研究成果報告書 科学研究費助成事業

今和 6 年 6 月 6 日現在

機関番号: 17501

研究種目: 基盤研究(C)(一般)

研究期間: 2019~2023

課題番号: 19K11348

研究課題名(和文)床反力視聴覚フィードバック型歩行訓練システムの実用化を目指した改良と機能向上

研究課題名(英文)Improvement and Functional Advancement of Gait Training System with Real-time Audiovisual Feedback Function of Ground Reaction Force toward Practical Use

研究代表者

池内 秀隆 (Ikeuchi, Hidetaka)

大分大学・医学部・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):下肢の荷重をリアルタイムに訓練者に呈示し,下肢への適正な荷重や歩行リズムを促す自主訓練への応用も可能な歩行訓練機器について,訓練者への画面呈示手法を検討し,骨折術後患者,脳卒中後片麻痺患者に対して臨床試験を行い,訓練システムの有効性を確認した。新型コロナ感染症の影響で,十分な被験者数は確保できなかったが,歩行速度の向上,左右バランスの向上が確認された。システムのコスト低減を目指して,荷重計測可能な歩行路を開発・改良した。また,評価機能への応用検討を目指して,歩行計測データの処理や下肢疾患者の歩行解析などを行った。

研究成果の学術的意義や社会的意義 歩行訓練システムの実用化によって,骨折術後患者,脳血管障害後遺症患者などの歩行機能回復が効果的に行えることが期待できる。人口の高齢化に伴い,これらの患者・障害者は今後も増えると予想され,社会の活性を失わないためにも,できるだけ多くの方が自分の足で歩くことで,有意義な人生を歩めるようにする必要がある。また,身体リハビリテーションにおいて,機器の有効利用により,療法士や介護士の負担を減らし,より効果的なリハビリテーションを実現できると考える。学術的にも,歩行運動の計測や解析に有効な手法の開発などの一なリハビリテーションを実現できると考える。学術的にも,歩行運動の計測や解析に有効な手法の開発などの一 助となる成果を提供できると考えている。

研究成果の概要(英文): We investigated a method of displaying the screen to trainees on a walking training device that can be used for self-training to promote appropriate load and walking rhythm on the lower limbs by displaying the load on the lower limbs to the trainee in real time. We also conducted clinical trials on post-fracture patients and post-stroke hemiplegic patients to confirm the effectiveness of the training system. Although we were unable to secure a sufficient number of subjects due to the impact of COVID-19, we confirmed improvements in walking speed and left-right balance.

In order to reduce the cost of the system, we developed and improved a walking path that can measure load. In addition, we processed walking measurement data and analyzed the walking of patients with lower limb disorders in order to examine the evaluation.

研究分野: 福祉工学

キーワード: 歩行訓練 床反力 視聴覚フィードバック 被験者実験 力計測

科研費による研究は、研究者の自覚と責任において実施するものです。そのため、研究の実施や研究成果の公表等に ついては、国の要請等に基づくものではなく、その研究成果に関する見解や責任は、研究者個人に帰属します。

1.研究開始当初の背景

脳卒中後片麻痺患者の歩行訓練におい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を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,歩行訓練の効率のみならず,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.また,下肢骨折などの患者においては,同様の問題に加えて,下肢への過剰負間を均一にし,歩行姿勢および歩行リズムの安定化を図れることが重要である.現状では,これらの荷重管理は,体重計や鏡を用いた手法で,訓練中の評価は難しく,療法士の訓練前後の指導や声かけによる方法であり,十分な効果があるとは言いがたい.

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 , 患者の余暇時間を利用した自主訓練である . 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のみに特化するため ,療法士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 .

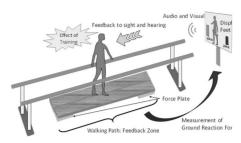




図1 床反力可視聴化フィードバック 式歩行訓練システム (科学研究費 15K01464)

そこで、図 1 に示す下肢への荷重をリアルタイムに訓練者に提示し、下肢への適正な荷重や歩行リズムを促す自主訓練への応用も可能な歩行訓練機器を提案・開発した.科学研究費補助金の補助(基盤研究(C)(一般)15K01464、2015~2017年度)により、試作機は完成し、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に設置している.現時点において、臨床試験を開始しており徐々に成果は確認されているが、臨床試験を通じた問題点として、情報の提示方法はまだ改善の余地があり、試験例についてもさらに増やすことが必要である.また、市販のフォースプレートを用いる方法は、コストが高い上、実際の現場においては市販フォースプレートレベルの精度は必要としない、できるだけ多くの施設・病院等で利用してもらうには、コストの削減が必須である。

