

応用論文

歩行感覚呈示装置を用いた 臨床実験用歩行リハビリテーションシステムの開発

矢野博明^{*1}、中島陽介^{*2}、田中直樹^{*3 *1}、斉藤秀之^{*3}、岩田洋夫^{*1}

Gait Rehabilitation Using a Locomotion Interface for Clinical Testing

Hiroaki Yano^{*1}, Yousuke Nakajima^{*2}, Naoki Tanaka^{*3 *1}, Hideyuki Saitou^{*3}, Hiroo Iwata^{*1}

Abstract – This paper describes the development of a gait rehabilitation system using a locomotion interface. The locomotion interface can move a user's feet while it keeps their bodies in the real world. In this study, a locomotion interface was designed for using a hospital. Some conditions were considered in prototype development. The prototype system was placed in a hospital. A half year experiment with 12 hemiplegic patients was conducted in the hospital. And the effectiveness of the system was confirmed.

Keywords : Locomotion interface, Gait rehabilitation, Experiments at hospital, Physical Therapy

1 はじめに

老化や長期の寝たきり状態による筋力の低下や脳卒中・脳梗塞等の救命率の上昇により、歩行のリハビリテーションを必要とする人が年々増えてきている。歩行訓練をサポートする理学療法士の数は、日本では急増しているものの1人職場の数が多い[1]。またアメリカでは施設での訓練以外に個人契約で訓練する理学療法士も多く[2]、施設において質の高い訓練を受けようとする理学療法士の数は依然不足している[3]。結果としてある程度の機能回復で急性期の訓練を終え、その後機能回復曲線が横ばいになったプラトーと呼ばれる状態で維持期の訓練を続ける人も少なくない。

これに対して、トレッドミルやロボットを使って訓練をサポートする手法の開発が進んでいる。これらは理学療法士には、肉体労働量を減らしよりきめ細やかなサポートをする余裕を与え、患者にとっては運動の量を増加させることとなり、より高いレベルでの回復が期待できる手法と言える。著者らは、バーチャルリアリティ技術の一つである歩行感覚呈示装置を用いて、患者の足をマニピュレータで直接動かすことで訓練を効率的に行うシステム(図1)を開発した[4][5]。しかし、これらは実験室での使用を前提としていたり、持ち運び出来るように配慮しているが、より多くの患者が利用するには、最大呈示歩行速度が不十分といった欠点があった。また、実用化を考えると、病院等の施設

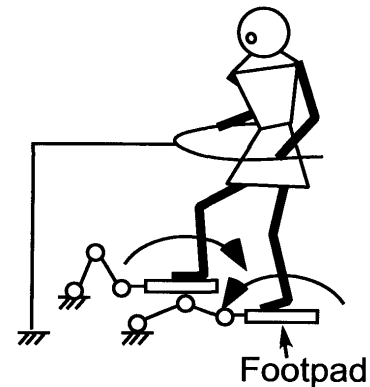


図1 システム概念
Fig. 1 System concept

設で多人数での評価実験を行う必要がある。

そこで、本研究では、これまでの開発からわかった改善点や現場の理学療法士へのヒアリングを元に、システムの必要要件を抽出し、それに基づいてプロトタイプシステムを新たに開発した。このシステムを実際に病院に設置し、12名の患者を対象に評価実験を行い、有効性を検証した。

2 関連研究

リハビリテーションロボットの例としては、ロボットスーツを着用してリハビリテーションを行う筑波大学のHAL[6]、トレッドミルに足の動きをサポートするロボットアームをとりつけたチューリッヒ工科大学のLokomat[7]などが挙げられる。これらは、足の各部位の理想的な動きを正確に伝えることに適している。しかし、体や足全体を固定するため束縛感が強く、随所に工夫が施されているものの装着性に難点がある。

*1 筑波大学

*2 三菱電機

*3 筑波記念病院

*1 University of Tsukuba

*2 Mitsubishi Electric Corporation

*3 Tsukuba Memorial Hospital

また、大がかりな免荷装置で全身を上から支持するため、理学療法士が患者の腰を押すなどの介入も難しい。

下肢のリハビリテーションという観点では、安川電工の TEM LX2[8] や、足に小型ミ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[9] もある。これらのシステムはきめ細かな動きを伝えることができるが、立位での駆動が難しいため部分的な運動になる。一方、日立のシニアトレーナー[10] は、ベルト 2 本を並列に並べたトレッドミルで、束縛感がなく、走ることもできる。しかし、トレッドミルで歩ける比較的軽度の障害の患者が対象となる。

