

歩行感覚呈示装置による遠隔リハビリテーションシステム

矢野 博明*¹ 葛西 香里*² 斉藤 秀之*³ 岩田 洋夫*¹

A Rehabilitation System Using Networked Locomotion Interfaces

Hiroaki Yano,*¹ Kaori Kasai,*² Hideyuki Saito*³ and Hiroo Iwata*¹

Abstract – This paper describes a rehabilitation system using network-connected locomotion interfaces. We developed two footpad type locomotion interfaces that enable the users to feel the sense of walking on uneven virtual terrain and connected them via network. Using this system, the patient can feel the motion of walking from the movements of the footpads under his/her feet. Also the therapist can teach the motion of walking to the patient directly by only walking on the interface, and adjust his/her walking motion according to the patient condition. We implemented a master-slave environment and evaluated the system. We also discussed other types of rehabilitation environment using our system.

Keywords : virtual reality, locomotion interface, rehabilitation, walking

1. はじめに

病気や事故などによる歩行障害に対するリハビリテーション（以下リハビリ）は、主として理学療法士が歩行障害の原因となる機能障害に対するプログラムを歩行再獲得あるいは歩容改善を目標に、立案・施行する。実際の歩行練習においては言葉や身振りなどに加え、必要に応じて handling、passive gait と呼ばれる徒手的アプローチを用いている。このため療法士の肉体的・精神的負担は大きく、また、こうしたリハビリを必要とする患者に対する療法士の人数そのものも十分とはいえない。特に今後の超高齢化社会において離島・僻地なども含めた遠隔地の患者に対するリハビリを含めたケアが問題となることが予想される。

これに対してロボットを用いてリハビリを行なう手法が提案されている。山海らは歩行動作を補助する外骨格型ロボットリンクを用いる手法 [1] を提案している。藤江らはトレッドミルを用いて VR 空間で散歩するような感覚でトレーニングが可能なシステム [2] を開発している。その他にもトレッドミルに下腿の動きをサポートするロボットアームを取り付けた NASA と UCLA の Robotic Stepper [3]、足に小型マニピュレータを装着し足首の動作を獲得させる Rutgers 大の

Rutgers Ankle [4] が開発されている。これらは療法士のように疲労することなく、自動で繰り返しリハビリを行なえる。また、患者が飽きないようにバーチャル空間の映像を呈示するなどの工夫がされている。しかしながら、各種パラメータの調整を GUI 等で行なう必要があり理学療法士が行なうような患者の状態に合わせたきめ細かい対応が難しく、直感的な介入が難しい。

そこで本研究では、理学療法士が患者の体に移った感覚で自分の体の動きを直接患者に伝えられる手法を提案する。具体的には複数の歩行感覚呈示装置（ロコモーションインタフェース、以下 LI）をネットワークで接続し、LI 上の療法士が足を動かすと、それが遠隔地の LI 上の患者に呈示される。本手法は従来のような全自動のリハビリだけでなく、患者の状態に応じて理学療法士が直感的に LI の動作を操作できる。また高速ネットワークにより理学療法士が容易に行けないような遠隔地に対する治療も可能である。本稿では 2 台の部分面型 LI をネットワークで接続したシステムを構築し、評価実験からその有効性を検証する。

2. 歩行感覚呈示装置によるリハビリテーション

2.1 基本方針

一般的な歩行に対するリハビリは、何らかの疾病によって歩行の神経回路網が障害されてしまったとしても、外部からの繰り返し刺激や訓練によって残存している他の神経回路網が代役を果たすようになるという根拠の基に行われている。その訓練は障害の重症度によって多岐にわたるが、(1) 療法士や装具を用いて強制的・他動的に行う歩行練習 (2) 介助は必要であるが

*1: 筑波大学 機能工学系

*2: 筑波大学大学院システム情報工学研究科

*3: 筑波大学医学研究科, 筑波記念病院

*1: Institute of Engineering Mechanics and Systems, Univ. of Tsukuba

*2: Graduate School of Systems and Information Engineering, Univ. of Tsukuba

*3: Doctoral Program in Medical Sciences, Univ. of Tsukuba and Tsukuba Memorial Hospital