ロボット技術等を用いて物理的な支持・サポートを行う歩行訓練システムは国内外でいくつか研究開発が行われているが、計測技術に基づく視聴覚フィードバックを有するシステムは少ない、研究開発中の同様の訓練システム等は、引用文献[1]、[2]などがある、文献[1]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[2]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、しかしながら、特に現場の状態に即した、実用的で臨床試験段階まで到達しているシステムは我々の知る限り、ほとんど存在しない、

2.研究の目的

本研究では、開発した視聴覚フィードバック型歩行訓練システムを用いて、「足荷重および歩行リズムをフィードバックする訓練手法が、患者にどのような影響を及ぼし、歩行リハビリテーションの効果を向上させるか?」について明らかにする 臨床試験を通じて得られた知見を元に、画面表示や提示情報の内容を見直し、効果的な手法を確立する.また、本システムの実用化を目指すには、システムの有効性と合わせて、装置コストの低減、収集した歩行データの評価機能の付加が必要と考え、本研究期間内にこれらの実現も行う、そのために、以下の目標を設定した、

- (1) 臨床試験による効果検証とシステムの改良:麻痺患者および骨折患者を被験者とし,臨床試験を実施し画面表示手法などの改良点を得ると共に,本システムの有効性を実証する.
- (2) 歩行路の計測システムの改良:訓練システムの製作コストを低減するため,荷重の計測に用いている市販のフォースプレートの代わりに,力センサを用いた計測システムを製作し,使用に問題のないことを確認する.
- (3) 下肢疾患患者の歩行解析と評価システムの構築:歩行時の力情報や歩行姿勢と,下肢疾患との関係性を明らかにし,訓練システムから得られる情報を元に,歩行リハビリテーションの評価が行える機能を開発する.

3.研究の方法

目標(1) 別府リハビリテーションセンターに設置済みの歩行訓練システムを用いて,下肢疾患患者を被験者として臨床データを得るための臨床試験を行う.提示すべき情報の取捨選択,画面表示方法について,改良点を見いだす.また,現場の療法士・医師など専門家との意見交換も行い,検証する.被験者は10名程度を目標とする.目標(2) フォースプレートに置き換える力センサの選定を行い,歩行路に組み込むために,歩行路および接続部分の設計・製作を行う.目標(3) 大分リハビリテーション病院の3次元動作計測装置を用いて,下肢疾患患者と健常者の動作特性を計測し,その特徴を明らかにし,歩行訓練システムでの評価機能に利用できるように検討を行う.被験者は患者・健常者それぞれ10名程度を目標とする.

上記の経過および成果について,随時国内外の学会等で発表を行い,最新の情報を収集する. 情報提示法などについては,良好なものは特許等の出願を検討する.

4.研究成果

(1)臨床試験による効果検証とシステムの改良

図 2 に歩行中の床反力をフィードバックし,足荷重量を訓練者に示すことで,適切な足荷重を確認しながら歩行訓練ができる荷重訓練モード時の画面を示す. 画面の両側端に矩形状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,片麻痺患者においては,麻痺側下肢に荷重をかけやすくなり,姿勢が安定すると考え

られる.また,下肢骨折患者においては, 免荷量を把握でき,再骨折や疼痛の増強を 防ぐことができると考えられる.

歩行訓練後期の患者に対しては,左右足への荷重時間を均一にし,姿勢および歩行リズムの安定化を図れることが重要である.そこで,歩行中の床反力より下肢の着地,離地が判定できることを利用して,訓練者の各足の支持時間をフィードバックする手法を考案した.図3上部は,人の1歩行周期中の片足支持期と両足支持期の割合を図にしたものである[3].すなわち,

片脚支持期が左右約 40% ずがかれる。 40% ずの 10% で、 10%



図2荷重訓練モード画面

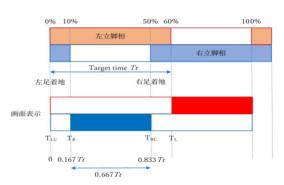


図3 画面表示のタイミング







(a)落下ターゲット (b)円弧ターゲット (c)上下ターゲット 図 4 荷重時間モード画面

タイミングを指示する図形要素を表示させ,この動きに合わせて訓練者は足を動かす.検討した3つの図形要素の動きを図4に示す.

