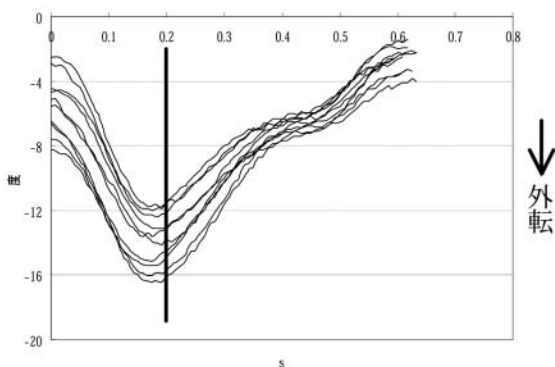


図14 非切断側：股関節内外転角度  
Fig.14 Unaffected side : Hip joint angle (add-abd)

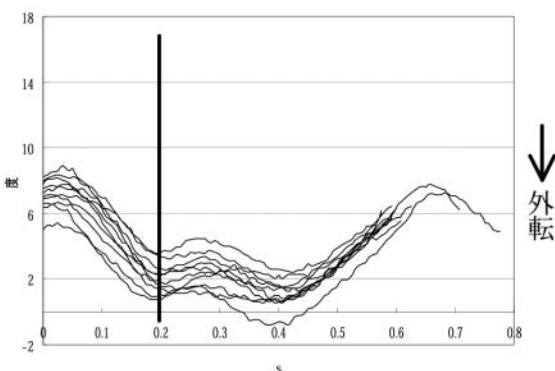


図15 義足側：股関節内外転角後  
Fig.15 Prosthetic side : Hip joint angle (add-abd)

縦線はラテラルスラストが生じる立脚期前半1/3を示している)。

ラテラルスラストの生じる時期において義足側の股関節は外転していた。しかし、非切断側の股関節の方が大きく外転していた。

非切断側の外転は立脚期の前半1/3にピークが現れるのに対し、義足側の股関節はラテラルスラストが生じた後一度内転を生じ、その後再度外転するという二峰性の傾向を示した。

### 3.4 現象のまとめ

今回、ラテラルスラストが生じる現象を定量的に評価した。この結果ラテラルスラストは

- 立脚期の前半1/3に生じている
- 膝関節は約4 cm外側に移動している
- 膝関節は内反している
- 股関節は外転している
- 骨盤は非切断側より義足側の方が約5 mm大きく外側に移動している

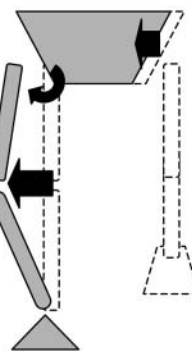


図16 ラテラルスラストの現象  
Fig.16 Lateral thrust

この結果、主観的にしか観察されてこなかった下腿義足のラテラルスラストが、客観的に観察することが可能であることが分かった。また、膝関節だけでなく、より近位まで影響を及ぼしていることが示唆された。しかし、股関節の外転は非切断側の方が大きいなど単純には理解できない点も見つかった。これらの問題に対し、今回は一人のみの計測であったため、ラテラルスラストの特徴であるのか、今回の被験者の特徴であるのか、それとも下腿義足ユーザ共通の特徴であるのかを判断するのは不可能であった。今後被験者を増やし、ラテラルスラストの傾向をより明確にしていきたい。

また、今後は前額面上の膝関節内外反モーメント等を計測し、ラテラルスラストが生じる機序に関しても明らかにしていきたい。

## 4 義足パーツの開発

### 4.1 設計コンセプト

昨年度は体重負荷の状態により前額面上のアライメントを変化させるパーツとして、平行移動のみを起すパーツと角度変化のみを起すパーツの2種類を開発した。今年度は、体重の負荷により水平面上でアライメントを変化させるパーツ、つまり回旋を起すパーツ（以下回旋機構）を開発する。

