

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、小西 克浩

NAKAGAWA Akio, KONISHI Katsuhiko

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

Keyword:

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. They may understand the instruction if they have an appropriate device that shows the load applied to the parallel bars and to the prosthesis. The research is to develop this kind of device to be used at the initial stage of prosthetic gait training.

1. はじめに

高齢者の増加と食生活の洋風化に伴って、高齢切断者が増加している。若年の切断者が義足を使用する場合には、歩行訓練を行うことで義足歩行を獲得する事ができる場合が多いが、高齢者では平行棒内の歩行訓練から独歩での歩行訓練への移行が困難な場合がしばしば見られる。そこで、平行棒訓練における高齢切断者特有の問題点を実験によってデータ収集して分析し、義足への負荷のフィードバックや、上肢による平行棒の負荷のフィードバック等の可能性を検討することに

よって、平行棒から独歩への移行を容易にすることができるような歩行訓練装置を開発する。

2. 義足訓練と高齢切断者の問題点

下肢の切断を受けて義足歩行訓練を行う場合に、いくつかのプロセスが必要となる。以前は断端の創の治癒が終わるまで義足装着を行わなかったが、その間に廃用性萎縮により筋力が衰えることや関節に拘縮が起ること、また、手術後の腫脹の早期改善にソケット装着が有効などから、近年は手術直後から訓練用義足(仮義足)を用いて訓練を行う。筋力や関節可動域拡大の断端訓練を行うと同時に、平行棒内で義足装着訓練、静立位の訓練、立脚相を想定した重心移動訓練、遊脚相を含む歩行訓練等を行った後で、平行棒外での歩行訓練を行う。

平行棒内での訓練は、義足の装着に不慣れであることによって、転倒等を起こすような状況が起こったときに、直ちに上肢で対応することで安全を確保できることを念頭において訓練を行う。上肢によって前後方向のバランスをとることや、推進力を発生させること等を行うと、その場での課題はクリアできるように見えても、その後の平行棒外での訓練に移行するときに問題が発生することが多い。しかし、図1のようなこれまでの訓練ではどの程度の力で平行棒を押しつけているか、あるいは、健足と義足の荷重状態がどのようになっているか、推進力がどのようになっているかは、義足使用者の外観だけから見て判断することしか出来なかった。また、理学療法士が指示する内容を、自分自身の断端や全身感覚として理解することが出来ない場合や、誤って理解をした場

合に、理学療法士から訓練を受けた後に自分自身で継続して訓練を行う中で、誤った荷重方法や体重移動方法を学習してしまえば、平行棒外での歩行が困難になる可能性が高いことは明らかである。

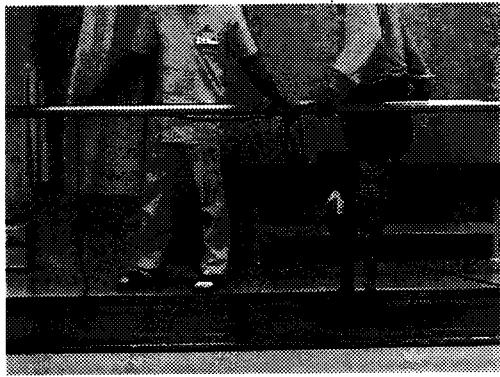


図1 平行棒内訓練の一例
Fig.1 Training in Parallel Bars

3. 高齢下肢切断者用歩行訓練装置の検討

義足歩行訓練装置として考えられる機器としては、まず、歩行分析装置があげられる。当センターには身体に取り付けた反射マーカの空間座標を立体的に計測するとともに床反力を同時に計測し分析することができる Elite があり、詳細な情報を得ることが出来ることから、研究などに活用されている。このシステムではおよそ 2 m の計測空間を通過する、ほぼ歩行の 1 サイクル（健常者や義足訓練終了後の場合）を対象に、計測後にデータ処理を行う方式であるため、定常歩行の分析には有効であるが、定常歩行を行うに至っていない訓練過程での用途には有効でない場合が多い。同装置には別ソフトとして Digivec があり、歩行時の床反力ベクトルを側面や前面から撮影するビデオ画像に重畳してコンピュータ画面上にリアルタイムに表示する。表示には 2 つの方法があり、歩行のビデオ画面に床反力ベクトルを重畳するのみのものと、歩行者が歩行終了後に床反力ベクトルのみが画像として残るものである。この Digivec システムが訓練に自由に使用できれば有効と考えられるが、Elite という比較的大規模なシステムの一ソフトとして組み込まれている関係から、訓練を行っている場所にコンピュータの表示モニターがなく、画面を確認しながら使用することができない。また、平行棒を設置した場合でも計測可能であるが、上肢による力の同時計測と表示を行うためには、システムの大規模な改造が必要になる。