著者らは、これまでに部分面型歩行感覚呈示装置 GaitMaster2、GaitMaster3 を開発した。フットパッドに足のみを固定するため、装着が容易で拘束感が少なく、動くフットパッドの上でバランスを取るために全身運動となる。患者は歩行訓練中に単に足の歩行軌跡だけでなく、重心移動や腰の回旋など歩行動作に必要なスキルを学習できる。足下のみの単純な機構であるため、理学療法士が後ろから患者の腰を手で動かして踏み出しのタイミングを教えたり、家族などが横から手を握ったり話しかけたりすることが出来るメリットもある。著者らはこれまで GaitMaster によるリハビリシステムを、脳卒中による片麻痺や小脳失調の患者複数名に適用した。いずれも実生活での歩行動作に改善が見られた [4][5]。しかし、旧 GaitMaster は、搭乗面が高いためユーザは何段か階段を上がらなければならず、呈示歩行速度も最大で 640mm/s と通常歩行と比べると低速であった。

また、本手法の類似システムとして HapticWalker[11] がある。足を固定して動かす方法は本手法と同様で、呈示速度は最大で $5\sim 6\text{km/h}$ と日常生活歩行と同等の性能を有している。しかしながら筐体が非常に大きく広い設置面積が必要なため、そのまま病院等に持ち込むことは難しい。

本研究は、これまでの装置の長所を踏襲しながら、病院での長期利用を前提としたシステムに必要な要件を整理し、それに基づいたプロトタイプシステムによる実際の医療施設での長期リハビリテーション実験によりシステムの設計指針について評価を行っている点で有用性があると言える。

3 システム仕様

本研究では、本手法の特徴である立位での歩行訓練の適応条件として、何らかの補助具(手すりや歩装具)があれば立位保持可能な者とした。除外条件は、指理解や自覚症状の表出に影響を与える高次脳機能障害や認知機能低下を有する者、歩行運動の強度設定に影響を与える重度心疾患、歩行運動に影響を与える重度



図2 GaitMaster2(左) および GaitMaster3(右)
Fig.2 Overview of GaitMaster2(left) and GaitMaster3(right)

表1 旧システムの性能
Table 1 Features of previous systems

	最大歩行速度	設置面積	搭乗面高さ
GaitMaster2	0.3 m/s	0.8 x 2.2 m	0.5 m
GaitMaster3	0.6 m/s	0.9 x 1.7 m	0.3 m

骨関節疾患(下肢の変形や拘縮)を有するものとした。

図2にこれまで著者らが開発したリハビリテーションシステムを示す。また、最大呈示歩行速度、設置時の占有面積および搭乗面の高さを表1に示す。旧システムは、呈示可能速度は健常者が自然に歩いた時の速度 1.0 m/s [12]~ 1.4 m/s [13] には及ばない。さらに最大呈示可能速度で歩く運動能力を持つ人にとっては、運動負荷が小さく被験者になってもらうことが出来なかった。そのため病院に装置を設置できてもそのメリットを生かし切れていなかった。また、旧システムは、機構の制約から搭乗面が高く、被験者は搭乗の際にステップを使って乗り込む必要があった。結果として高いステップの乗り降りが出来る比較的運動能力の高い人でないと実験が難しく、患者にとっても高所での訓練による恐怖感などの負担も少なからずあった。

本研究では、歩行リハビリテーションシステムとして前述の適応条件を満たしつつ、旧システムで性能的な問題で適応出来なかった患者も利用できるシステムを構築するには、一般的な病棟において出来るだけ通常歩行と同様の環境を提供することが重要と考えた。そこで、基本的な装置の性能、および運用面での利便性の観点から要求仕様を検討した。

3.1 基本性能仕様

本システムの適用者を増やすために、本研究では、目標とする歩行速度を 1 m/s とした。仕様策定に先立って、実空間において 1 m/s で歩幅 800 mm で歩いた場合の健常者の腰の位置および安定に計測できる足首の位置を、サイヴァース社のステレオラベリングカメラにより測定した。計測結果から腰の位置から見