随意的動作を導く歩行練習 (3) 介助を必要とせずに自ら行う歩行練習というストラテジーが一般的である。1章で紹介したロボット等を用いた訓練は、療法士が行なっているように下腿や足を手で持って歩行動作を教える作業を機械化し、療法士を肉体的労働から開放する。また、患者にとってもいつでも一定の品質の訓練が受けられることが利点といえる。しかしながら、患者の状態に合わせたより細かいケアには、療法士の直接介入が不可欠である。

機械を使う場合の直接的な介入方法は、トレイグジスタンスのように療法士の動きに合わせてロボットを操作することである。このとき、患者にムリな力がかからないようにする必要がある。前述のシステムは外骨格型や下腿に装具を固定したものであり、下手に療法士に合わせてロボットが動くこと患者にムリな負担がかかることもありうる (図1左)。この場合装置をはずして療法士が介入するのがもっとも簡単な方法であるが、脱着の手間や遠隔地の患者の場合を考えると機器を使いながら介入できることが望ましい。

これに対する一つの回答として、患者が立っている床面を動かすことが考えられる (図1中央)。床からの反力によって足の動きを学習出来、機械と人間との接触点が足のみであり、脱着も容易で患者の足の拘束度を少なくできる。著者らはこれまでに人の足の動きに合わせて小さな床面 (フットパッド) を移動し、歩行感覚を呈示するLIを開発している。LIはユーザ自らが能動的に歩いて歩行感覚を得ることが本来の使用方法であるが、逆にフットパッドを人間の歩行パターンどおりに動かすことで患者に足の動かし方を教えることが可能である。

2.2 部分面型LIの効果

実空間の歩行とLI上での歩行との違いを検証する為に、実空間での歩行と部分面型LI (GaitMaster2、3章を参照) でフットパッドを強制的に動かした場合 (他動歩行) のユーザの筋電位を計測した。計測にはNORAXON社、マイオシステムMR4、EM-103を用いた。歩行速度は約26.3 m/min、歩行周期は1.32 Hz

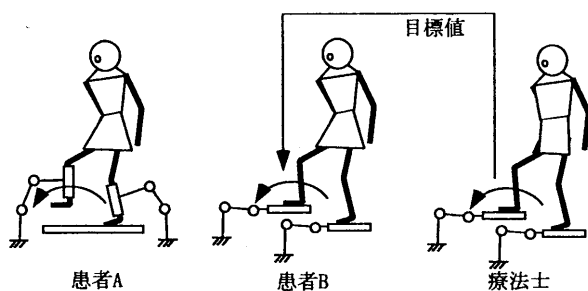


図1 部分面型LIを用いたリハビリ

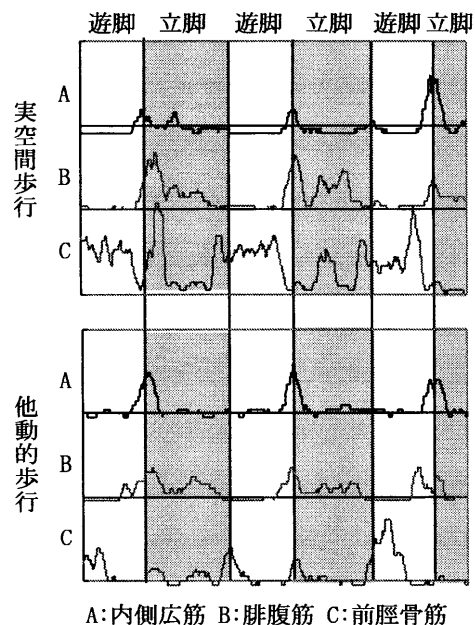
Fig.1 A rehabilitation with locomotion interface