前述のように、義足歩行訓練を受けるものは定常歩行を獲得しておらず、自分自身の歩行を確立するためにさまざまな試みを行っている段階である。そのときに自分自身の歩行を改善するために必要な情報を提供するための機器が必要となる。そのためには、前述の Digivec システムのようにリアルタイムにフィードバックすることができるシステムが望まれる。これまで、大腿義足の膝角度変位を音でフィードバックするシステム¹⁾や、同様に膝角度変位をグラフ化し、手持ちの小型コンピュータに表示²⁾したり、ゴーグルに表示するシステムなどが試みられてきた。これらは、継続的にデータをリアルタイムにフィードバックできるもので、表示等を工夫すれば歩行を修正しながら歩行訓練を行う事が可能である。また、1 サイクル中の速度の変動を少なくするために、トレッドミルを用いて歩行中の身体の前後移動を表示するシステム³⁾も試作している。いずれも、義足歩行訓練がある程度以上進んだ段階に適用し、より良好な歩行を得るためのシステムとして研究されている。

4. 高齢者用歩行訓練に使用できる機器

高齢切断者では、これらの歩行訓練機器を使用する段階まで進むことができないことが問題となる場合が多く、訓練の初期に使用する機器が必要となる。高齢切断者が平行棒内での初期訓練において上肢に頼ることが多いことから、まず、平行棒に力センサーを組み込んで、その力を計測することが考えられる。このシステムは、図 2 のように当研究所の提案により日立機電工業が開発している⁴⁾。このシステムでは平行棒に力センサーを組み込んで、上下方向と前後方向にかけられる力を計測することができる。その表示は図 3 に示すように時系列データとバースグラフデータで表示することができる。

前述の Elite システムに組み込まれた大型の床反



図2 センサー付き平行棒
Fig.2 Parallel bar with load sensors

力計は、場所を移動できず、通常の訓練現場に直接

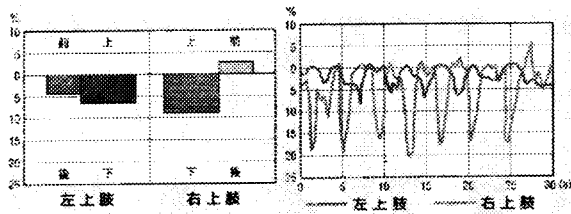


図3 センサー付き平行棒の2つの表示例

Fig.3 Two display screens of parallel bars

導入することはできない。そこで、図4のような小型床反力計を用いれば同様のデータを得ることができるものと考えられる。当研究所には走行時の床反力を計測するために600mm×400mm、厚さ30mmの床反力計が1台あり、この用途に使用することは可能と考えられる。しかし、Digivecシステムではビデオカメラとの組み合わせによって画像に床反力ベクトルを重ねることができるが必要となるため、厳密な位置決めとビデオカメラの設置が必要となり、ビデオカメラはある程度以上離れた場所にしか設置できないことから、全体のシステムは大型となる。しかも、一步のデータしか得ることができないため、使用した場合には義足装着初期の立位や遊脚相を含まない体重移動までの訓練に適用できるのみとなる。

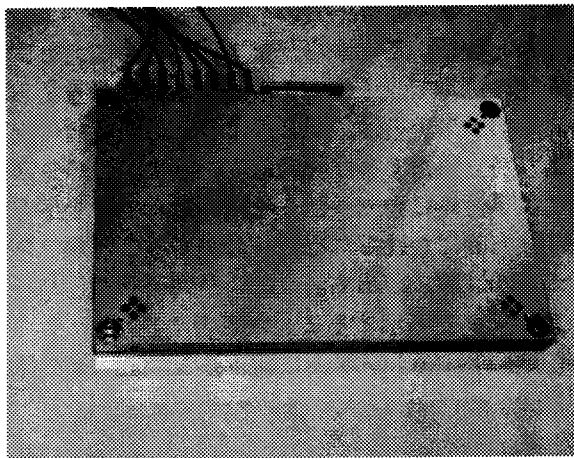


図4 小型床反力計(幅600mm長400mm厚30mm)

