

平成 30 年 6 月 11 日現在

機関番号：17501

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2015～2017

課題番号：15K01464

研究課題名(和文)床反力の可視聴化によるリアルタイムフィードバックを行う歩行訓練システムの開発

研究課題名(英文)Development of Gait Training System with Real-time Feedback using Audio-visual Function of Ground Reaction Force

研究代表者

池内 秀隆 (Ikeuchi, Hidetaka)

大分大学・理工学部・准教授

研究者番号：50264130

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,400,000円

研究成果の概要(和文)：本研究では、リハビリ施設などの歩行訓練の質を向上し、回復期リハビリテーションの限られた期間を有効に活用するため、フィードバック機構を有する訓練システムを構築し、その効果と有効性を検証する。訓練システムは、歩行中の床反力を測定し、その値と歩行中の姿勢を表示することで、足にかかる荷重と歩行姿勢を訓練者がリアルタイムで把握できるものである。音と映像による適切な荷重量の情報も示す。研究実施期間中に、これらのシステムを完成させた。熊本地震などの影響もあり、患者による被験者実験は行えなかったが、歩行路の荷重特性や健常者による荷重調整の効果について実験データを測定し、システムの有効性を示唆することができた。

研究成果の概要(英文)：This project develops the gait training system with real-time feedback using audio-visual function of ground reaction force and evaluate the advantage and usability. This system will be able to improve the quality of gait training in rehabilitation. In this system, the ground reaction force in walking is measured using force plate and is displayed to front display with walking posture. The trainee can understand foot load, suitable load and walking posture in real-time. This system was completed and analyzed load characteristics of walking path plate in anterior half of project. The test by patient wasn't carry out because of the 2016 Kumamoto Earthquake, but the test by normal human subject was carry out.

研究分野：福祉工学

キーワード：歩行訓練 視聴覚フィードバック 床反力 荷重特性 脳卒中 下肢疾患

## 1. 研究開始当初の背景

(1) 現在脳卒中片麻痺患者のリハビリテーションは、回復期において180日間という規定が設けられている。回復期リハビリテーションは、理学療法・作業療法・言語聴覚療法の大きく3つに分けられ、各々専門のセラピストが1人の患者にマンツーマンで治療に携わるケースが多い。理学療法では、主に歩行など、患者の移動面に対して中心に携わっている。

(2) しかしながら、患者1人が1日に行う理学療法は、1時間～2時間と短く、機能改善を図る運動量としては十分とはいえないのが現状である。その現状を埋める手段として、多くのリハビリテーション施設が取り入れているものが、患者の余暇時間を利用した自主訓練である。

(3) しかし、現状の自主訓練は、その場で反応や効果をフィードバックできるものは少なく、基本的には量をこなす事に特化するため、セラピストが提供する治療と比較し、質的な部分において絶対的に劣るのが欠点としてあげられる。さらに、自主訓練において患者の運動量に対する成果は少ないだけでなく、誤った反応が反復される逆効果をも危惧される点が問題となっている。

(4) 本研究では、このような自主訓練の質を向上し、患者の機能改善の効率を上げ、回復期リハビリテーションの限られた期間を有効に活用するため、フィードバック機構を有する自主訓練システムを構築し、その効果と有効性を検証する。

(5) 本研究でデータ収集・システムの検証を予定している別府リハビリテーションセンター（以下、別府リハ）においては、脳卒中片麻痺患者が疾患の割合の大半を占める。そのため、本システムは脳卒中片麻痺患者の歩行訓練を主な対象として取り扱う。

(6) 脳卒中片麻痺患者の歩行において、大きな特徴としてあげられる問題点が、麻痺側の支持性があるにも関わらず、麻痺側下肢に十分な荷重が行わずに歩行している点である。麻痺側下肢に荷重できない事で、非麻痺側下肢優位の歩行となり、安定性及び流動性に欠け、歩行によるエネルギー効率が低下し、耐久性が低く長距離を歩けないばかりか、転倒のリスク及び非麻痺側の筋緊張を増加させ疼痛をもたらす。