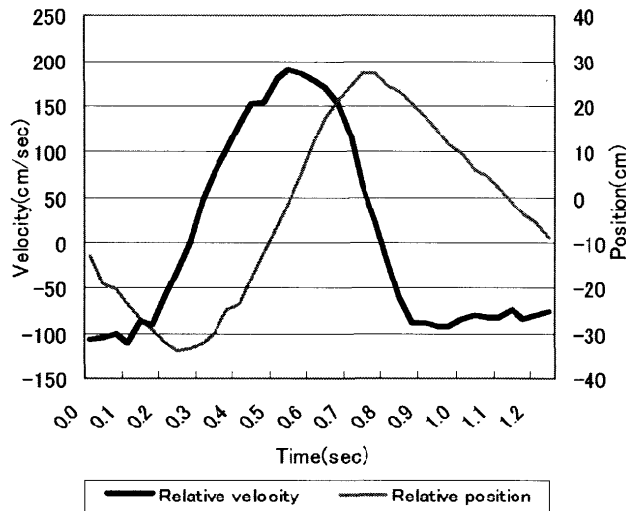


図3 健常者の足の相対位置および相対速度の例
Fig.3 Typical example of a relative position and relative velocity of a typical healthy individual's ankle.

た足首の相対位置、速度、加速度を得た。進行方向および上下方向の運動に分けて考察すると、進行方向の足首の最大瞬間速度は、足を上げて前に運ぶ遊脚時の胴体の真下の位置における 3 m/s であった。しかしながら GaitMaster では歩行者の歩行動作による身体移動をキャンセルするために、体が前に進んだ距離だけ立脚側の足を引き戻す。そのため、実際に各足を動かす機構に必要な最大瞬間相対速度は、立脚側の足の引き戻し速度 1 m/s を差し引いた 2 m/s と言える (図3)。また、立脚側の足を引き戻す速度は歩行速度と逆向きで同じ大きさであるため、 -1 m/s の速度を出すことも必要である。また、足首の加速度の最大値は両足首がもっとも開いたとき ($\pm 300 \text{ mm}$) の 10 m/s^2 であった (図4)。なお、歩幅は 600 mm となったが、これは歩幅をそろえた場所がつま先であり、腰から見た足首の相対位置が常に 15 cm 程度後ろにシフトしたことと、前足が着地したときには、後ろ足は踵を蹴り上げるタイミングとなり足首が体の重心方向にシフトしたことによると考えられる。

一方、上下方向の運動は、可動範囲は 0.13 m 、速度の最大は立脚から遊脚に切り替わる付近で 0.4 m/s 、加速度は 0.3 m/s^2 であった。

歩行者の体重を 80 kgf と想定し、片足に全体重を載せたとすると、必要となる推進力は進行方向に 800 N 、上下方向に 808 N となる。また、可動範囲は、標準的な歩幅 760 mm [13] をカバーできる歩幅として 800 mm とした。

すなわち

【進行方向について】は

- ・可動範囲は 800 mm 、速度 1 m/s 以上

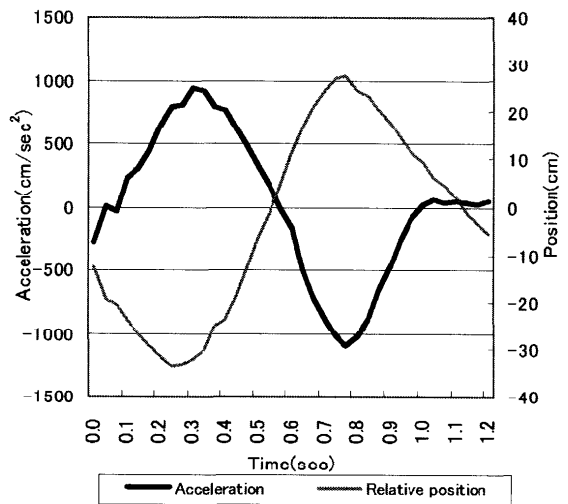


図4 健常者の足の相対位置および相対加速度の例
Fig.4 Typical example of a relative position and relative acceleration of a healthy individual's ankle.

