

# 足荷重のリアルタイム呈示による視聴覚フィードバック機構 を有した歩行訓練システムの構築

## ～歩行路における荷重値の出力特性について～

### Construction of gait training system having audiovisual feedback mechanism by real-time presentation of the foot load

#### — The output characteristics of the load in the gait paths —

○ 福山慧（大分大院） 池内秀隆（大分大）

Kei FUKUYAMA, Graduate School of Oita University  
Hidetaka IKEUCHI, Oita University

**Abstract:** In gait training for walking rehabilitation, good balance walking, that is loaded equally load on both leg, is very important. So the scales are often used in order to feed back the load of the lower limbs. However, in this situation, trainee has to look down to see the scale and his or her walking posture become undesirable. In addition, he or her cannot read the load value on accurate. In this study, we propose the gait training system having audiovisual feedback mechanism of leg load. This system feedback the lower limb load calculated from the ground reaction force to trainee using audio and visual in real time. This paper reports simple assessment by PT, OT and the load characteristics of the walking path plate on force plate.

**Key Words:** Audiovisual Feedback, Real-time Presentation, Gait Training System

#### 1. はじめに

リハビリテーションの現場において、歩行訓練を行う場面がある。一般的に歩行訓練は、脳卒中片麻痺患者や骨折等の骨関節疾患を対象に、歩行再獲得に向けて実施する。その過程において、足に荷重をかける事は重要である。荷重がかかる事により、下肢を中心とした全身の筋収縮がおこり、バランス機能、循環動態、精神機能をも賦活されるといわれている。このような歩行再獲得には、可能な範囲で健常者の正常歩行に近く、両足に均等な荷重がかかるバランスのよい歩行姿勢で行うことが望ましい。

一方、片麻痺患者など片側下肢を中心に障害がある場合、痛みや不安などから、訓練において、患側に比べ健側の足に荷重をかけがちである。特に歩行は、片足立ちの連続運動と言われる事から、両足立ちの立位訓練と比較し、単一の下肢に荷重がかかりやすい。

このような問題を解決するには、何らかの形で歩行の姿勢と荷重状態を訓練者にフィードバックする必要性が考えられる。リハビリテーションの現場にて、荷重をフィードバックするものとしては、鏡や体重計があげられる。鏡は、荷重時の姿勢や身体の変移を確認するために使用し、体重計は、荷重量を確認するために使用する。

しかしながら、鏡は身体の前方に設置するものであり、体重計は身体の下方に設置するものであるため、欠点として、歩行しながら、鏡と体重計は同時に見る事ができないという点があげられる。つまり、現行の歩行訓練では、歩行する中で、姿勢と荷重量を同時に把握する事は困難であるといえる。

そこで、本研究では、身体像をカメラで撮影すると共に、

フォースプレートにより床反力を測定し、これらをパソコンのディスプレイ上に同時に呈示することで、姿勢と荷重量の把握が同時に行える歩行訓練システムを提案した<sup>(1)</sup>。

訓練者に計測情報をフィードバックするシステムは少ないが、次のような研究がある。杉山らは足圧センサを使い、歩行の荷重変化について聴覚を利用して訓練者にフィードバックするシステムを開発している<sup>(2)</sup>。尾形らは、義足使用の訓練において、義足側への適切な荷重負荷の訓練を行うため、色距離センサ画像より得られた歩行モデルにより床反力を推定して、訓練者にフィードバックするシステムを開発している<sup>(3)</sup>。我々のシステムは、フィードバック情報として直接測定した床反力を利用し、視覚・聴覚の両方を使用して訓練者に情報をフィードバックする点が特徴的である。

本報告では、歩行中の足荷重が、ディスプレイ上にどのように可視化されるかという点、及び、作成した歩行路における荷重値の出力特性について報告する。

#### 2. 訓練システム

本訓練システムの概要を、Fig.1 に示す。訓練者の脚に加わる荷重をリアルタイムに測定するために、計測器としてフォースプレートを用いるが、歩行訓練の全歩数を測定するフォースプレートを用意することはコスト的に不可能である。そのため、フォースプレートの上に、アルミフレームとベニア板で作成した歩行板を設置した。訓練者は2枚の歩行板にそれぞれ左右各足を接地するように歩行する。