(7) そこで、麻痺側下肢への荷重を促す歩行訓練機器の必要性が考えられる。具体的には、麻痺側下肢の荷重量が視聴覚的にフィードバックでき、安全に自主的に行える歩行訓練を提供する事を目的としたい。

(8) 同様の訓練システム等は文献、など

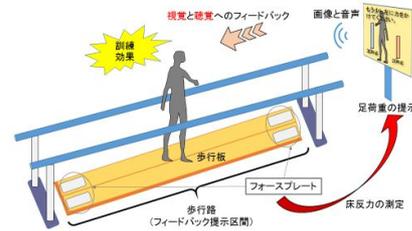


図1 実験装置の概要

がある。文献では、足圧センサを使い、歩行の荷重変化を視覚、聴覚を利用して訓練者にフィードバックしている。文献では、義足の使用訓練において、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中である。

(9) 本研究では、フォースプレートを用いて、足に加わる荷重を測定することにより、正確な荷重値を測定でき、新たな技術開発なしにシステムを構築することが可能である。フォースプレートを必要とするので、システム自体のコストは増加するが、本研究においては、大分大学の所有するフォースプレートを利用するため、本研究費への影響は少ない。荷重の直接測定のため、正確な値を得ることができ、訓練者へのフィードバックや安全性の面で適切な実験が可能となる。また、歩行解析に通常用いられるセンサのため、床反力に関する各種情報を同時に計測でき、評価や診断に利用できるデータの解析なども期待できる。現在想定している実験装置の概要を図1に示す。

## 2. 研究の目的

(1) 自主訓練として利用できる聴覚および視覚フィードバック型歩行訓練システムを開発する。開発したシステムは別府リハにおいて、健常者および対象患者を被験者としたデータ収集を行い、本システムの有効性並びに改良点を見だし、脳卒中患者の歩行訓練に効果的な実用的歩行訓練システムを構築する。

(2) 第一に、大分大学所有のフォースプレートと新規購入するコンピュータ・ディスプレイを用いて、基本的な歩行訓練システムを構築する。

(3) 第二に、別府リハにおいて、構築した歩行訓練システムについて健常者による評価実験およびデータ収集を行い、システムの有効性並びに改良点（インターフェースや評価・フィードバック項目など）を検討し、患者による被験者実験への道筋をつける。また、患者による被験者実験での安全性等に関する

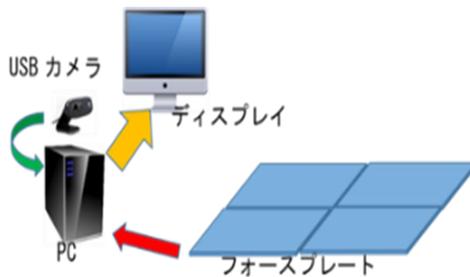


図2 床反力の測定と画面表示

る検討も行う。

(4) 第三に、改良検討したシステムを用いて、患者による被験者実験を行い、本システムの有効性を検証する。

(5) 第四に、コストの減少（使用フォースプレートを増減、フォースプレートに変わるセンサの検討）を行い、システムの実用化を意識した改良を検討する。

### 3. 研究の方法

(1) 本訓練システムの概要を、図1に示す。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、図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力作用点が算出される。

(2) 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う。荷重量の呈示は、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することで、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。

(3) 訓練システムの制作後、各種の基本的特性の測定と分析をおこなう。具体的には、荷重表示や製作プログラムの動作チェック、歩行路を用いることでの荷重特性の変化を定量的に分析する。

(4) 訓練システムの基本的特性が確認できたら、健常者による評価実験およびデータ収集を行う。その実験を通じて、システムの有効性および改良点を検討する。

(5) 別府リハビリテーションセンターの患者を対象に、被験者実験の対象者を選定し、実験の説明と同意を得る。その後、実験データを収集する。なお、本離床試験および研究計画に関しては大分大学工学部研究倫理



