

[研究助成 (C)]

下肢荷重の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 実用化に向けた検証

Verification for practical application in gait training system with audio-visual
feedback function of ground reaction force

2197011



研究代表者	大分大学大学院	博士後期課程	福 山 慧
共同研究者	大分大学	教 授	池 内 秀 隆
	大分大学	技術職員	阿 部 功

[研究の目的]

リハビリテーションにおける歩行訓練において、患側下肢の荷重の把握は、歩行能力の向上及び再骨折等のリスク回避において重要である。下肢荷重を把握する為の手段として、通常、体重計を使用している。しかし、これでは歩行中の視線が足元に向きやすく、荷重も定位置でしか把握できない為、歩行中の荷重の変動が大きい。そこで我々は、図1、図2で示すようなディスプレイにて前方からリアルタイムで荷重が把握できるシステムの開発を行っている。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リアルタイムに情報をフィードバックする点が特徴的である。

歩行時の下肢荷重のフィードバックは、視覚や聴覚情報を受けながらの歩行となり、同時処理の要素を含むことから、訓練者が混乱しないような、把握しやすい下肢荷重の呈示を行う必要がある。

本研究では、患者自身が歩行の状態を把握しやすく歩行訓練が円滑に行えるよう、医療機関への導入に向けた臨床試験を実施するとともに、実用化に向けた装置の改良を目的としている。

[研究の内容、成果]

I. ディスプレイの呈示手法について

患者ごとに障害の程度は様々であるため、そのレベルに合った訓練の提供が必要となる。そこで我々は、患側下肢の支持性が低い段階あるいは荷重量に制限がある段階の荷重量フィードバックモードと、患側下肢の支持性が十分保たれている段階あるいは全荷重をかけてよい段階の荷重時間フィードバックモードの2つのモードを作成し、選択できるようにした。また、実用的な歩行訓練の支援を行うためには、患者がすぐに理解しやすく、安全に歩行できるディス

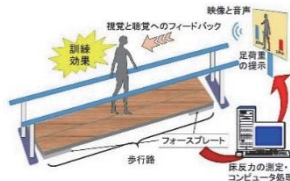


図1 システムの概要



図2 訓練システム使用中の様子

プレイの呈示を行う必要がある。そこで、ディスプレイの呈示方法について、リハビリテーション専門病院の理学療法士と入院患者に協力を得て情報収集を行った。その助言に基づいて、使用者が荷重を簡単に把握できる表示方法の検討を行った。

(1) 荷重量フィードバックモード

図3のように、歩行時の荷重量は、左右に設けた矩形のゲージで示している。このゲージの中には、黄色の線で荷重量の目標値を表示できるようにしており、視覚的にフィードバックし、患側下肢の荷重の調整が行えるようにしている。また、この黄色の線に達すると、アラームが鳴るように設定することができ、聴覚的にもフィードバックを行い、荷重の調整を行うことが可能となっている。

なお、目標値の設定は、患者の歩行状態に応じて、随時調整することが可能であり、段階的に患側下肢に荷重を誘導することができる。さらには、訓練システムを使用している間は、PCにデータが記録されるため、訓練後に、歩行状態を振り返ることが可能であり、運動学習を促す効果も期待できる。



図3 歩行時の荷重量の呈示

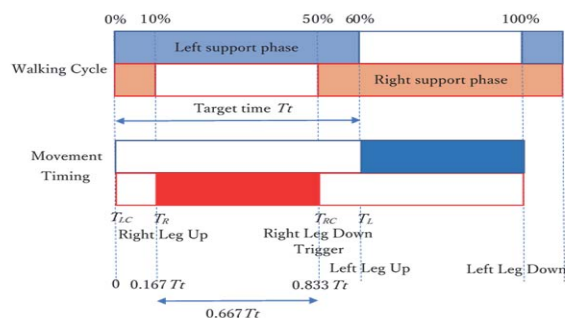


図4 歩行周期とターゲットの関連性

※上段の図は「中村隆一、齊藤宏：基礎運動学第5版、医歯薬出版(2000)」より転載

(2) 荷重時間フィードバックモード

人の歩行サイクル（1歩行周期）は、図4の上段に示すとおり、片足支持期間が左右で各々約40%あり、両足支持期間は合計で約20%あると言われている。一般的に健常人は、この割り当てられた配分で、左右対照的な歩行が行えている。

しかしながら、リハビリテーションが必要な下肢に障害を持たれている患者の場合は、この配分とは異なる歩行リズムを呈していることが多く、左右の非対称性が顕著に見られている。したがって、この時間配分に基づいて、歩行の目標リズムをディスプレイにて患者に呈示することにより、下肢の振り出すタイミングを学習することができ、理想的な歩行リズムの再獲得を促す効果を期待している。ただし、歩行リズムを調整するためには、患者が認識しやすい呈示を行う必要がある。