Fig.4 Portable force plate

義足に組み込むことができる図5のようなパイロンロードセル(6分力センサー)⁹⁾は、義足にかけられる軸圧縮力、曲げモーメント、ねじりモーメント等、負荷のすべてを計測できるので、床反力計を使用しなくとも義足に固定した座標系に対応する力ベクトルを計測することができる。また、義足に組み込まれるため、ケーブルが届く範囲での移動が可能で、平行棒程度の移動範囲には最適と考えられる。

したがって、立位訓練からその場での体重移動、平行棒程度の範囲の歩行訓練に使用する事ができる。

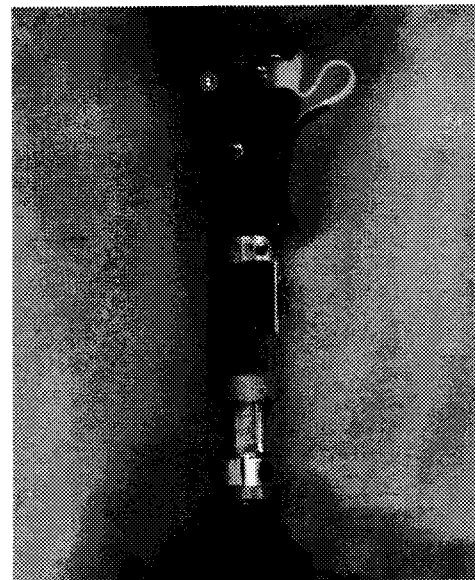


図5 義足に組み込む力センサー

Fig.5 Pylon loadcell

5. 高齢下肢切断者用歩行訓練装置

前節のような機器が考えられることと、利用可能な機器の範囲から、センサー付き平行棒、小型床反力計、パイロンロードセルを組み合わせて歩行訓練装置を構成することを考える。センサー付き平行棒と小型床反力計は手持ちがあり、パイロンロードセルシステムに関してはその開発者と共同でシステムを開発することとして使用することができることとなった。そこで、これらの機器を組み合わせることで、高齢切断者がその初期に理解することが困難な体重負荷と体重移動を的確に理解して訓練することができる高齢切断者歩行訓練装置を開発する。現在のところ、それぞれが単独のシステムとして存在するため、これらを統合して計測し高齢切断者に理解容易なフィードバック方法を開発する必要があるが、本年度は初年度としてそれぞれのシステムを使用する事を試みることにする。また、小型床反力計に関してはベクトル計算と共に画像との重畳のためのシステム開発が必要になることから、次年度に検討することとして、本年度はセンサー付き平行棒とパイロンロードセルの性能を確認することとする。

5.1 センサー付き平行棒

従来の平行棒であれば、どの程度上肢に頼って歩行訓練を行っているかについては、切断者の姿勢や平行棒のたわみ等から判断することしかできなかったが、センサーを組み込むことでこれらを計測し、

視覚的に表すことができるようになった。その表示を切断者にフィードバックすることで、特に訓練初期に目標値を設定して、徐々に手による補助を減少させることに有効であるとの臨床的評価が得られている。

訓練がある程度進んだ段階に達した高齢下肢切断者により計測した一例を図6及び図7に示す。この図7は計測時にデータをファイル化し、後からExcelを用いて図にしたものであり、実際の使用時の表示は若干異なる。訓練を受ける切断者にとっては時系列的に表示してフィードバックされても、波形そのものをコントロールすることは容易ではなく、通常は最大値を着目することしかできない。そこで、訓練時の表示としてはバーグラフによって最大値を表示することが適切と考えられる。通常の訓練時で