図3 ディスプレイ画像

委員会および別府リハビリテーションセンター倫理委員会の承認を得た上で実行する。

(6) 被験者による臨床試験の結果をまとめ、コストの減少等、システムの実用化をお粉ための検討・改良等を行う。

### 4. 研究成果

(1) 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ため、図1のようなシステムを構築した。歩行訓練の全歩数を測定するため、フォースプレートの上に、アルミフレームとベニヤ板で作成した歩行板を設置した。訓練者は左右2枚の歩行板にそれぞれ足接地すると、フォースプレートにて測定された床反力データがPCにより収集され、三方向分力および床反力作用点が算出される。また、USBカメラで身体の撮影を行った。これらをディスプレイにてリアルタイムにオーバーレイ表示を行い、荷重量と姿勢変化をフィードバックできるようにした。

(2) フォースプレートは、キスラー社製9286Aを4枚、計測用コンピュータ、ADボードは、EPSON Endeavor Pro8100、Interface PEX-321216 × 2、USBカメラは Logicoool WebCam C525 を使用し、平行棒は、高田ベッド TB-1204(4m)を用いた。開発ツールは Visual Studio 2013 Professional を使用した。

(3) 図3は、本システムのディスプレイ上の画像である。荷重量は、直観的に確認できる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ように設定している。また、使用者が身体イメージを把握しやすく自己修正をかけやすくするため、鏡像の画面表示も行えるようにしている。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。

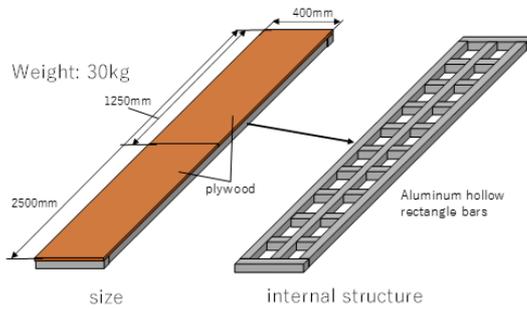


図4 歩行板

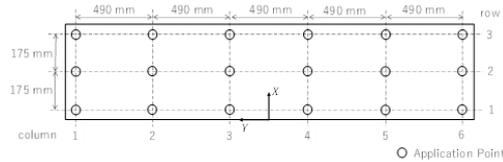


図5 測定地点

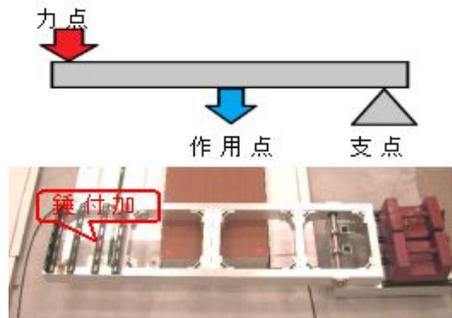


図6 測定機器

(4) 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、荷重率の呈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。

(5) 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。

(6) 図4に示す歩行板は、強度と質量を考慮し、ベニア板とアルミフレームを組み合わせ、左右各々2セット作成した。歩行板上を歩いた際、撓みが大きくなると歩行に集中できないことが想定されるため、たわみを極力抑えるよう考慮し設計した。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、図5のような18の測定地点にて、荷重の出力特性の変化についての実験を行った。18点の荷重点に対しそれぞれ10kgw, 20kgw,

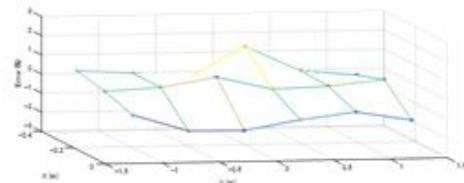
表1 各測定点における誤差(単位%)

(a) 右側歩行板

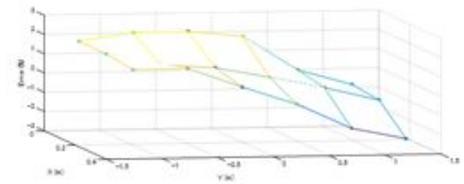
	1	2	3	4	5	6
1	2.02±1.48	1.49±1.12	1.16±1.45	1.03±1.05	0.97±0.92	0.65±0.45
2	1.99±1.40	1.55±1.46	0.45±0.45	0.42±0.29	0.52±0.61	0.55±0.70
3	2.29±1.80	1.25±0.99	0.60±0.67	0.50±0.54	0.77±0.63	1.05±1.01

