

原 著

## 小型6分力計を用いた歩行動作の運動学的分析に関する 試作研究

吉村洋輔\*1 渡邊 進\*1 小原謙一\*1 大坂 裕\*1 伊勢眞樹\*1 森本正治\*2

### 要 約

歩行障害を有する障害者の歩行動作を評価する方法として、床反力計や三次元動作解析の機器、あるいは3Dカメラなどの機器による動作分析がよく行われている。しかし、床反力計や空間座標計測装置は広い空間が必要であり、専用の計測場所を確保する必要がある。また、計測ソフトウェアも非常に高価であり、ごく限られた機関でしか使われていないというのが実情である。

これまでそのような装置を用いたごく限られた空間での歩行分析からしか得られなかった歩行時の力学的データを、小型6分力計を用いて簡便に計測することができる方法の開発に取組んだ。模擬義足の支柱部に小型6分力計を組み込み、小型6分力計から歩行時の床反力値を演算算出した。それらを従来の床反力計からの結果と比較し、同等な計測値を得ることに成功した。

従来から床反力計の上でしかできなかった歩行分析を、計測スペースにとらわれずに計測できる方法の確立に向けて基礎的知見になり得たと思われる。

### 1. はじめに

片麻痺、対麻痺、下肢切断などにより歩行障害を有する障害者の歩行動作を支援する道具として、義肢装具の開発が様々な分野で行われている<sup>1-6)</sup>。また、その歩行動作を評価する方法として、床反力計、三次元動作解析の機器や3Dカメラなどの機器による動作分析も行われている<sup>7,8)</sup>。

しかし、床反力計や空間座標計測装置は広い空間が必要であり、専用の計測場所を確保する必要がある。また、計測ソフトウェアも非常に高価であり、計測の設定や解析の仕方なども他の計測機器に比べ複雑であるため使用するのにはそれ相応の知識と経験が必要であり、ごく限られた機関でしか使われていないというのが実情である。またそれらも設置した場所では計測は行えず、しかも1試行で数歩しか計測できないという欠点がある。

下肢切断者の歩行動作の力学的な動作分析に着目すると、下肢切断者が健常者により近い歩行動作ができるかどうかはかなりの部分が義足に依存している。切断者の装着する義足のアライメント（部品の

相互位置関係）の調整を適切に行うことは、切断者に負担のかからない安定した歩行を可能にするために非常に重要である<sup>9)</sup>。しかし、切断者の年齢、運動能力、切断部位などにより使用する義足は異なり、多くの部品で義足は構成されているため、義足側下肢への荷重量を正確に評価するためには計測環境の整備が必要である。

今回、これまで床反力計や空間座標計測装置を用いたごく限られた空間での歩行分析からしか得られなかった歩行時の力学的データを小型6分力計（共和電業製、LMF-A-1KN）を用いて簡便に計測することができる方法の開発に取組み、若干の知見を得たので報告する。

### 2. 対象

本研究の対象は健常成人男性14名とした。対象者の平均年齢は $20.7 \pm 0.5$ 歳であった。本研究の対象者には事前に研究の趣旨を十分に説明し同意を得た。

\*1 川崎医療福祉大学 医療技術学部 リハビリテーション学科 \*2 大阪電気通信大学 医療福祉工学部 医療福祉工学科  
(連絡先) 吉村洋輔 〒701-0193 岡山県倉敷市松島288 川崎医療福祉大学  
E-Mail : ptyo@mw.kawasaki-m.ac.jp

### 3. 方法

大腿切断者用に製作される大腿義足の歩行を健常者が模擬することができる模擬大腿義足（橋本義肢製作株式会社製）を用いて、健常者を大腿切断者とみだてて義足歩行を行い、その時の義足支柱部に加わる力学的情報の計測法の開発を行った（図1）。

