

高齢下肢切断者用義足歩行訓練装置の開発

Development of a Prosthetic Gait Training System for Geriatric Amputees

中川昭夫 松原裕幸

NAKAGAWA Akiyo, MATSUBARA Hiroyuki

長倉裕二 (兵庫県立総合リハビリテーションセンター中央病院リハビリ療法部理学療法科)

NAGAKURA Yuji (Physical Therapy Department of Hyogo Rehabilitation Center Hospital)

森本正治 (岡山理科大学工学部福祉システム工学科)

MORIMOTO Shoji (Okayama University of Science)

キーワード :

高齢切断者、義足歩行訓練、平行棒、パイロンロードセル

Keywords:

Geriatric amputee, Gait training, Parallel bars, Pylon load cell

Abstract:

Geriatric amputees sometimes have difficulties in receiving prosthetic gait training. Most of them can walk in parallel bars but some of them can't walk outside the parallel bars. The reason for this seems that it is not easy for them to understand the instruction of the physical therapists properly. To improve this situation, authors planned to develop a system to collect variety of data, analyze and display at the same time. This year, software to display the load vectors of prosthesis, force platform and parallel bars to make real-time visible feedback was developed.

1 はじめに

高齢で切断を受けた者が平行棒内で、義足歩行訓練を行う場合、義足への体重のかけ方と移動方法、平行棒への上肢のサポートの方法、健側と義足のバランスなどに関する訓練の指示を理解することが難しく、平行棒内での歩行訓練までは行うことができても、次の平行棒外での歩行訓練への移行ができない例が、しばしば見られる。また、高齢でなくとも、義足への体重のかけ方を明確に指示できるシステムが存在すれば、若年者であっ

ても義足歩行訓練が促進され、短期間の訓練で一定の効果が得られる可能性が考えられる。

現状では義足歩行訓練に関しては、訓練を支援する機器はほとんど開発されておらず、ほとんどが理学療法士などの口頭を中心とする指示を受けて、義足使用者自身が体得しなければならない。したがって、その受け取り方には個人差があり、高齢者の場合には、前述のように理解が困難な場合が、若年者より多く見られることになる。

平成 13 年度から開始された本研究では、この訓練支援機器として、義足や平行棒にかかる力学量を視覚的にフィードバックすることにより、その訓練段階で習得すべきプログラムの学習を容易にすることを目標としている。

平成 13 年度には平行棒と義足ロードセルについて調査し、平成 14 年度は、これらのデータを同時収集することができるシステムと、義足にかかる負荷を計測する小型の力センサー(ロードセル)を開発した。平成 15 年度は、これらのデータを、訓練に使用できるように、分かりやすく表示するソフトウェアを開発した。これらを用いて、力学量をフィードバックするシステムを開発することができた。

2 義足装着訓練用負荷表示システム

平成 13 年度は既存のシステムを合わせて、それぞれが単体でもっている機能を使用して訓練に役立てることができるかどうかを確認した。これらは、荷重センサー付の平行棒にかかる負荷を表示するシステムと、義足に組み込んだロードセル(荷重センサー)の出力を A/D 変換器で読み込み、計算して荷重中心、負荷ベクトルの大きさと

方向などを、ほぼリアルタイムに表示するシステムなどで、それぞれが単独のシステムであった。

平成 14 年度は、これらのデータを同時計測し、データ間の処理を行い、ほぼリアルタイムに波形を表示するハードウェアシステムを構築し、義足訓練時にフィードバックすべき情報と、その表示方法について検討を加えた。

2.1 表示ソフトウェアシステムの基本操作

平成 15 年度は、上記のようなデータを取り込んだ後の、計算表示システムを開発することとした。基本操作は次のようになる。

ソフトウェアを立ち上げ、次に必要な体形を表示する。2次元のロードセルを AP 方向に取り付けた場合には、矢状面(体側面から見た体形)が、ML 方向に取り付けた場合には、前額面(前面から見た体形)が対応する。床反力計からは3次元情報が得られるため、矢状面と前額面の両方に関連した情報が表示可能になる。これらのことから、一括表示のボタンを用意し、義足側の矢状面、健側の矢状面、前額面のすべてを表示することを標準とすることとした。3次元のロードセルを取り付ける場合には、一括表示を行うことで、義足側、健側共に3次元表示が可能である。