- ・可動範囲中心でリンク先端速度が 2 m/s
- ・可動範囲中心より $\pm 300 \text{ mm}$ で推進力が 800 N 【上下方向について】は
- ・可動範囲は 130 mm 、速度 0.4 m/s 以上
- ・推進力は 808 N 以上

を装置の目標仕様とした。

3.2 運用面からの仕様

本システムは、運動方法を学習するために、脚の各関節を操作するのではなく、フットパッドに足を固定して前後上下に繰り返し動かすことによって、運動方法を学ぶ。また、本システムは足底に力センサを取り付けることで重心移動などユーザの能動的な動作に連動した歩行も可能であるが、ここではセンサは使わずに強制的に歩行を行う受動歩行による訓練を前提とする。足首への負担を軽減し、けがを防ぐための機構や個人差や個人の中でも日ごとの体調変化への対応など、装置の運用上の制約から下記の条件を仕様とした。

- 条件1：ユーザがつま先および踵を自由に上下動可
- 条件2：ユーザが歩行訓練中に捕まるバーを設置
- 条件3：装置への乗り降りの段差は極力無くす
- 条件4：フットパッドの動作軌跡を任意に設定可
- 条件5：ユーザの全身が見え、時には触れる
- 条件6：A C 100V 電源による駆動

患者にとっての安全性や利便性の面から、条件1については、フットパッドが地面と平行に移動するため、そのまま足を固定すると足首関節の背屈、底屈が出来ず足首関節に過大な負荷がかかる。これを防ぐためにつま先や踵を自由に動かすことができる機構を有する

必要がある。また、立位での運動となるため転倒防止および装置への搭乗を容易にするためにもユーザが捕まるバーが必要である(条件2)。さらに昇降の負担および訓練中の恐怖感を少なくするために搭乗面の高さを極力低くする必要がある(条件3)。

一方、主にリハビリテーションを支援する理学療法士の立場からの利便性の面から、個人ごとの体格差や日々の体調に応じた運動を実現する必要があるため、フットパッドの動作軌跡の振幅や周期を任意に設定する機能が必要である(条件3)。これには自由に訓練計画を立てるために、技術者の同伴なしで理学療法士が操作できることも含まれる。また、装置の前に鏡等を置くことで患者が自分の姿勢を把握したり、理学療法士が患者の歩容などの様子を確認しやすく、指示も出しやすいためにユーザの全身が出来るだけ見える様にする必要がある。さらに理学療法士の徒手的誘導等を可能とするために出入口等は開放しておくことも必要である(条件5)。最後に一般的な病棟での利用を想定して、入手が容易な AC 100 V 電源を駆動用電源とすることとした(条件6)。

4 プロトタイプシステム

4.1 システム設計

前述の議論を元に、新たに歩行感覚呈示装置 Gait-Master 4 (以下 GM4) を開発した。まず、GM4 の駆動方法について検討した。呈示軌跡は前後上下の 2 自由度で効果があることがわかっているのでそれを踏襲し、故障のリスクやコストを減らすため、それぞれの自由度毎に単純な機構にし、なるべく既製品を組み合わせて実装することとした。

前後の自由度について、GM3 ではフットパッドの駆動方式として市販のボールねじ機構のアクチュエータが使われていた。この機構に AC100V 駆動の AC サーボモータを組み合わせた機構ではフットパッドの最大速度は 1.43 m/s で仕様を満たすことが出来ない。タイミングベルト方式の直動アクチュエータは、呈示速度は要件を満たすが、推進力不足であった。また、リニアモータは要求仕様を満足していたが、磁場が発生するためペースメーカー等への影響があり、使用は難しい。そこで、より速度を出せる機構として、スライダクランク機構を採用することとした。

スライダクランク機構ではモータの回転速度が一定であってもリンク先端の速度が一定にならず、フットパッドの推進力に関しても同様となる。リンク先端の位置 x 、リンク先端の速度 v 、リンク先端にかかる力 f は、

$$x = L_a \cos\theta + L_b \sqrt{1 - \left(\frac{L_a \sin\theta - \text{offset}}{L_b}\right)^2} \quad (1)$$