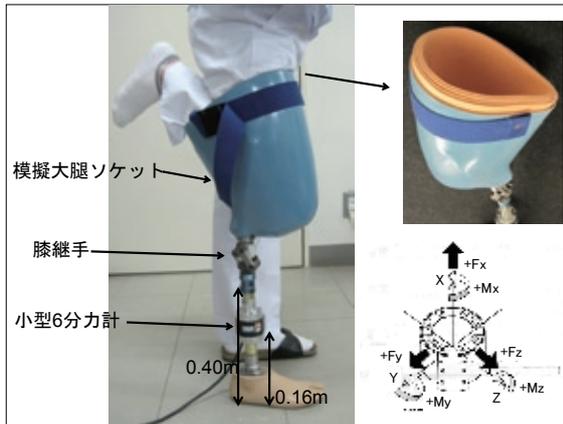


図1 小型6分力計を下腿支柱部に組み込んだ模擬大腿義足の装着風景（写真左）と小型6分力計（写真右）

模擬大腿義足の金属支柱部（下腿）に小型6分力計（共和電業製、LMF-A-1KN）を組み込み、歪アンプ、A/D変換器を介してそのデータをコンピュータに取り込む装置を考案した。小型6分力計を模擬義足の下腿支柱部に組み込むために、支柱部と小型6分力計の上下とを接続するための2種類のフランジ型の金具をアルミ合金（7000番系）により作成した。小型6分力計に力とモーメントが適切に加わるためにフランジ継手部の厚さを約16mmにした（図2）。

上下で構造の異なるフランジにより下腿支柱部に小型6分力計を模擬義足の足部足底面から0.16mの高さに装着し、小型6分力計からの8chの電圧成分

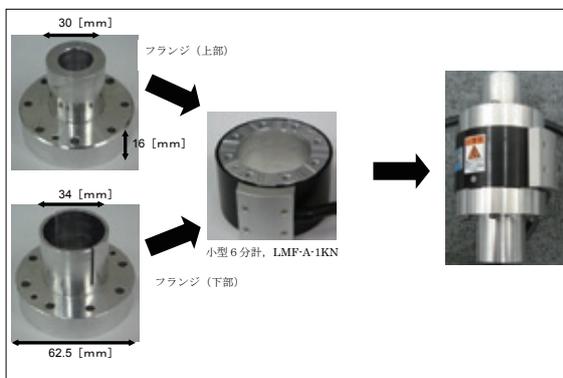


図2 小型6分力計と小型6分力計を下腿支柱部に組み込むために作成した上下のフランジ

を歪みアンプで増幅し、センタインタフェース（共和電業製、PCD-300A）に取り込む構造とした。小型6分力計から得た情報をプログラム内で歪み量を演算し、次に干渉補正を行い6分力の力学量に換算した。小型6分力計から得た力学量から、歩行時の直行3軸方向の力を計測した。

本研究の対象者は模擬大腿義足による義足歩行が円滑かつ、安全にできるようになるまで歩行の練習を行った。その後、小型6分力計を組み込んだ模擬大腿義足での歩行を床反力計（ANIMA社製、Force Plate）の上で行い、同じ歩行動作を床反力計と小型6分力計の両者で同時に計測し比較した。従来から用いられている床反力計による床反力3軸方向の力も同時に計測を行い、それぞれの波形特性値と比較した。なお、波形特性値の比較については、臨床歩行分析研究会によるピーク値による特徴抽出の手法に準じて<sup>8)</sup>、垂直方向（以下、 $F_z$ ）の第1ピーク値（以下、 $F1$ ）、第2ピーク値（以下、 $F2$ ）、前後方向（以下、 $F_x$ ）の最小値（以下、 $F3$ ）、最大値（以下、 $F4$ ）、左右方向（以下、 $F_y$ ）の最大値（以下、 $F5$ ）をそれぞれ自己の体重で正規化し、対応のあるt検定にて比較を行った。有意水準は5%未満とした。