次に、義足ロードセルと床反力計のひずみアンプのバランスをとった後、Zero Adjust ボタンを押して、ソフトウェアによるゼロ点をサンプルする。これは、無負荷状態のデータを3秒の間、平均することにより、後の計算の基準点としてのゼロ点とするものである。

引き続き、Start ボタンを押すことによって、計測表示が行われる。

すべての設定が終わった段階では、上記のようにスタートすれば、計測表示を行うことができる。

2.2 ソフトウェアシステムの条件設定

2.2.1 表示設定

1) 最低表示荷重しきい値

ベクトル表示を行う際の最低値を設定する。

2) 表示レンジ

表示画面のうち、踝と膝に水平線が引かれており、この間の大きさを指定する。この大きさを体重にあわせておくと、膝までのベクトルが表示されたときに、体重が100%かかったと理解される。

3) ベクトルの残像表示(グラフ表示)

ベクトルがどのような経過を経たかを確認することができるよう、残像表示を行うこと

ができる。標準表示では、表示本数に示された本数だけの残像が得られる。サイクル表示では、各脚の立脚から遊脚までを1サイクルとして表示する。

- ・表示本数(グラフ表示、標準に対応)
- ・しきい値(グラフ表示、サイクルに対応)
ここで設定したしきい値以上は立脚、以下は遊脚として表示する。
- ・表示間隔(グラフ表示、サイクルに対応)
残像表示されるベクトル間の時間差の設定。

4) 平行棒のベクトル表示の方向

床反力計のベクトル表示は、反力として、床から上方へ向かう表示を行っている。平行棒からのベクトル表示を、同じ概念で、反力として表示するならば、平行棒から上方へ向かう表示となるが、臨床的なイメージからは、平行棒からのベクトルは下方へ向かっているほうが良いのではないかと考えられる。そこで、平行棒のベクトル表示に関しては、荷重方向と同一(下方)とする場合と、荷重反力(上方)として表示する場合を選択できることとした。

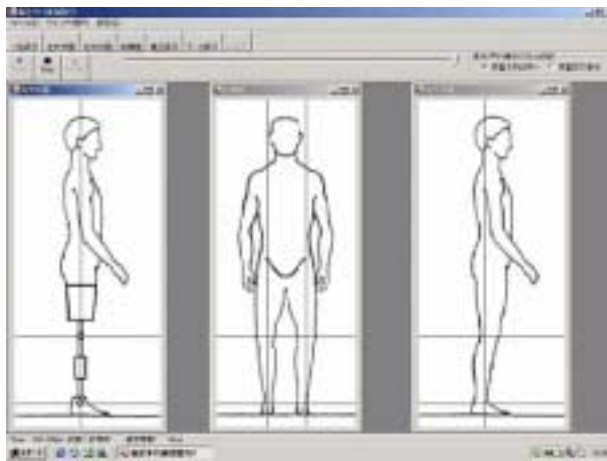


図1 表示画面の代表例

Fig.1 Example of Display Screen

2.2.2 義足設定

・ロードセルのタイプの選定

2次元計測を行うロードセルは3軸ロードセル(軸荷重、曲げ、せん断)であり、3次元計測を行う場合は6軸ロードセル(軸荷重、前後曲げ、左右曲げ、前後せん断、左右せん断、ねじり)を使用するため、そのタイプを選択する。それぞれにおいて、計算方法が異なる。

・義足が右脚であるか左脚であるかの選定

この選定によって、画面表示の体形の画像の位置が変化し、見やすい表示となる。

- ・ 3軸ロードセルの方向
2次元ロードセルを前後方向の計測に使用するか、左右方向の計測に使用するかを設定する。

2.2.3 平行棒設定

- ・ 平行棒の感度を設定する。上下方向と前後方向の感度を、柱ごとに入力する。

2.2.4 義足設定(3軸ロードセル使用時)

- ・ 2次元(3軸)計測を行うロードセルの感度設定と、ロードセル取付位置の距離データを入力する。感度設定によって、取付位置での負荷が計算され、これに対して、距離データを使用して計算し、膝と足首、及び、床面での荷重とベクトルの傾きを計算する。