フォースプレートにて測定された床反力データは、Fig.2 に示すように PC により収集され、三方向分力および床反

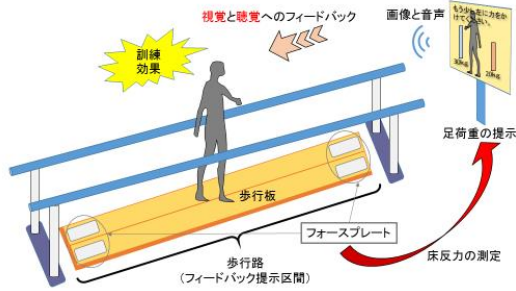


Fig.1 Overview of the training system



Fig.3 Screen running

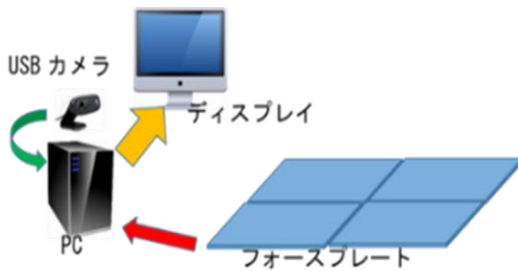


Fig.2 Structure of the system

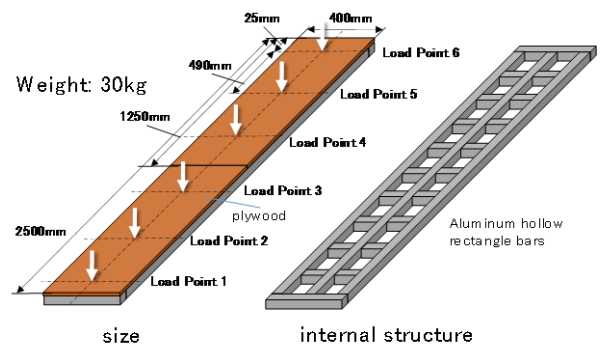


Fig.4 Walk path board and Load point

力作用点が算出される。また、USBカメラで撮影された画像をディスプレイに表示し、計測した作用点および三分力の値から、荷重量をリアルタイムにオーバーレイ表示を行った。

荷重量の提示は、Fig.3で示すように、画面の両側端に矩形のグラフにて呈示し、左右各足の鉛直荷重に合わせて矩形の高さが上下するゲージを配置し、足に加わる荷重が直観的に確認できるようにしている。これにより、被験者は常に前方のディスプレイを見ながら、姿勢や荷重量のフィードバックがリアルタイムに得られると考える。

フォースプレート(キスラー社製 9286A)は4枚使用し、Fig.1のように両端に配置した。また、歩行板(ベニヤ板+アルミフレームの2セット, Fig.4), コンピュータ(EPSON Endeavor Pro8100), 平行棒(高田ベッド TB-1204(4m)), ADボード(Interface PEX-321216×2), 画像呈示ディスプレイ(三菱 MDT241WG), USBカメラ(Logicoool WebCam C525)を使用し、開発ツールは Visual Studio 2013 Professional を使用した。

ディスプレイでの身体像の出力は、鏡像の画面表示も行えるようになっている。これにより、使用者は自身の身体イメージを把握でき、自己修正をかける事ができると考える。ディスプレイの両側に設けた矩形のゲージに関しては、身体機能の向上に合わせて、左右下肢の荷重率(荷重訓練モード)と立脚時間(荷重時間モード)の2つに切り変える事が出来る。

麻痺側下肢の支持性が低い段階では、麻痺側下肢の荷重を非麻痺側上肢の支持で補う為、荷重率の提示が有効と考えられる。訓練効果としては、徐々に非麻痺側上肢による補助が減り、麻痺側下肢への全荷重が行えるようになる事を想定している。

最終段階では、左右対称性の歩行の獲得を目的とし、非麻痺側下肢と麻痺側下肢の立脚時間を呈示する事が有効と考えられる。訓練効果としては、安定した独歩の獲得に至る事を想定している。

### 3. システムの評価実験

構築したシステムを用いて、別府リハビリテーションセンターの理学療法士による評価実験を行った。被験者は男性4名、女性1名の計5名である。

被験者には、システムの概要と実験方法を説明した後、データの取り扱いや安全性に関して同意を得た上で、実験を行った。実験では、荷重訓練モードと荷重時間モードのそれぞれにおいて、歩行板上を前進、後進、片麻痺者を模擬した前進の3種類の歩行を指示した。

実験後、各被験者に感想を聴取し、検討したところ、以下のような改善案が得られた。

- ①歩行の開始地点と終了地点をマーキングすることで、歩行路を移動する際、段を踏み外さず安心して歩ける。
- ②ディスプレイでの鉛直ベクトルの表示については、歩行中の情報量が多くなることで、かえって混乱を招きやすいのではないかと。
- ③身体像の呈示は、矢状面でも行えるようにすることで、足部の蹴りだしや踵の初期設置が誘導しやすくなる。