図 4(a)落下ターゲットでは,それぞれの側の図形要素(左足:赤,右足:青)が,画面から落下を始めると対応する足を離地し,下端に到達するタイミングで足を着地するように動かす.図4(b)円弧ターゲットでは,各足の反対側から対応する色の図形要素が動き始めたら足を離地し,その足側に到達したときに足を着地するように動かす.図4(c)上下動ターゲットではそれぞれの側の図形が上昇を始めると対応する足を離地し,図形が下降して下端に到達するタイミングで足を着地する.

各図形要素の動作開始タイミングは次のように決定する.図3において右足(青)の動きを例にとると,左足着地後, $0.167T_t$ 秒後に右足が離地し, $0.833T_t$ 秒後に右足が着地することが理想である.左足の着地は,左足の床反力の発生で検知できるので,その時刻を T_{LC} とし, $T_R = T_{LC} + 0.167T_t$ において青色図形要素(右足)が動作を始め, $T_{LC} + 0.833T_t$ において到達点に到達するように画面上を移動させる.訓練者はこれに合わせて右足を移動させるので,右足着地時刻 $T_{RC} \approx T_{LC} + 0.833T_t$ となり,理想的な左立脚相(Fig.6 下部,青色部分)を実現できる.右足立脚相に関しても同様に右足着地時刻 T_{RC} をトリガとして,同様の処理を行うことで,視覚フィードバックが実現できる.

荷重訓練モードでの被験者は左大腿骨頸部骨折の術後患者で,被験者の体重40kgwに対して,

約80%の荷重値(32kgw)を目標とした.従来の手法では,鏡を使って姿勢を確認し,体重計で荷重量を把握するが,この方法では目標荷重(約314N)を超え,被験者体重と同等の荷重がかっている例が多いのに対し,本シテムを利用した場合は,最初の55とは目標値を超えているものの,である場合はほぼ目標値に近い最大値を取り,足の負荷荷重が適切にコントロールできていた.

荷重時間モードでの被験者は脳梗塞 患者で,左足が健側,右足が患側であ る.表示手法は上下動ターゲットであ る. 通常のリハビリにおいて姿勢を確 認するために鏡を使用しているが、そ の場合に比べ床反力波形が密になっ た.これは,従来の方法では,歩行周 期(足の動作タイミング)が,被験者 に任されており、ゆっくりとしたリズ ムになりがちであるが, 本システムで は,理想とする(患者の回復度に合わ せた可能な)歩行周期を指定できるの で、歩行周期が速くなるためである。 足の荷重量に関しても,本システムを 使用した方が比較的バランスよく荷重 できているように見える. 左右の荷重 時間については、本システムの方で患 側が大きくなっているように感じられ

2020 年度より新型コロナ感染症の影響で,リハビリ施設での臨床データ収集が困難となり,2022 年度後半から



(a) 補正前

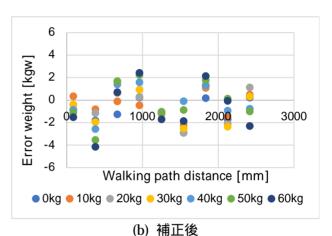


図 5 荷重位置特性を用いた補正

再開できた.そのため,荷重訓練モードについては,十分なデータ収集ができなかったが,本システムの有効性は確認できたと考えている.一方,荷重時間モードについては,再開後,被験者の目途がついたため,初発脳卒中後片麻痺患者10人(30~40代男性)の被験者を対象に行った.全ての被験者は自立歩行を獲得しており,高次脳機能障害の状況において,注意機能や言語理解が標準以上を有し,ブルンストロームステージ(Br.stage)にてstage 以上の患者を対象とした.この臨床試験のデータを解析した結果,本システムを使用した

た.この臨床試験のデータを解析した結果,本システムを使用した場合,10m歩行時間の減少,歩行率(ケイデンス)の増加,立脚時間の左右差の低下のそれぞれにおいて有意差が確認され,本システムの有効性が示唆された.

システムの有効性については,新型コロナ感染症の影響で十分な データ数の検証ができなかったが,その状況でも十分な本システム の有効性を確認することができた.