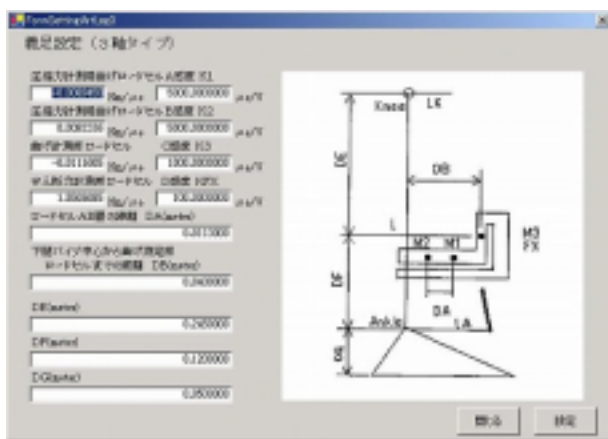


図2 3軸ロードセルの義足設定画面

Fig.2 Setting Screen for 3 axis load cell

2.2.5 義足設定(6軸ロードセル使用時)

- ・ 3次元(6軸)計測を行うロードセルの感度設定と、ロードセルの取付位置の距離データを入力する。

2.2.6 床反力設定

- ・ 床反力計の感度設定と、ロードセル中心の位置の計測データを入力する。

2.2.7 ID設定(被計測者の設定)

被測定者のID番号(8桁)、氏名、性別、年齢、身長、体重、病名、区分、段階、メモ、操作者、大腿義足か下腿義足の区別を入力する。ID番号と大腿義足と下腿義足の区別は必

須であるが、他の情報は省略可能である。大腿義足と下腿義足の区別によって、表示される義足側の体形の画像が変化する。ただし、計算結果には影響は与えない。

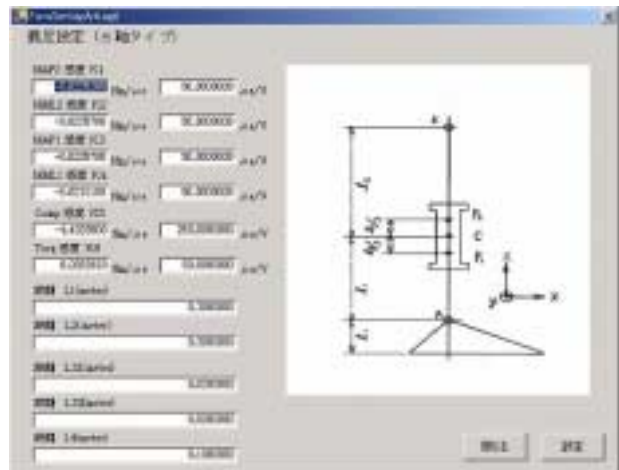


図3 6軸ロードセルの義足設定画面

Fig.3 Setting Screen for 6 axis load cell

2.2.8 電圧表示

AD変換器からの入力データの確認を容易にするために、リアルタイムの電圧値を32chのすべて表示することができる。

2.2.9 荷重ベクトルの物理量の表示

画面に表示されているベクトルをマウスでクリックすると、その時点での荷重に関するすべての物理量を表示することができ、画像によるフィードバックだけでなく、数値化された情報を得ることができる。これは、義足訓練を行う理学療法士にとって、有用な情報と考える。

2.2.10 データの再生

ストップボタンを押すと、それまでの最大180秒に関して、再生が可能である。再生位置の時間的な移動は、画面上のスライダーで調節可能である。

2.2.11 データの保存

センサーデータはストップボタンを押すまでの、最後の180秒までの荷重の物理量が保存される。スタートボタンを押して、180秒以内でストップボタンを押して、保存を行うと、より短時間のデータが保存される。180秒のデータが保存されると、10Mb近いファイ

ルになる。保存されるデータは、CSV形式であるので、後の処理のために、Excel などへ読み込むこともできる。

2.2.12 保存データの再生

Windows の標準的な手順で、保存されたデータを読み込むと、データを再生することができる。再生は、2.2.10 と同様である。その後、データサンプルを開始する場合は、ID 設定画面を開き、データサンプルを行う被験者の ID を入力し、「修正して終了」後に、スタートボタンを押す。

2.2.13 画面の印刷

Window の印刷は、ファイルメニューの中に、印刷プレビューと印刷があり、これらでは、開いている子画面のプレビューと印刷を行う。画面全体を対象とするときは、キーボードの PrintScreen キーで画面のキャプチャを行い、何らかの画像を取り扱うソフトから印刷を行うこととする。同様に、Alt キー + PrintScreen キーで、アクティブになっている Window をキャプチャすることもできる。