今回、提案した歩行訓練システムの構築により、鏡や体重計を使用した従来の方法に比べて、姿勢と荷重量のフィードバックを同時に行うことが可能となった。

これにより、脳卒中片麻痺患者であれば、ディスプレイに映された身体像を見ながら歩くことで、姿勢の自己修正を図ることができ、麻痺側下肢への荷重も誘導しやすくなると考える。

また、骨折等の骨関節疾患であれば、ディスプレイに呈示される矩形のゲージを確認しながら歩くことで、免荷量の調整が行いやすく、歩行中の再骨折のリスクや疼痛の増強を軽減させることができると考える。

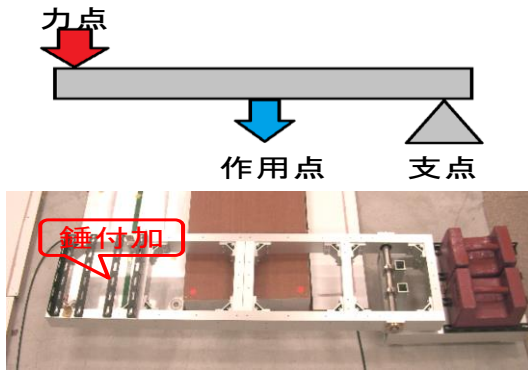


Fig. 5 Measurement equipment

Table.1 Adding 60kgw to the force plate

	フォースプレート1	フォースプレート2	フォースプレート3	フォースプレート4
1回目 [kg]	58.944	58.793	59.512	58.586
2回目 [kg]	58.691	58.553	59.298	58.305
3回目 [kg]	58.675	58.708	60.064	58.301
平均値 [kg]	58.770	58.685	59.625	58.397

4. 歩行路における荷重の出力特性実験

歩行訓練において最低限の歩数を確保し，かつ，現状の測定機器で対応するため，フォースプレート上に歩行板を設置した．しかし，歩行路の設置により，測定される床反力の特性が変化することが予想される．そこで，フォースプレートと歩行板を組み合わせた歩行路において，荷重の出力特性の変化について実験を行った．

歩行路は，フォースプレート4枚を2枚ずつに分け，各々を1300mm離して設置し，その上に歩行板を乗せたものとなる．この状態で，歩行板上の複数の点に一定の荷重を加え，その計測値を測定する．その結果と，フォースプレートのみで荷重を加えた結果を比較し，歩行板を設置することによる特性変化と本システムの目的を考慮した影響について検討する．

実験では，Fig.4で示すとおり，荷重点6点にて荷重を行った．荷重量は，10kgw，20kgw，30kgw，40kgw，50kgw，60kgwの6通りとし，床反力(垂直方向)としてPCを介してデータ収集を行った．計測回数は各々の負荷点にて3回ずつ実施し，これらの平均値を各荷重点の測定値とする．計測順番はFig.4の右側の中央点から順に1～6荷重点まで行った．

なお，本システムで用いているキスラー社製フォースプレートは，力センサに水晶のピエゾ素子を利用している．そのため，動的な床反力測定には高精度な測定が期待でき

Table.2 Adding 60kgw to walk plate

左	負荷点1	負荷点2	負荷点3	負荷点4	負荷点5	負荷点6
1回目の測定値 [kg]	58.725	59.881	59.541	59.486	59.239	59.34
2回目の測定値 [kg]	59.134	59.367	59.310	59.255	60.358	59.36
3回目の測定値 [kg]	58.711	59.547	59.488	59.313	59.063	59.75
平均値 [kg]	58.857	59.598	59.446	59.351	59.553	59.48
右	負荷点1	負荷点2	負荷点3	負荷点4	負荷点5	負荷点6
1回目の測定値 [kg]	58.089	58.311	59.571	58.782	60.378	59.88
2回目の測定値 [kg]	58.683	58.495	59.681	59.905	59.235	59.62
3回目の測定値 [kg]	58.127	58.593	58.869	59.332	59.337	59.59
平均値 [kg]	58.300	58.466	59.374	59.340	59.650	59.70

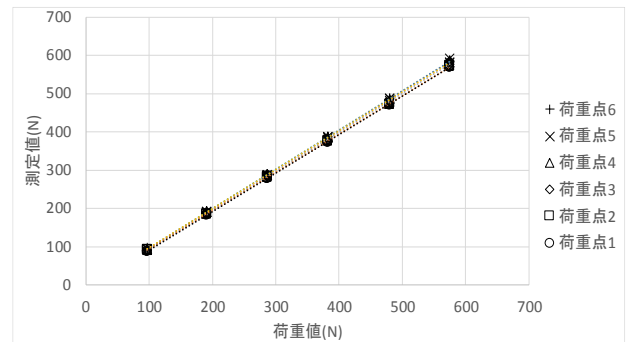


Fig.6 Linearity on each load point

るが，一定荷重のような静的な力に対しては，注意が必要である．本実験では，錘による負荷をスムーズに行えるように，Fig.5に示す測定機器を作成した．本機器は，この原理を使用し，置いた錘の重さに対して2倍の荷重を負荷し測定できるように設計している．このようにすることで，最大の60kgw相当の負荷を加える場合でも，測定者が配置する錘は30kgとなり，一人でも比較的スムーズに加重を行うことができる．