そこで我々は、次に示す3つの呈示パターンを選択できるようにした。

① 落下ターゲットパターン

これは、図5aで示すように、左右各々のターゲットが上から下に落下する。使用者はそのターゲットが下に着いた時点で、図5bのようにタイミングを合わせて足を着地させることで、歩行リズムの獲得を促すものである。

ターゲットが落下するタイミングについては、図4の下段のとおり、右足の場合は、つま先が

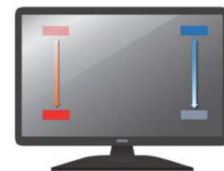


図5a 落下ターゲットのイメージ



図5b 落下ターゲットの使用場面

0.167 Tt(s) 後に離地し, 0.833 Tt(s) 後に接地することが理想的である。左足の接地時間 T_{LC} は, 左足が接地した際の床反力の増加によって検出できるため, 右足のターゲットは $T_R = T_{LC} + 0.167 Tt$ で動き始め, $T_{RC} = T_{LC} + 0.833 Tt$ で終点に到達する。同様に, 左足においても, 右足の接地時間 T_{RC} をトリガーとして, 同じ処理を繰り返すことで視覚的なフィードバックを実現している。

② 円弧ターゲットパターン

これは, 図 6a で示すように, 左右各々のターゲットが弧を描くように左右に移動する。使用者は図 6b のように, ターゲットが各々の足側に移動する軌跡を追いながら足を振り出すように歩いていく。ターゲットが動くタイミングは落下ターゲットと同じである。



図 6a 円弧ターゲットのイメージ



図 6b 円弧ターゲットの使用場面

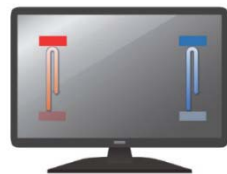


図 7a 上下動ターゲットのイメージ



図 7b 上下動ターゲットの使用場面

③ 上下動ターゲットパターン

これは, 図 7a で示すように, 左右各々のターゲットが上下に移動する。使用者は図 7b のように, そのターゲットの動きに合わせて, 各々の足の離地と接地を繰り返して歩いていく。ターゲットが動くタイミングは落下ターゲットと同じである。

II. 臨床試験について

(1) 臨床試験の対象

- ① 脳血管疾患により片麻痺を呈し, Brunnstrom stage にて stage IV 以上と診断され歩行が安定している方。
- ② 下肢骨折により片側下肢の荷重制限があり, 医師の診断にて, 免荷を行えば歩行訓練可能と診断された方。

(2) 臨床試験のプロトコル

図 8 で示す手順にて, 下記のとおり実施する。

- ① 鏡と体重計を使用した通常の歩行訓練を, 理学療法士の指導のもとで連続 3 往復実施する。
- ② 鏡と体重計を除去した状態での歩行を 1 往復実施する。
- ③ 本システムを使用した歩行訓練を, 理学療法士の指導のもとで連続 3 往復実施する。
- ④ ディスプレイを除去した状態での歩行を 1 往復実施する。

※荷重時間フィードバックモードでは体重計は使用しない。



図 8 臨床試験の手順

(3) 臨床試験の結果

図 9 は, 左大腿骨骨折により, 左下肢の荷重量が体重 (40 kg) の 80% に制限された患者の結果を示している。従来の方法 (図 9a) の場合, 歩行の全ての期間で, 荷重量の変動が大きい状況であった。しかしながら, 本システムを