である。計測した筋肉は内側広筋、腓腹筋、前脛骨筋である。内側広筋は膝伸展筋で着床時に衝撃を吸収する膝の屈伸時に活動する。腓腹筋は体を押し出す推力を得るためのかかとの蹴り上げ時に活動し、前脛骨筋は着床時と離床時に尖足にならないようにつま先を上げる際に活動する。なお、前脛骨筋は歩行周期を通じて活動がみられ、他の筋は立脚相前半に活動する傾向にある [5]。図2に被験者成人男性5名のうち代表的な1名の諸筋の筋電位の活動量を示す。他動歩行は実空間歩行に比べて腓腹筋と前脛骨筋の筋活動が穏やかであった。この2筋は歩行時に能動的に働く筋であり、ユーザがフットパッドの動きに合わせてかかとを少し上げるなどの傾向があったとはいえ、自発的な動作が少ない他動歩行では筋活動が少なかったと考えられる。また内側広筋は、実空間に比べ筋活動が活発であったが、他動歩行では遊脚時の足の高さの設定を50 mmと実空間での歩行より高い設定にしたため、着地時の衝撃がやや大きくなった為と考えられる。

これらの結果より、部分面型LIを用いて他律的に足を動かした場合でも実空間の歩行と同様に筋肉を活動させることが可能であり、リハビリにも応用が可能であることがわかった。

3. 遠隔リハビリテーション

前章ではLIのリハビリへの有効性を示したが、療法士が別のLIを用いることによって、従来のように患者の下腿を手で持ったり、自分で歩く動作をして真似をさせるのではなく、自分の足の動きを直接患者の足に伝えることが可能となる (図1中央及び右)。本



A:内側広筋 B:腓腹筋 C:前脛骨筋

図2 実空間とLI上での歩行時の筋電位
Fig.2 Electromyogram of muscles of leg

研究では 2 台の部分面型歩行感覚呈示装置をネットワークで接続し遠隔リハビリテーションシステムを開発した。

3.1 システム構成

本研究では、2 台の LI、GaitMaster1 [6] と GaitMaster2 [7] を使用した (図 3)。これらは、ユーザの左右それぞれの足の動きに合わせてフットパッドが移動し、任意の凹凸面をユーザに呈示することができる。

GaitMaster1 (以下 GM1) は 3 角錐状に配置された 3 つの直動アクチュエータによってフットパッドを移動させそれぞれの足に床面を呈示する。フットパッドの可動範囲は前後方向に 300 mm、上方向 120 mm、下方向 80 mm のひし形形状の内部である。ユーザの足の位置計測には磁気センサ (Polhemus 社 Fastrack) を用いた。

GaitMaster2 (以下 GM2) は前後上下 2 自由度をもつジャッキ機構の上部に取り付けたフットパッドをチェーンドライブにより駆動させ、ユーザのそれぞれの足に床面を呈示する。フットパッドの可動範囲は前後方向に 670 mm、上下方向に 130 mm の長方形である。足の位置は、ワイヤー計測による位置センサを用いた。なお、これらの LI のユーザは、位置センサが取り付けられたサンダルを履いて VR 空間を歩行する。サンダルとフットパッドは長さ 100 mm の転落防止用ワイヤーでつながっている。

GM1 及び GM2 を、50 m 離れた部屋に設置し無線 LAN (Icom WaveMaster ,11Mbps) にて接続した (図

4)。また、双方のユーザの歩行の様子を側面からビデオカメラで撮影し、その映像と音声をマイクロ波 (RF SYSTEMlab 製 BS-550GT,BS-120GRH) でリアルタイムで伝送、モニタに表示した。

3.2 歩行アルゴリズム

本研究では、遠隔リハビリの最も簡単な構成として理学療法士が患者に自分の足の動きを伝達する場面を想定し、マスタースレーブによる歩行動作の伝送を行なった。GM2 のユーザを療法士 (足の動きを教えるマスター) とし、GM1 のユーザを患者 (スレーブ) とする。「マスターの両足の位置」を目標値として、スレーブ側の対応する左右のフットパッドを PD 制御によって移動する。これによりスレーブ側のユーザはフットパッドに足を乗せるだけで、マスター側の療法士の足の動きを体験できる。療法士にとっても、自分の足を動かすことで直接歩行動作を教えることができる。さらに自分の歩容を変えるだけで、患者の歩幅や歩行速度などの細かい微調整も可能である。また患者の体重に関係なく動かすことができる。