(2) 歩行路の計測システムの改良

本システムでの床反力の測定には、市販のフォースプレートを使用しており、3 方向床反力を高精度に測定できるが、本システムの機能上、実質的に利用している床反力は鉛直成分のみであり、従来の歩行訓練で要求される荷重精度に対して市販のフォースプレートはオーバースペックとなる・実用化を念頭に置いた場合、システムのコスト低下の方法について検討しておくことは重要と考え、荷重計測が可能な歩行路の開発を検討した・臨床試験に用いたシステムでは市販のフォースプレート上に歩行路を設置したが、この歩行路の下部に自作のひずみゲージを用いたロードセルを設置することで、荷重計測可能な歩行路を実現した・

荷重データの荷重位置をもとにした補正



図 6 歩行路の剛性向上

歩行路の歪の影響で,荷重位置によって計測結果に誤差が生じる.荷重位置における誤差特性をあらかじめ計測し,その特性を用いて計測データを補正することで,荷重誤差を軽減できる.市販のフォースプレートを用いた際にも,同様の補正を行うことで誤差が軽減できることを確認した.開発した荷重計測可能な歩行路に対しても同様の補正を行うことで,誤差が軽減できることを確認した.図5は,補正前と補正後の右歩行路の荷重計測結果である.補正前は最大10kgw程度あった誤差が4kgw程度まで減少している.

歩行路の剛性向上の検討

計測誤差の原因は歩行路の剛性が不十分で歪が発生していることに起因している.そのため,歩行路の剛性を上げることで,誤差が減少するかを確認した.

図6に示すように,歩行路の内部の隙間に3Dプリンタを用いて作成した合成樹脂製の補強材を挿入し,荷重の誤差の変化を検討した.その結果,計測誤差は2kgw程度までに減少させることができた.歩行板の内部構造を剛性の高い構造にすることで,計測誤差を減少できることを確認した.

以上の検討により,本システムで利用する荷重計測可能な歩行路の自作の目途がついた.今後は,この歩行路を組み込んで,臨床試験で使用したシステムと同等の訓練が行えるよう,システムの開発を行う.

(3)下肢疾患患者の歩行解析と評価システムの構築

本訓練システムは,歩行訓練中の荷重データを得ることができるため,このデータを用いてさらなる歩行評価や訓練へのフィードバックを行える可能性がある.そのため,下肢疾患患者の歩行解析を行い,評価に利用できるデータやその手法について模索した.

フォースプレートから得られる情報のみで体重心を計算する手法

フォースプレートからは一般的に3方向床反力,床反力作用点,作用点周りの力モーメント等が得られるが,体重心位置や速度などの運動学データは得られない.理論的には床反力を積分することで,体重心の速度や位置を計算できるが,計測データに含まれる誤差の影響で,特に体重心位置については,実用的なデータとはならないのが一般的である.しかしながら,佐藤ら[4]は,荷重位置による補正を行った力データを用い,積分を行う際に適切な補正を加えることによって,合理的な重心位置を計算できる方法を提案している.この手法には,補正量は解析者が決定するため,結果が解析者によって若干変化する可能性がある.本研究では,補正量の決定に,体重心と床反力作用点との関係を記述したShinbaの式[5]を参考にした補正法を提案し,得られた体重心データの妥当性を確認した.

下肢疾患患者の歩行特性の解析

大腿骨近位部骨折術後患者の歩行開始動作時の動的安定性,予測的姿勢制御の変化,時間的・空間的パラメータの特徴を検討した.歩行時痛を有さない大腿骨近位部骨折術後患者6名と健常高齢者4名を対象とした.患者群の術側または非術側からの歩行開始動作,健常高齢者の右下肢からの歩行開始動作を計測し比較検討したところ,歩行時痛を有さない独歩が可能な大腿骨近位部骨折術後患者は,歩行開始動作時の動的安定性,予測的姿勢制御やステップ幅は有意な変化は無かったが,対照群と比較してステップ長が短縮し,動作スピードが遅くなっていたことが分かった.その他の特性の検討も計画していたが,新型コロナ感染症の影響で,病院等でのデータ収集が困難となり,これ以上のデータ収集と検討は行えなかった.