3 高剛性ロードセルの開発

平成 14 年度に試作した義足 2 次元計測用ロードセルは、計測部分でのせん断力の計測ができなかった。そこで、ひずみゲージを追加して、せん断力の計測を行うことができるようにした。このロードセルに対して、キャリブレーションを行った。

負荷装置としては、研究所保有の静的圧縮引張試験機(NMB AL-50KN, ロードセルとして ALL-1KN)を用いて、圧縮、及び、せん断力のキャリブレーションをとり、曲げとしては、フライス盤のベッドを利用して 4 点曲げを錘を用いて負荷した。圧縮、せん断、曲げのキャリブレーションの様子を図 4 ~ 6 に示す。

このキャリブレーションの結果、感度係数を求めることができ、訓練装置のソフトウェアに入力したところ、ほぼ、妥当と考えられるベクトル表示を得ることができた。しかし、圧縮負荷を受けたときに、予想以上の変形が起きているため、センサー部分の厚さを 1.5 倍にして、曲げに対する剛性を高くしたものを再設計し、製作した。



図 4 圧縮に対するキャリブレーション
Fig.4 Calibration for compression



図 5 せん断に対するキャリブレーション
Fig.5 Calibration for shear force



図 6 曲げに対する 4 点曲げキャリブレーション
Fig.6 Calibration for 4 point bending

これらのロードセルの感度係数は表 1 のとおりである。

表 1 ロードセルの感度係数

Table 1 Sensitivity co-efficients

| | 昨年度開発のロードセル | 新(高剛性)ロードセル |
|--------------------|-------------|-------------|
| 圧縮力計測用 K1 (Nm/μ) | -0.0089450 | -0.0224127 |
| 圧縮力計測用 K2 (Nm/μ) | 0.0092236 | 0.0224095 |
| 曲げ計測用 K3 (Nm/μ) | -0.0111605 | -0.0139905 |
| せん断力計測用 KFX (N/μ) | 1.5508685 | 2.3282887 |
| 圧縮力計測ゲージ間距離(m) | 0.0113 | 0.0122 |
| 曲げ計測用ゲージとパイプ間距離(m) | 0.0400 | 0.0481 |

表 2 上記のときのアンプとソフトのゲイン設定

| | 昨年度開発のロードセルソフトの設定アンプの設定 | 新(高剛性)ロードセルソフトの設定アンプの設定 |
|-------------------|-------------------------|-------------------------|
| 圧縮力計測用 K1 (Nm/μ) | 5000 10000 | 2500 5000 |
| 圧縮力計測用 K2 (Nm/μ) | 5000 10000 | 2500 5000 |
| 曲げ計測用 K3 (Nm/μ) | 1000 2000 | 500 1000 |
| せん断力計測用 KFX (N/μ) | 100 200 | 50 100 |

4 義足訓練装置の試用

義足の訓練を行うに際して、従来の訓練方法での学習が困難であった 2 例に、本訓練装置を試用した。

1 例目の被験者は 82 歳の左大腿切断の男性であり、歩行訓練を比較的長期にわたって行ってきたが、重心の移動が十分でなく、いわゆる腰を引いた状態での歩行を覚えてしまっていて、その矯正に有効かどうかを試みた。膝継手はナブコ四軸インテリジェント義足膝継手 NI-C411 と単軸足継手を使用している。この膝継手は、立脚相での安定性が優れているとの適用説明がなされているが、本

被験者はたびたび膝折れを起しており、それを避けるために、腰を引いた状態での歩行を行っていた。

本装置を使用し、義足用のロードセルを取り付けるためには、インテリジェント義足専用の段付パイプを切断しなければならないことから、試用段階ではこれを避け、アウトボックス単軸膝 (3R95) を使用して標準的な 30mm のパイプを用いた。図 7 はロードセルを義足に組み込んだ状態を示し、図 8 は義足訓練装置を用いているところである。視覚的にフィードバックが行われている様子が分かる。

義足へロードセルを組み込んで使用する場合には、義足のパイプを中心として、荷重ベクトルがどこを通過しているかを、詳細に見ることができる(義足に固定の座標系を使用しているため)が、床反力計に脚を乗せる場合には、表示は床反力計に固定の座標系で表示されるが、脚が乗っている場所を検出する仕組みがない。一方、表示画面では、床反力計の中央部分に脚が乗っていることを想定して描かれているため、表示されるベクトルの位置が、描かれている身体の画とずれる。