5. 出力特性実験結果

基準とするフォースプレートのみでの相当荷重時の測定結果を，Table.1に，左右歩行路の60kgw相当荷重時の測定結果を示す．

加えられていると想定される荷重60kgwに対して，どちらも小さめの値を計測している．歩行路の特性については，Table.1を一例とするフォースプレートのみでの測定結果を基準に検討を行った．

Fig.6に右側歩行路での，各荷重点における，荷重と測定値の変化のグラフを示す．どの点においても，線形性は良好で，荷重量と測定値の関係はほぼ線形と見なしてよいと

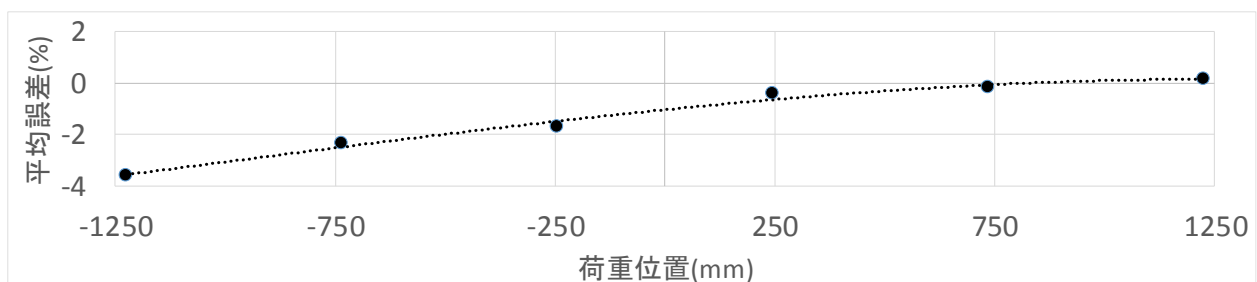


Fig. 7 Load characteristics on each point

考えられる。

Fig.7 に各荷重点位置と誤差の平均値をプロットしたものを示す。フォースプレート単体で計測するであろう値に対し、場所によってはやや非線形な値を示す地点もあるが、大きさはおおむね 5%以内に収まっている。なお、左側歩行路についても同様の結果が得られた。

現状のリハビリ訓練の現場では、免荷量の目安は 10kg 単位程度を基準としており、今回の計測結果はこの基準で考える場合は、問題ないレベルである。したがって、当面のところ、臨床現場においても応用できる可能性があると考えられる。

実験では同時に荷重の作用点についても算出を行った。しかし、作用点の誤差は全体的に大きく、フォースプレート付近では許容できる範囲であるが、中央付近では荷重量によってばらつきが大きく、値的にも明らかに実際とは異なった結果が得られた。一方で、同様の方法で算出した作用点を利用して表示しているフィードバック画面においては、十分合理的な結果が得られており、今回の結果で得られた誤差が存在することは考えにくい。今後実験方法の再検討も含めて、検討する必要がある。

## 6. 今後の展開

本報告の結果を基に、さらにシステムの改善に努めるとともに、荷重計測特性についても再検討を行う。また、患者の運動学習とモチベーションの維持が行えるように、歩行後に評価結果を呈示するシステムの構築（オフラインフィードバック）を検討している。

本システムをリハビリテーション施設に設置し、対象患者の歩容の変化に関するデータ収集を行い、本システムの有効性について検討していきたい。

## 謝辞

本研究は JSPS 科研費 15K01464 の助成を受けています。

## 参考文献

- (1) 福山慧，池内秀隆：足荷重のリアルタイム呈示による視聴覚フィードバック機構を有した歩行訓練システムの構築，LIFE2015講演予稿集，1F2-03，2015.
- (2) 畷田聡，杉山圭介，大塚作一，澤田義則，新井信：リハビリテーションにおける荷重調節訓練支援システムの検討，信学全大，D-7-43，1999.
- (3) 尾形邦裕，三田友記，清水健，山崎伸也：色距離画像センサを用いた床反力可視化による義足荷重訓練支援システム測，LIFE2014生活支援医療福祉工学系学会連合大会2014，GS4-2，2014