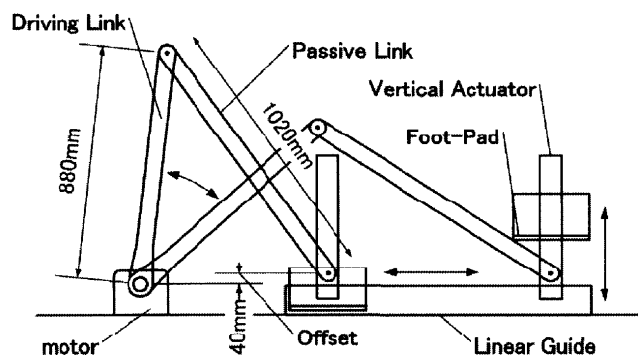


図5 GM4の機構

Fig. 5 Mechanical configuration of GM4

$$v = L_a \omega \sin\theta - \frac{L_a^2 \omega \sin\theta \cos\theta - \text{offset} \omega L_a \cos\theta}{\sqrt{L_b^2 - (L_a \sin\theta - L_b \text{offset})^2}} \quad (2)$$

$$f = \frac{\tau}{L_a} \left(\sin\theta \left(1 - \left(\frac{L_a \sin\theta - \text{offset}}{L_b} \right)^2 \right) + \frac{\cos\theta (L_a \sin\theta - \text{offset})}{L_b} \sqrt{1 - \left(\frac{L_a \sin\theta - \text{offset}}{L_b} \right)^2} \right) \quad (3)$$

と表される。ここでは、駆動リンクの長さ L_a 、受動リンクの長さ L_b 、オフセットの高さ offset 、モータの回転角 θ 、モータの回転速度 ω 、モータのトルク τ を表す。

前述の仕様をできるだけ満たすように駆動リンクの長さ、受動リンクの長さ、減速比、モータ回転軸の高さと作用点の高さの差(オフセット)などの最適値を数値シミュレーションにより計算した。しかしながら完全に仕様を満たす組み合わせはなかった。そこで全体重が片方のフットパッドに加わることはないとして、最大速度を維持しながら最も推進力が出せる組み合わせを探索した。その結果、駆動リンク 880 mm、受動リンク 1020 mm、オフセット 40 mm、減速比 315 という組み合わせ(図5)において、最大速度を確保しながら、立脚から遊脚に変わる点では 800 N 以上、遊脚から立脚に変わる点で 541 N という結果を得た。

一方、上下方向のアクチュエータに関しては、ボールねじ機構で速度 0.5 m/s 、加速度が 1225 N と十分な性能を持つため GM3 と同じものを使用した。

スライダクランク機構の先端に上下動するリニアアクチュエータを取り付け、ユーザはこのアクチュエータの先端に取り付けられた 30 cm 四方の床板(フットパッド)に足を載せて、歩行感覚を体験する。フットパッドの最下位置(搭乗面)を低くするために、アクチュエータをユーザの両脇に配置し、横からフットパッドを移動させる構造にすることで搭乗面の高さをおよそ 6 cm とした。なお、歩行者の足はスノーボード用のビンディングによりフットパッドに固定されて