(b) 左側歩行板

	1	2	3	4	5	6
1	0.79±0.93	1.75±1.40	1.96±1.77	1.99±1.92	2.00±2.43	0.65±0.35
2	0.77±0.93	0.76±0.48	0.67±0.59	1.00±0.81	1.16±0.83	0.92±0.68
3	0.81±0.45	0.93±0.90	0.83±0.80	1.29±1.17	0.98±0.62	1.29±0.90



(a) 右側歩行板



(b) 左側歩行板

図7 測定地点における誤差の特性

30kgw, 40kgw, 50kgw, 60kgw の6通りの荷重を行い、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した。

(7) 本実験では、錘による負荷をスムーズに行えるように、図6に示す測定機器を使用し実施した。この測定機器は、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作成した。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荷重を行うことができる。

(8) 各測定点で生じた平均誤差を表1に示す。また、誤差の平均値を3次元グラフに示したものを図7に示す。平均誤差は3%以内に収まっており、歩行板の中心から離れるにつれて、誤差が大きくなる傾向がみられた。

(9) 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。

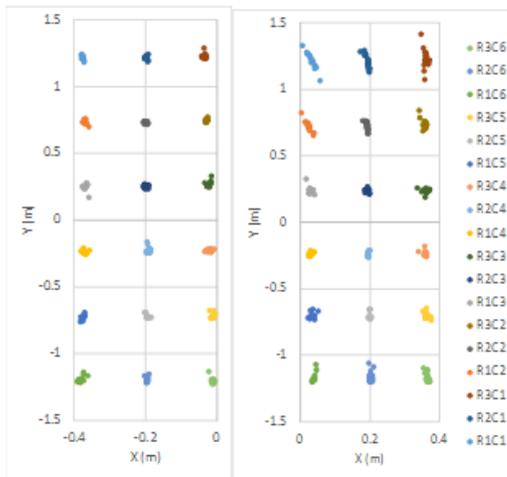


図 8 歩行板の作用点測定結果



図 9 評価実験

(10) また、図 8 は歩行板上の作用点の位置を示したものである。歩行板の中心から離れるにつれて、作用点が疎らになる傾向がみられた。

(11) 別府リハビリテーションセンターの理学療法士に協力してもらい、本訓練システムの評価実験を行った。実験の様子を図 9 に示す。被験者は男性 4 名、女性 1 名の計 5 名で行った。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。

(12) 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。  
 ・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。  
 ・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。  
 ・身体像の呈示は、矢状面でも行えるように

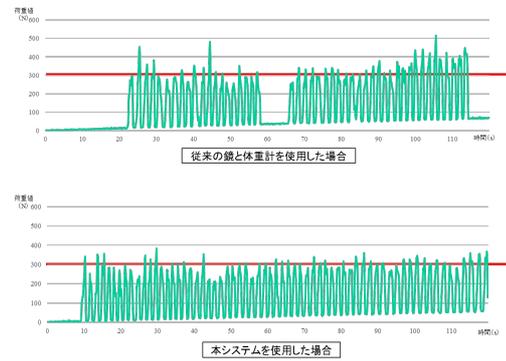


図 10 荷重フィードバックの比較

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のではないかと。

(13) また、本訓練システムの臨床応用については、以下のような意見が得られた。

- ・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。
- ・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。

(14) 歩行訓練における荷重のフィードバックにおいて、従来の鏡と体重計を使用したパターンと本システムを使用したパターンとどのような差がみられるか、健常者による実験を行い、データを測定した。図 10 は、体重 60 kg の健常男性に、体重の 1/2 荷重 (30kg) の制限を指示し歩行を行った結果の一例である。これより、本システムを使用した方が従来の方法に比べて指示した荷重量を維持できる可能性がみられた。よって、下肢骨折等で荷重制限のある疾患に対し、本システムを使用することで、歩行訓練中の再骨折を予防しながら適度な荷重を患側にかけることができる可能性がある。

(15) 本訓練機器の臨床応用を目的とし、対象患者による臨床試験の実施を計画し、社会福祉法人農協共済別府リハビリテーションセンターの倫理委員会、並びに大分大学工学部の研究倫理審査委員会にて審査を実施し、承認を得た。本臨床試験の対象は、脳血管疾患により片麻痺を呈し、Brunnstrom stage にて stage 以上と診断され歩行が安定している方。又は、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とした。臨床試験のプロトコルは図 11 のとおりである。