プログラムは C 言語で開発し、通信と制御を別々のスレッドに分けている。通信は TCP/IP によって行っており、足またはフットパッドの位置データ 20 バイト ($(2(\text{両足}) \times 2(\text{前後上下 2 自由度}) + 1(\text{VR 空間での体の移動距離:未使用})) \times \text{float 型 4 バイト})$ を相互に送受信する。データ更新は通信が約 180 Hz で、GM1 の制御は 30 Hz、GM2 の制御は 250 Hz である。

4. 評価実験

本システムを用いて実際に歩行動作が伝達されていることを示すために足の軌跡の計測を行なった。マスター側の被験者は普通に歩行動作を行ない、スレーブ側の被験者はフットパッドの上に立ち、その動きに合わせて歩行動作を行なった。実験ではマスターの足の位置、スレーブのフットパッドの位置を記録した。ただし GM1 と GM2 では可動範囲が異なるため、マスター (GM2) の足の変位を 2 分の 1 に縮小したデータをスレーブ (GM1) の目標値とした。被験者は体重 65 kg の健康な成人男性 2 名である。

図 5 はマスター側 (GM2) の右足およびスレーブ側 (GM1) の右のフットパッドの軌跡である。マスターの足の位置とスレーブのフットパッドの位置が一致しており、マスターの動作がスレーブに正確に伝達されている。このときの時間遅れは最大 40 msec であった。

逆に GM1 をマスター、GM2 をスレーブとしたときの GM1 ユーザの右足と GM2 の右のフットパッドの軌跡を計測した。可動範囲の違いを吸収するための座標のスケール変換は、マスターの足の位置を計測する磁気センサのノイズによる計測誤差が拡大されるの

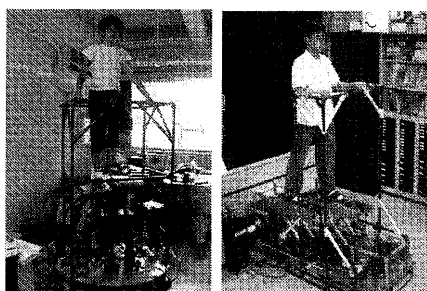


図 3 GaitMaster1(左)および GaitMaster2(右)
Fig.3 Overview of GaitMaster1 and GaitMaster2

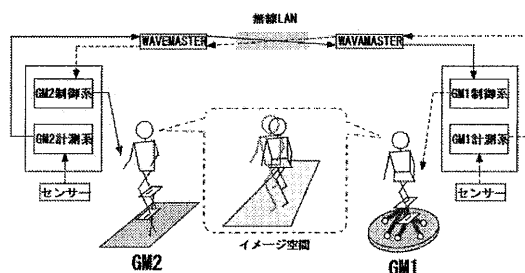


図 4 システム構成
Fig. 4 System configuration

で行っていない。

計測結果を図6に示す。遊脚時 ($Z=365$ mm 以上) はスレーブ側のフットパッドの位置がマスターの足の位置と一致していることが分かる。立脚時 ($Z=365$ mm) ではGM1の磁気センサの計測値に最大で10 mm程度の計測誤差が生じ、GM2の可動範囲外になったため一致していない部分があるが、それ以外の部分では正確に追従した。なおGM2のほうが遊立脚判定(足の高さ)の閾値が高いため図5のほうが図6よりも足の高低差が大きくなっている。

以上の結果から、マスターの動作を正確にスレーブに提示できることが確認出来た。

5. 考察

本システムは、両足それぞれに任意の床面を呈示できるLIを使うことで、無理なく患者に足の動きを伝達でき、療法士にとっても自分の体で歩行動作を表現し患者と共有できることが特徴といえる。

本稿では、マスタースレーブによる遠隔リハビリシステムを開発したが、本システムはこの他にもいくつかの歩行動作呈示方法に適用できる。本システムの特徴は原理的には参加者の人数制限がないことである。