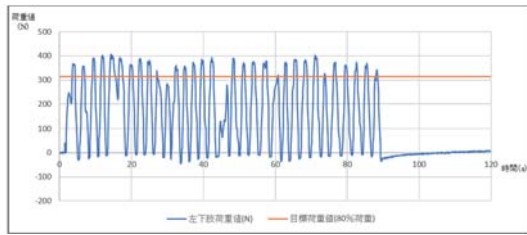


図 9a 体重計と鏡を使用

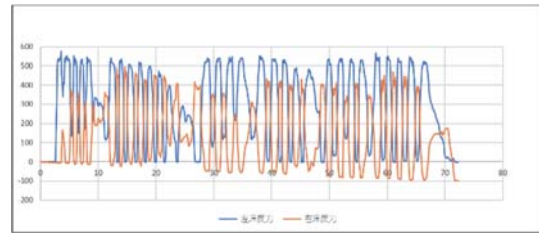


図 10a 鏡のみを使用

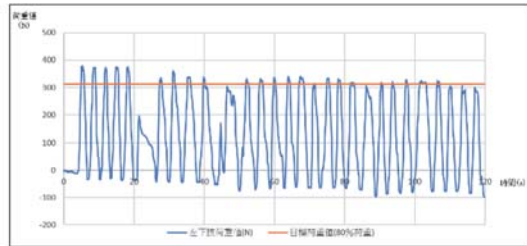


図 9b 荷重量フィードバックモードを使用

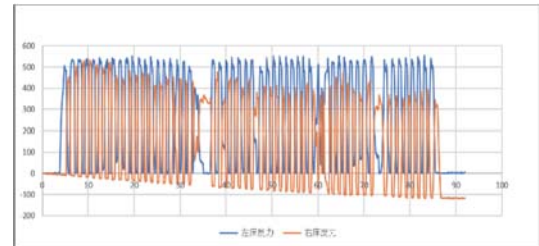


図 10b 荷重時間フィードバックモードを使用（上下動ターゲットパターンを選択）

用いた場合（図 9b）は、歩行開始時は、荷重の変動を認めるものの、歩行中期以降は、指定された荷重量を維持できる状況であった。

したがって、下肢の骨折などで免荷制限のある患者に対しては、本システムを用いることで、過負荷を予防でき、再骨折等を防止できる可能性がある。実際に、この患者は患側下肢に痛みを感じることなく安全に歩くことができた。

図 10 は、脳卒中により右片麻痺を呈された患者であり、歩行に杖や平行棒等の支持物は必要ないが、右立脚時間の短縮がみられ、非対称性の歩容を認めた患者の結果を示している。従来の方法（図 10a）の場合、両下肢共に立脚時間に変動がみられる状況であった。しかしながら、本システムを用いた場合（図 10b）は、両下肢共に荷重時間が均一で、一定のリズムを維持できる状況であった。よって、バランスの良い歩行を獲得できる事で、エネルギー効率が改善し、今までより長距離が歩ける可能性が考えられると共に、歩行時の転倒予防にもつながれる可能性がある。

実際に、この患者は、介入前は左側に身体が傾いていたが、歩行中は姿勢が正中位を保つことができており、ふらつきの軽減を認めた。

なお、今回の本システムの呈示パターンは、

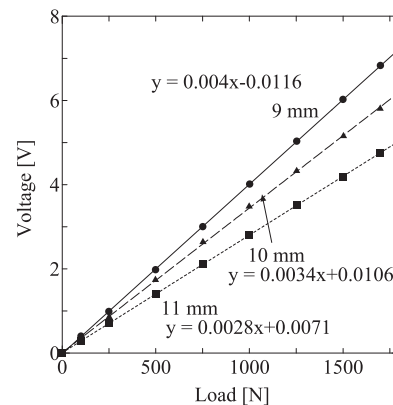


図 11 センサ厚みに対する荷重と電圧

患者に選択してもらい、上下動ターゲットを採用した。また、図 10 と図 11 における力のベースラインは、時間経過とともに変化（増加または減少）がみられる。この要因としては、本システムに使用しているフォースプレートの特性によるものと推定される。

Ⅲ. 自作センサの開発

歩行中の荷重の計測には市販のフォースプレートを用いているが、実用化に向けて自作のセンサを組み込んだシステムに改良することにより、システムのコストを抑えることを検討した。ロードセルを用いたセンサを作成し、その基礎特性を検討した。

一般構造用圧延鋼材（SS400）にひずみゲージ（KYOWA 社, KFGS-10-120-C1-11 L3M3R）を貼り付け、鋼材の厚みに対するひずみゲージからの出力電圧を評価した。ひずみゲージからの電圧は動ひずみ計（KYOWA 社, DPM-911B）を使用した。鋼材の厚みは、9 mm, 10 mm, 11 mm の3種類とした。荷重を加える装置は、インストロン万能材料試験機（INSTRON 社, 5865）を使用した。鋼材にかかる荷重を、鋼材の前方1点にかかるように六角ボルトを使用し、六角ボルト上面を押すように配置した。

荷重は 0 N～1,700 N の範囲とした。測定は鋼材の変化量[mm]、およびひずみゲージで出力される電圧[V]とした。また、測定回数は各厚み3回とした。各厚みの荷重平均値と電圧平均値の関係を図 11 に示す。

図 11 より、厚み 9 mm の電圧値が大きくセンサとして感度が良いということがわかった。センサで使用する鋼材の厚みは、薄い方よいが、一方で強度の問題があり、耐久性を考慮して最

適厚さを検討する必要がある。また、実験結果より算出した荷重と電圧の関係式より歩行時の荷重を計測することができる。

[今後の研究の方向, 課題]

本研究では、本システムの実用化に向けて、ディスプレイの呈示方法を提案し、提案されたシステムを使用して臨床試験を行い、結果を提示した。本システムの有用性を証明するには、引き続き臨床試験のデータを収集していく必要がある。また、システムの低コスト化、力のベースライン変動の解消などを目的とし、自作センサを用いてフォースプレートシステムを新たに製作する予定である。

[成果の発表, 論文等]

福山慧, 池内秀隆, 阿部功: 足荷重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画面提示手法に関する検討, LIFE2019, 2019 年 9 月 12 日～14 日, 神奈川