### 4. 結果

同じ歩行動作から得られた床反力計値と小型6分力計から算出した床反力値の結果をそれぞれ図3、図4に示す。また、各特性値（%）の平均を表1に示す。小型6分力計から算出した床反力値は床反力計から求めた値とほぼ同様のパターンと数値を示した。 $F_x$ 、 $F_y$ 、 $F_z$ の3軸方向において同様の波形を得た。床反力計から求めた特性値（%）の平均は $F1$ は $96.2 \pm 4.1$ 、 $F2$ は $93.9 \pm 2.8$ 、 $F3$ は $-5.0 \pm 4.3$ 、 $F4$ は $2.2 \pm 2.6$ 、 $F5$ は $12.5 \pm 3.1$ であった。小型6分力計から演算算出した特性値（%）は $F1$ は $85.5 \pm 16.3$ 、 $F2$ は $81.7 \pm 15.5$ 、 $F3$ は $-5.2 \pm 2.3$ 、 $F4$ は $3.7 \pm 5.2$ 、 $F5$ は $11.4 \pm 1.7$ であった（表1）。それぞれの $F1$ から $F5$ の特性値間に有意差は認めなかった。

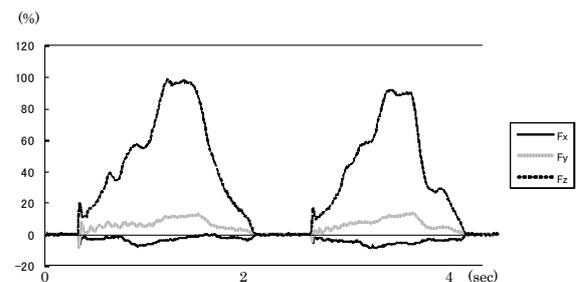


図3 床反力計により計測された床反力のパターン

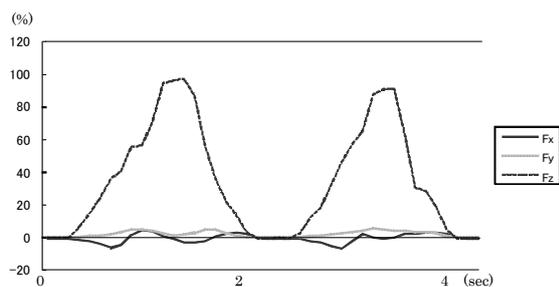


図4 小型6分力計により計測された床反力のパターン

表1 小型6分力計と床反力計での波形特性値(平均)の比較

	F 1	F 2	F 3	F 4	F 5
6分力計(%)	85.5	81.7	-5.2	3.7	11.4
床反力計(%)	96.2	93.9	-5.0	2.2	12.5
t =	0.0006	0.0004	0.8	0.002	0.03
n=14					

### 5. 考察

今回、床反力計から求めた床反力値は切断患者の義足歩行時の報告<sup>10,11)</sup>と大きな違いは認めなかった。従来より床反力計の計測板の上でしか計測できなかったものが、小型6分力計を用いることで場所の制限を受けずに床反力値を計測できる方法の試作を行うことができた。3軸方向の中でも特に大きな力が加わり、床反力値を用いた歩行分析においてはその歩行動作の評価指標として用いられることが多いFzにおいては、床反力計とほぼ同等な数値を計測することに成功した。さらに計測精度の点からいえば、Fzに比べより微弱な力成分を捉えなくてはならないので正確に計測するのが困難なFx, Fyについても床反力計での値と同等な結果となった。

ただ、床反力計での計測の場合は足部から直接、計測板に伝わる力が反映されるが、小型6分力計は下腿支柱部での計測であるため、計測部位の違いと力が作用する部分の形状の違いがそれぞれの計測値に影響を与える可能性はあると考えられる。今後は平地での各自の快適歩行速度での歩行分析に限らず、小走りや走行、坂道や階段など義足歩行における応用歩行での比較検討を行う必要がある。

切断者に負担のかからない安定した歩行をできるだけ早期に可能にするために、義足のアライメントの調整を適切に行う事は非常に重要である<sup>9)</sup>。ただし、正確なアライメントの調整は簡単なものではなく、医療スタッフの経験に大きく依存すると言える。そのような意味では、歩行時に義足に加わる力学的状態を簡便に定量的に評価し、その客観的なデータに基づいて最適なアライメントの調整や切断者への適切なフィードバックを可能とする方法が必要である。