図6 平行棒を使用した歩行
Fig.6 Gait using the parallel bars

は訓練初期に用いて、目標値を設定し、徐々に手に

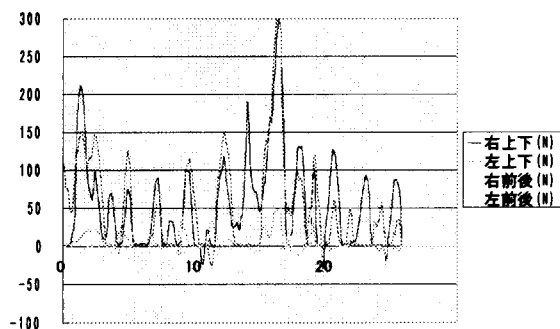


図7 平行棒からのセンサー出力の例
Fig.7 Example of output of the parallel bars

よる補助を減少させることに有効であるとの臨床的評価が得られており、今回計測した被験者でも初期に同様の方法で訓練に使用した。

5.2 パイロンロードセルによる義足負荷直接計測

平行棒で上肢による負荷を計測してフィードバックすることは可能であるが、訓練上は上肢での負荷をコントロールすると同時に適切な下肢への負荷方法と全身の姿勢の獲得が重要になってくる。平行棒のみではこの目的の情報は提供できないため、義足にパイロンロードセルを組み込んで、リアルタイムでの義足への負荷のベクトル表示を行う。

計測システムと計測原理については参考文献⁵⁾に詳しいが、ロードセル表面に24枚のひずみゲージを貼付し、6つのフルブリッジを構成することで軸圧縮、ねじり、30mm離れた高さでの前後方向のせん断力、及び、左右方向のせん断力を計測するシステムである。膝及び足首のモーメントはこれらのせん断力を外挿して求める。下腿部(場合により大腿部に取り付けも可能)の負荷を直接計測することができるため、床反力計を必要とせず、また、ビデオカメラ等の位置決めやキャリブレーションも不要で、しかも、ひずみゲージへのケーブルが届く範囲であれば連続して精度が高い計測が可能である。ソフトウェアは、AD変換の後にFortranによるデータ処理と表示ルーチンを持つ。現状ではこのプログラムではエンドレスでの表示が可能ないように、データ保存のルーチンは持たないため、データ保存のためには別のコンピュータによるAD変換が必要となる。



図8 パイロンロードセルを組み込んだ義足
Fig.8 TF prosthesis with the pylon load cell

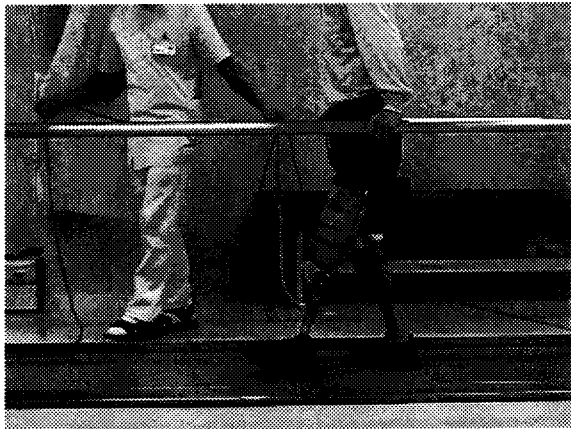


図9 パイロンロードセルを用いた義足
Fig.9 Gait with the pylon load cell

図8にこのロードセルを組み込んだ義足を、図9にこのロードセルを使用中の高齢切断者を、また、図10にはリアルタイムで表示されるコンピュータ画面を示す。この画面は、義足に固定した座標系に対応するベクトルが表示される。そのため、義足が傾いている時期であっても義足そのものが固定されて表示され、歩行を行っているという前提では慣れるまでに少し時間がかかるようである。しかし、特に立位での体重負荷方法を指示するためには有効で、画面を見ながら義足への体重負荷や姿勢を訓練し、その後も自分自身で同様の姿勢を保つための訓練に

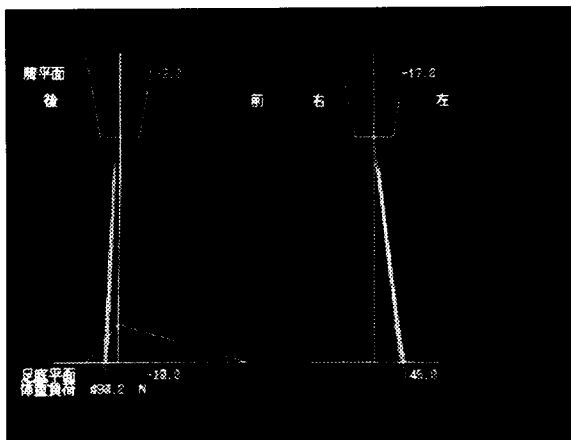


図10 パイロンロードセルの表示画面
Fig.10 Display of pylon load cell system

使用できるものと考えられる。このシステムで歩行したときのベクトルの軌跡を重ねて表示したものを図11に示す。図11右は若年の大腿切断者が歩行したもの、同図左は高齢切断者が固定膝で歩行したものである。これらの図を比較すると、外形そのものは似ているようであるが、若年ではスムーズなベクトルの移動が見られるのに対して、高齢者では途中