### 4.2 仕様

回旋機構の回旋量を決定するにあたり、健常者歩行の下肢回旋量を参考にした。文献により多少大きさは異なるが健常者は歩行時に、膝関節と足関節で最大15度回旋する。このため、最大回旋量を20度とした。また、左右で回旋方向が異なるため、時計回り、反時計回りの2種類とした。

以下に上記以外の仕様を示す。

- 既存のモジュラー式義足と共通の方式で取り付けが可能であること
- 下腿義足および大腿義足に取り付け、歩行中に破損の恐れがないこと
- 変化量が調節可能であること
- パーツの質量が1kg以下であること

### 4.3 試作品

試作したパーツの最終仕様を以下に示す。

- 全高71mm 全幅68mm 質量383g
- 最大回旋量22度（2度ごとに調整可能）
- 最大沈み込み量11mm

### 4.4 試用評価

#### 4.4.1 対象者

対象者は下腿義足使用者で、28歳、男性、右下腿切断（断端長15cm）、義足使用歴約1年で義足側の膝にラテラルスラストが見られる。

#### 4.4.2 試用条件

回旋機構は、上から見て反時計回りの方向、右下肢で内旋方向に変化するように装着した。

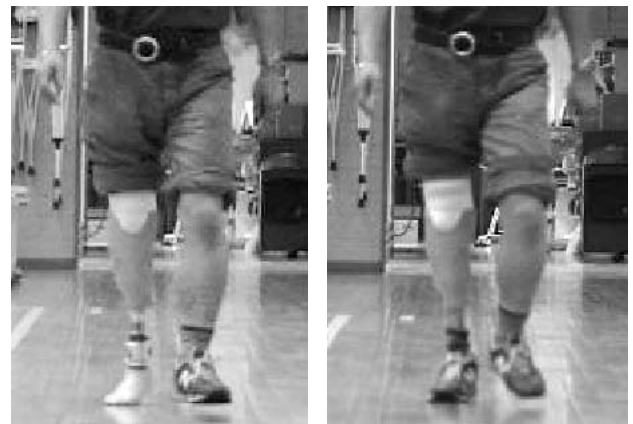
足部は日常的には、Otto Bock社製アドバンテージDPを使用しているが、長さの問題および足部の踵の柔らかさの問題が考えられたため、Otto Bock社製1D35を使用した。

### 4.5 結果

回旋が最大22度起こる仕様であったが、最大回旋は起こらなかった。今後、パーツの仕様を検討しなければならない。

ユーザに回旋機構を装着することにより、義足側の膝に見られたラテラルスラストは減少した。また、ユーザの主観的評価は以下のものであった。

- パーツの回旋は断端部で感じる
- ソケット内の圧を感じる場所が変化した
- 足部のつま先に体重を荷重するのが無意識でも可能となり、楽である



非装着

装着

図17 下腿義足使用者（回旋機構）

Fig.17 Trans-tibial amputee (rotation system)

### 4.6 考察

昨年度の試用評価ではアライメントの変化が平行移動のみ、角度のみでもラテラルスラストに効果は認められたが、平行移動の方が影響が大きいという知見を得た。今年度試作した回旋機構でも効果が認められた。しかし、どの変化が一番有効かは今回の試用評価では明らかに出来なかった。また、回旋機構が一番歩行しやすいという主観的評価であったが、この主観的評価との関係は不明である。

今後、より客観的な評価を行うことにより、ラテラルスラストが生じる原因や機序を明らかにしていく必要がある。そして、この結果をもとに歩容改善に必要な機能を明らかにしていきたいと考えている。

## 5 まとめ

体重の負荷によりアライメントを変化させるパーツとして前額面上の平行移動、角度、水平面上の回旋の3種類を開発し、差は見られるもののいずれのパーツもラテラルスラスト減少に効果があることを明らかにした。

またラテラルスラストの理解の第1歩として現象の客観的な評価を行った。