<引用文献>

- [1] 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
- [2] 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.
- [3] 中村隆一,斉藤宏:基礎運動学 第5版,医歯薬出版,(2000)
- [4] 佐藤正視,池内秀隆,山下忠:人間の歩行解析のための大型床反力計出力の一補正法,計測自動制御学会論文集, Vol.29,No.8, pp.976-978, (1993)
- [5] Shimba T: An Estimation of Center of Gravity from Force Platform Data, J. Biomechanics, 17(1): 53-60, (1984)

5 . 主な発表論文等

〔雑誌論文〕 計0件

〔 学 全 発 表 〕	計10件	(うち招待護演	0件 / うち国際学会	2件 \
しナムルバノ	TIVIT '	(ノン)口(可辨/宍	0斤/ ノン国际十五	2IT /

1.発表者名

久保友紀, 吉井悠帆, 阿部功, 池内 秀隆

2 . 発表標題

足荷重の視聴覚呈示機能を有した歩行訓練システムの構築 -荷重測定機能を持つ歩行路の出力特性-

3 . 学会等名

L1FE2022

4.発表年

2022年

1.発表者名

久保友紀,吉井悠帆,池内 秀隆,阿部功

2 . 発表標題

足荷重を呈示する歩行訓練システムの計測特性とその利用について

3 . 学会等名

第32回ライフサポート学会フロンティア講演会

4.発表年

2023年

1.発表者名

吉井悠帆,福山慧,阿部功,池内秀隆

2 . 発表標題

足荷重の視聴覚呈示機能を有した歩行訓練システムの構築 歩行路の荷重計測機能の改良

3 . 学会等名

LIFE2021

4.発表年

2021年

1.発表者名

Kei Fukuyama, Ichiro Kurose, Hidetaka Ikeuchi

2 . 発表標題

Examination of Screen-Indicated Methods of Gait Training System with Real-time Audiovisual Feedback Function of Ground Reaction Force

3.学会等名

2020 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) (国際学会)

4 . 発表年

2020年

1.発表者名 吉井悠帆,池内秀隆,阿部功,福山慧,野嶋弘崇
2 . 発表標題 足荷重の視聴覚呈示機能を有した歩行訓練システムの構築 ~ 被験者実験の状況と荷重計測センサの製作 ~
3 . 学会等名 第39回計測自動制御学会九州支部学術講演会
4 . 発表年 2020年
1.発表者名 福山慧,池内秀隆,阿部功
2 . 発表標題 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
3 . 学会等名 LIFE2019
4.発表年 2019年
1.発表者名 安藤将孝,池内秀隆,中原浩喜,日元 世菜,山口 豊
2 . 発表標題 大腿骨近位部骨折術後患者の歩行開始動作時の前額面における体幹および股関節運動
3 . 学会等名 第46回日本臨床バイオメカニクス学会
4 . 発表年 2019年
1.発表者名 池内秀隆,福山慧
2 . 発表標題 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開発 左右足の荷重時間をフィードバックする画面表示手法の検討 -
3 . 学会等名 \$12019
4 . 発表年 2019年

1 . 発表者名 Hidetaka Ikeuchi, Kenta Murata,	and Nobuhiro Kito			
2 . 発表標題 Measurement of Body Center of Gr	avity in Human Gait Using Force Plate Only			
3 . 学会等名 26th International Symposium on	Artificial Life and Robotics(国際学会)			
4 . 発表年 2020年				
1.発表者名 安藤将孝,池内秀隆				
2 . 発表標題 大腿骨近位部骨折術後患者の歩行開	始動作時の 予測的姿勢制御と時間的・空間的パラメーク	ターの特徴		
3.学会等名 第11回日本運動器理学療法学会学術	大会			
4.発表年 2023年				
〔図書〕 計0件				
〔産業財産権〕				
〔その他〕				
池内研究室 床反力の視聴覚フィードバック様 http://www2.hwe.oita-u.ac.jp/ikeuchilab/	機構を有する歩行訓練システムの構築 va_gait .htm			
6.研究組織				
○ : 研先組織 氏名 (ローマ字氏名)	所属研究機関・部局・職	備考		
(研究者番号)	(機関番号)	1100 5		
研究協 (Abe Isao) 力者				
カ 者				

6.研究組織(つづき)

	- M17とMLINEW (フラピー) 氏名 (ローマ字氏名) (研究者番号)	所属研究機関・部局・職 (機関番号)	備考
研究協力者			
研究協力者	安藤 将孝 (Ando Masataka)		

7 . 科研費を使用して開催した国際研究集会

〔国際研究集会〕 計0件

8. 本研究に関連して実施した国際共同研究の実施状況

共同研究相手国	相手方研究機関
---------	---------