で停滞が起こっており、なめらかさが失われている

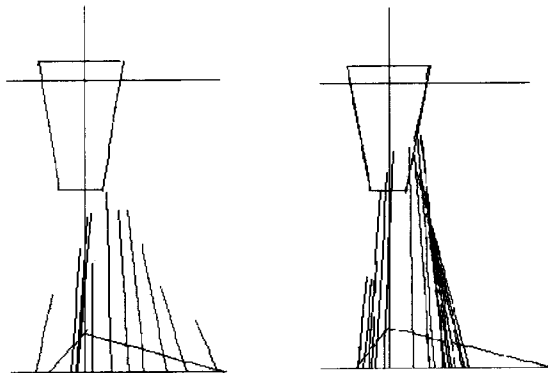


図11 床反力ベクトルの合成(左高齢者、右若年者)
Fig.11 Floor reaction force vectors
(left: geriatric right: young amputee)

ことが分る。歩行時にも義足に固定した座標系で見ることに慣れれば、歩行訓練の促進に有効であると考えられる。

6. 高齢下肢切断者用歩行訓練装置とするためのシステム開発

現在のシステムではセンサー付き平行棒、パイロンロードセルによる表示と同サンプル、小型床反力計(本年度は試用せず)などが単体のシステムとして動作するのみであり、本年度は2種類の機器をそれぞれを試用して動作と表示、及びその効果を確認した。その結果、それぞれが歩行訓練の一部に使用できるものと考えられる性能を持っていることが確認された。しかし、それらは訓練の目的に応じて使い分けが必要であり、また、事後に処理をして評価を行うためにも同時計測を行えなければならない。そこで、本システ

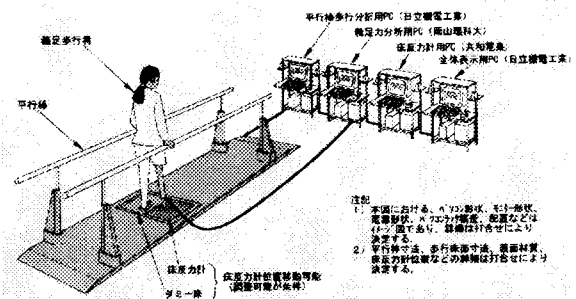


図12 高齢者用義足訓練装置の概念
Fig.12 Concept drawing of the training system

ムは必要に応じた計測と表示を提示できるものとする必要がある。本来的にはすべてのセンサー

信号を一つのADコンバータで取り込んで、必要に応じて表示するシステムであることが望ましいが、予算その他の関係から上記のシステムを並列的に同時計測し、必要なセンサーデータを中央の画面に表示することができる図 12 に示すようなシステムを組むことを当面の目標とする。

(参考文献)

- 1)駒井啓二他；義足の感覚フィードバック装置－義足歩行に対する効果－，第8回バイオメカニズム学術講演会予稿集，107-108，バイオメカニズム学会，1987.
- 2)長倉裕二他；リアルタイムフィードバックによる大腿切断者の歩行訓練の試み，第12回日本義肢装具学会学術大会講演集，102-103，日本義肢装具学会，1996.
- 3)長倉裕二他；理学療法士の立場から 変化する切断者の義足歩行データ臨床応用について，第23回臨床歩行分析研究会定例会抄録集，16-17，臨床歩行分析研究会，2001.
- 4)池田裕他；平行棒歩行分析計の開発，日本機械学会関西支部第76期定時総会講演会講演論文集No.014-1,9・29-9・30，日本機械学会関西支部，2001.
- 5)森本正治他；移動式義足歩行機能計測システム，バイオメカニズム8，251-264，東大出版会，1986.