図 7 3 軸ロードセルを組み込んだ義足

Fig.7 Prosthesis with the load cell

本被験者の場合は、このことを容易に理解して使用することが可能であった。

このシステムを使用して、荷重がかかっている状態と身体に感じる感覚の違いを実感することができ、どの程度の感覚であれば、どの程度の負荷を受けているかについて、理解することができた。また、腰を引いた状態では、十分に体重を乗せきれていないことが理解できたようである。こ



図8 義足訓練装置を使用している様子
Fig.8 Trial use of the training system

の装置を用いて、体重をかけることができるようになった後で、体重移動についての練習を行った。さらに、義足の踵接地時に、股関節の伸展を行うことで、荷重ベクトルの膝軸付近の通過点が前方へ移動することを示し、その練習を行った。これらの結果、義足歩行の方法が改善され、平行棒外での歩行でも、良好な歩行方法が維持された。良好な歩行を維持するためには、歩行のサイクル中の様々なタイミングにおいて、注意すべき内容が異なることが分かった。しかし、短時間に上記のような多数の情報が与えられたため、それらが学習されて永続的に改善された状態で歩行することにはいたらず、昼休みを終えた午後には、元の歩行状態に戻っていた。

2例目の被験者は40歳台の左大腿切断者の男性で、他のリハビリテーションセンターから転院してきたケースである。本被験者も膝継手はナブコ四軸インテリジェント義足膝継手 NI-C411 と単軸足継手を使用している。今回は、パイプ径が異なるシステムであっても接続できるようなアダプタを作成して、膝継手を交換せずに使用できることとした。しかし、若干長くなったために、足部を交換せざるを得なくなった。さらに、直径の太いパイプを締め付けるための金具の準備が整わなかったため、長時間にわたってロードセルを取り付けておいて、必要に応じてケーブルを着脱することができず、短時間の使用となった。本被験者は、両手にロフトランド杖を用いて、義足にほとんど体重をかけずに歩行する方法を学習していた。当センターへ転

院後は、改めて義足へ体重をかけることから、訓練を始めた。義足へ体重を均等にかける方法の訓練を始めて2日後に、本装置を使用した。まず、2日間で義足へ体重をかけることが学習できていることが確認できた。次に、体重の移動の練習を行ったが、義足へ体重をかける時間が短かったために、これを長くする必要があった。しかし、リアルタイムでのフィードバックを目的としたソフトウェアであるため、過去にさかのぼっての表示は含まれていないことから、義足にかかる時間を視覚的に見ることはできなかった。引き続いて、義足が接地しているときに、股関節を伸展させて、膝折れを防ぐための練習を行った。ここでは、身体の移動は行わずに、股関節の伸展筋だけを働かせる訓練が基本となるが、この被験者の場合には、身体が移動してしまう傾向にあった。そこで、フォースプレートを使用して、目標となるようなベクトルの移動を示すことで、指示の内容を具体的に示すことができた。

現在は、この2例に使用したのみであるが、この訓練装置を使用して、理学療法士が的確な指示を与えるためのノウハウの蓄積が必要であること、また、短時間に多くの訓練の指示を与えると、かえって混乱を招く場合があることなどが考えられる。さらに、新しい動作の訓練を行うためには、理解したうえで、身体が覚えてしまうように学習しなければならず、そのために一定時間は必要になることなどが、改めて確認できた。

5 おわりに

義足訓練を行う際に、義足や健側、及び、上肢にかかる力を、リアルタイムで表示して、義足使用者の感覚と一致させることを目的とした義足訓練装置を開発した。2例の義足使用者に対して試用した結果から、本義足訓練装置は、高齢下肢切断者をはじめ、義足訓練に問題があるようなケースで有効であることが確認できた。また、今回のソフトウェアでは組み込んでいなかったが、時系列データを表示できるようなウィンドウも必要であったと考えている。今後、バージョンアップの機会があれば、検討したい。理学療法士からは、このシステムに対して、ビデオカメラで身体の状態を撮影した画像が付加されれば、いっそう使いやすいシステムになるとの意見も聞くことができた。また、本装置を使用している訓練に関する、新しいプログラムの開発も必要になるものと考えられ、これらは、今後の課題としたい。