そのような背景のもと、これまで床反力計の設置されたごく限られた空間での歩行分析からしか得られなかった歩行時の床反力値を簡便に計測することができる方法を考案した。そして、従来から行われている床反力計を用いた義足歩行の分析<sup>7,8)</sup>を、計測スペースにとらわれずに計測できる方法の確立に向けて基礎的知見になり得たと思われる。今後、歩行訓練やアライメントのチェックの手段としても臨床応用できる可能性があると考えている。

### 謝 辞

実験の構想段階から小型6分力計についてご指導いただいた共和電業株式会社の池田雄司氏と武田寛之氏、金剛測機株式会社の大橋昌二氏に心よりお礼申し上げます。本研究は平成21年度川崎医療福祉大学の医療福祉研究費により実施された。

### 文 献

- 1) 神奈川県リハビリテーション病院脊髄損傷マニュアル編集委員会：脊髄損傷マニュアル リハビリテーション・マネジメント。第2版、医学書院、東京、134-139、1996。
- 2) 小野木啓子、才藤栄一：歩行—完全対麻痺の下肢装具。リハビリテーションMOOK No.11 脊髄損傷のリハビリテーション、金原出版、東京、143-148、2005。
- 3) 佐藤貴一：脊髄損傷患者の装具と理学療法。理学療法、25(6)、901-908、2008。
- 4) 大藪弘子、高瀬泉、町田勝広：義肢装具療法におけるチームアプローチと理学療法士の役割。理学療法、25(6)、875-885、2008。
- 5) 櫻井愛子：片麻痺者の装具適用効果—実践理学療法のエビデンス。PTジャーナル、41(5)、385-391、2007。
- 6) 山海嘉之：人間機械系におけるモデリングとインタラクティブシミュレーション—次世代シミュレータへの挑戦—。バイオメカニズム学会誌、27(4)、186-191、2003。
- 7) 臨床歩行分析研究会監修：臨床歩行計測入門。医歯薬出版、東京、2008。
- 8) 臨床歩行分析懇談会：臨床歩行分析入門。医歯薬出版、東京、1989。

- 9) Waters RL: Energy cost of walking of amputees: The influence of level of amputation. *Journal of Bone and Joint Surgery*, **58**(1), 1976.
- 10) 小住兼弘, 岩井昇, 木村望, 橋本善次郎: 各種歩行における床反力のPatternについて. *整形外科*, **24**, 995-1002, 1973.
- 11) 吉村洋輔, 伊勢眞樹: 障害の順応の方法としての代償—様々な疾患に対する治療概念としての代償学—. *川崎医療福祉学会誌*, **16**(2), 209-220, 2006.

(平成23年5月27日受理)

## Experimental Research on Kinetic Gait Analysis Using the Small Six Component Force Transducer

Yosuke YOSHIMURA, Susumu WATANABE, Kenichi KOBARA, Hiroshi OSAKA, Masaki ISE and Shoji MORIMOTO

(Accepted May 27, 2011)

**Key words** : prosthesis, gait disorder, gait analysis, six component force transducer, floor reaction force

### Abstract

Floor reaction force, three-dimensional motion analysis and 3D cameras are often used when evaluating the gait of persons with disabilities. However, these devices need a dedicated and large space for measurement. The measurement software is also very expensive. Therefore, they can only use these devices in a limited number of institutions.

We developed a new method that can measure the floor reaction force when humans walk, using the six component force transducer. We installed the six component force transducer to the part of the metal strut of a simulated prosthesis. We calculated the floor reaction force during walking using the small six component force transducer. Compared with the results from the previous floor reaction force plates, there was no significant difference.

Fundamental studies have been made to establish a method for measuring the floor reaction force more easily.

Correspondence to : Yosuke YOSHIMURA

Department of Rehabilitation  
Faculty of Health Science and Technology  
Kawasaki University of Medical Welfare  
Kurashiki, 701-0193, Japan  
E-Mail : [ptyo@mw.kawasaki-m.ac.jp](mailto:ptyo@mw.kawasaki-m.ac.jp)

(Kawasaki Medical Welfare Journal Vol.21, No.1, 2011 103-106)