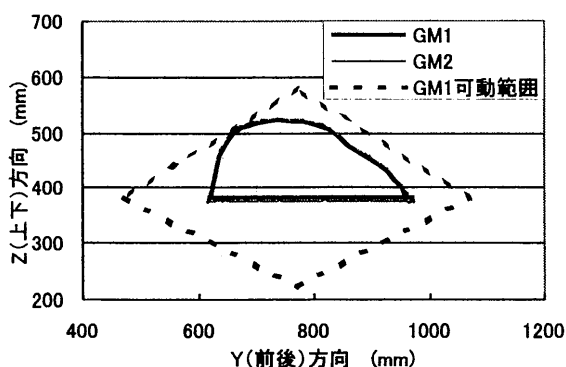


図5 GM2 (マスター) - GM1 (スレーブ) の時のユーザの右足の軌跡

Fig. 5 Trajectories of the user's right foot on GM2(master) and GM1 (slave)

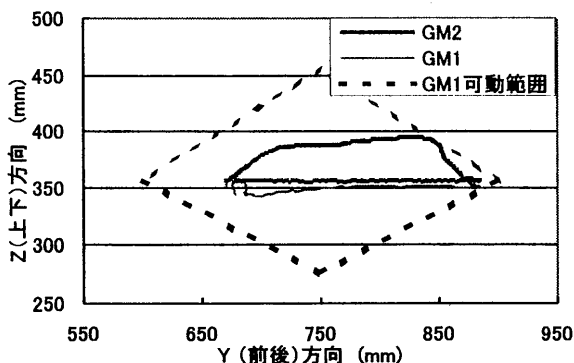


図6 GM1 (マスター) - GM2 (スレーブ) の時の右足の軌跡

Fig. 6 Trajectories of the user's right foot on GM1 (master) and GM2 (slave)

このため、通常行われる歩行訓練において多くの患者に同時にきめ細かい指導・訓練は困難なことが多いが、一度にたくさんの患者を相手に訓練する手法も考えられる。またもう一つの特徴として、参加者同士の歩行動作への寄与度を変更出来る点が挙げられる。マスタースレーブ方式は療法士から患者への一方通行の伝達で患者は他律的な立場にあったが、双方向の歩行感覚共有、例えば二人三脚のような、相手の動作と同期が取れることではじめて歩行が出来るものも考えられる。著者らはLIの制御に用いる現在の足の位置データを、相手の足の位置データと入れ替えることで双方向接続の環境を実現している[8]。さらに、あまり訓練という意味合いではないかもしれないが多人多脚や多人数でバーチャル空間を歩き回ることも考えられる。これらの構築は今後の課題であるが、VRによるリハビリがこれまで不可能であった、リハビリの手法を提供することは間違いない。

6. おわりに

本研究では、2台の部分面型LIをネットワークによって接続し、療法士の歩行動作に合わせて患者の床面を動かすことで歩行の軌跡を伝達するシステムの開発を行なった。2台のLIの歩行時の軌跡を比較し、その有効性を検証した。

今後の課題としては、考察で述べた歩行感覚呈示環境の構築、部分面型以外のLIとの協調歩行環境の実現手法の開発や、生理指標を用いたリアルタイム評価・訓練システムの開発、歩行時の視覚情報の呈示手法(撮影する際の角度やスクリーンの位置など)の検討、実際の治療への応用が挙げられる。

参考文献

- [1] 山海ら:筋電位を用いた歩行支援のための外骨格パワーアシストシステム HAL-1 に関する研究、日本機械学会講演論文集、No.000-3, pp.269-270, (2000)
- [2] 藤江:自立歩行システム、計測と制御、Vol.40, No.5, pp.384-387 (2001)
- [3] <http://www.jpl.nasa.gov/pictures/robotstepper/>
- [4] Deutsch, J, et.al, "Post-Stroke Rehabilitation with the Rutgers Ankle System - A case study," Presence, Vol. 10(4), pp.416-430 (2001)
- [5] 中村, 斎藤:臨床運動学; 第2版, 医歯薬出版株式会社, 第9章 (1990)
- [6] 岩田:凹凸面を呈示する仮想歩行装置 GaitMaster、日本バーチャルリアリティ学会第4回大会論文集、pp345-348, (1999)
- [7] 葛西ら:ロコモーションインタフェースのための空間位置センサーの開発、日本バーチャルリアリティ学会第6回大会論文集、pp.51-54 (2001)
- [8] Yano,H., et.al, "Shared Walk Environment Using Locomotion Interfaces, Proc. of CSCW2000, pp.163-170 (2000)

(2001年9月10日受付)