(16) 平成 28 年 4 月に発生した熊本地震に



図 1 1 臨床試験のプロトコル

関連した一連の地震の影響で、本研究の実験実施場所である別府リハビリテーションセンターが被災し、約半年間、使用不可能となった。開発システムの実験へ向けた調整期間にあたり、実験可能な状態への推移が遅れてしまった。さらに、年末～早春にかけてインフルエンザの流行により、別府リハビリテーションセンターが28年度、29年度ともに病棟閉鎖になり、打ち合わせ、実験システムの調整、実験の実施等に支障が出た。加えて、倫理審査等の手続、臨書試験の実施に関する各施設の意見調整等に時間がかかり、当初予定の患者による被験者実験およびそれを受けた装置改良には着手できなかった。

(17) しかしながら、健常者による実験データから、装置の効果を示唆する結果が得られており、臨床試験についても、研究期間終了時にすぐにでも実施できる状態に至ったので、一定の成果が得られたと考えられる。臨床試験については、今後速やかに実施し、当初の目標を達成する予定である。

<引用文献>

リハビリテーションにおける荷重調節歩行の訓練支援システム，蔦田聡，杉山圭介，澤田義則，新井雅信，信学技報，HCS2000-16，2000  
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，尾形邦裕，三田友記，清水健，山崎伸也，LIFE2014 生活支援医療福祉工学系学会連合大会 2014，GS4-2，2014.

5. 主な発表論文等

(研究代表者，研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文](計1件)

Kei Fukuyama, Isao Abe and Hidetaka Ikeuchi, Characteristics of Ground Reaction Force in Gait Training System with Real-time Audiovisual Feedback Function of Leg's Load, 査読有, Proceedings of the 2016 IEEE/SICE International Symposium on System Integration, Sapporo, Japan, pp.313-319

[学会発表](計7件)

福山慧，池内秀隆，阿部功，歩荷重の視聴覚フィードバックを有した歩行訓練システムの有用性について，バイオメカニズム学術講演会，2017年11月4日～5日，別府市，別府国際コンベンションセンター

福山慧，池内秀隆，足荷重の視聴覚フィードバックを有した歩行訓練システムの構築～荷重値の出力特性と臨床試験計画について～，LIFE2017(第33回ライフサポート学会大会，第17回日本生活支援工学会大会，日本機械学会福祉工学シンポジウム2017)，2017年9月15日～17日，東京都文京区，お茶の水女子大学  
Kei Fukuyama, Isao Abe and Hidetaka Ikeuchi, Characteristics of Ground Reaction Force in Gait Training System with Real-time Audiovisual Feedback Function of Leg's Load, 2016 IEEE/SICE International Symposium on System Integration, 2016年12月13日～15日，札幌市，札幌コンベンションセンター

福山慧，池内秀隆，阿部功，歩行中の床反力を視聴覚呈示する歩行訓練システムの検討，第37回バイオメカニズム学術講演会，2016年11月12日～13日，射水市，富山県立大学

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～歩行路における荷重値の出力特性について～，LIFE2016(第32回ライフサポート学会大会，第16回日本生活支援工学会大会，日本機械学会福祉工学シンポジウム2016)，2016年9月4日～6日，仙台市，東北大学

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，LIFE2015(第15回日本生活支援工学会大会，福祉工学シンポジウム2015，第31回ライフサポート学会大会)，2015年9月7日～9日，福岡市，九州産業大学

福山慧，池内秀隆，歩行中床反力のリアルタイム視聴覚フィードバックによる歩行訓練システムの検討，第20回知能メカトロニクスワークショップ，2015年7月11～12日，東京都足立区，東京電機大学

6. 研究組織

(1) 研究代表者

池内 秀隆 (IKEUCHI, Hidetaka)  
大分大学・理工学部・准教授  
研究者番号：50264130

(2) 研究協力者

福山 慧 (Fukuyama, Kei)  
別府リハビリテーションセンター，大分県社会福祉介護研修センター