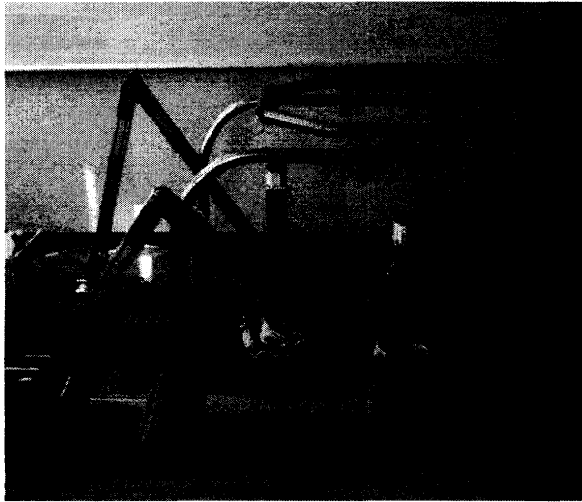


図 6 GM4 外観
Fig. 6 Overview of GM4

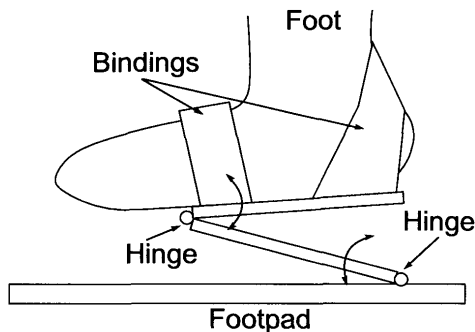


図 7 足の固定方法
Fig. 7 Configuration of footpad of the GM4

おり、つま先及び踵をフリーに動かせるように固定した(図7)。これにより足が不用意に外れることなく、足首関節の背屈、底屈についてもユーザが自由に行えるようにした。また、実世界での人の歩隔の標準値は左右の踵の中心間の距離が5-13cmである[14]ことから、ビンディングで足を固定した状態で左右の踵の中心間距離は13cm(フットパッド同士の隙間は2cm)として無理の少ない自然な歩行動作を可能とした。なお、より自然な動作が出来るようにビンディング固定による足の歩行角は、理学療法士の経験に基づいて左右ともに 10° とした。

ユーザが掴むためのセーフティーバーはステンレス製の直径30mmのパイプによって作製し、後ろ部分を開口部とした。これにより、GM4への乗り降りを容易にし、理学療法士もユーザの後方から腰の回旋のタイミングなどを教える徒手誘導を可能とした。また、ユーザの歩行の様子がよく見えるように、板材ではなく直径40mmのパイプ支柱によりセーフティーバーを支持した。さらに手すり位置を前後に無段階調整出来るようにし、ユーザの体格に合わせて位置の微調整が行えるようにした。

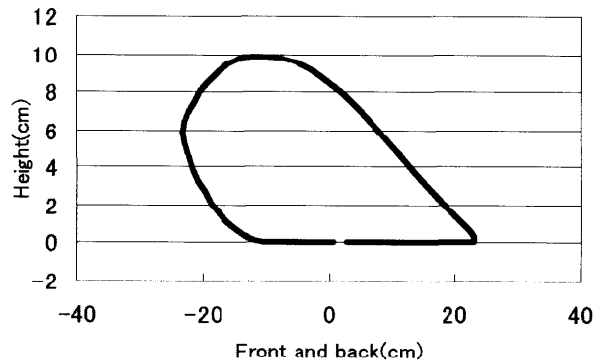


図 8 呈示軌跡
Fig. 8 Trajectory of footpad of the GM4

4.2 システム構成

実際に作成したGaitMaster4の外観を図6に示す。前後方向のスライダにはリニアガイド(THK社、GL15-106-T4-L)を使用しており、その可動範囲は906mmである。上下方向の直動アクチュエータ(THK社、KR45H10A+440L)の可動範囲は313mmである。リンクを動かすモータには400W/15減速器付ACサーボモータ(Panasonic社、MSMD041P33N)を使用し、さらに減速比21の減速器(ハーモニックドライブシステムズ社、HPG-14A-21-J6-U1)を介してリンクを駆動した。GM4の設置面積は幅1.2m、奥行き2.0m、セーフティフレームを含んだ高さは1.0mである。フットパッドの搭乗面高さは最低で6.3cmである。これにより乗り降りが容易になり、装置に乗って歩行したときに、実際の地面の高さと違いがほとんど感じられないため恐怖感が軽減された。また、操作方法を見直し、コマンド(停止、前後歩幅増減、上下歩幅増減、歩行周期増減、プリセット歩行パターン再生)をUSB接続のテンキーの各キーに割り当てた操作インターフェースを提供した。これにより装置の電源を入れれば、簡単に操作できるようにした。また、操作用のマニュアルを用意し、理学療法士へのインストラクションも行った。さらに、安全のために緊急停止スイッチおよび各リンクにはオーバーラン検出用のリミットスイッチを取り付けた。

4.3 速度性能実験

システムの有効性を検証するために性能評価実験を行った。フットパッドの軌跡は1m/sの速度で体重80kgの健康な被験者が歩いたときの実空間での足首および腰の位置データより作成した(図8)。

図9に右足用フットパッドの速度、体重80kgの被験者の歩行速度を示す。歩行速度はフットパッドが立脚側の足を引き戻すときの速度に等しいことから、そのときの速度を歩行速度とした。これより、フットパッドの必要最高速度2m/s、引き戻し速度が1m/sであ

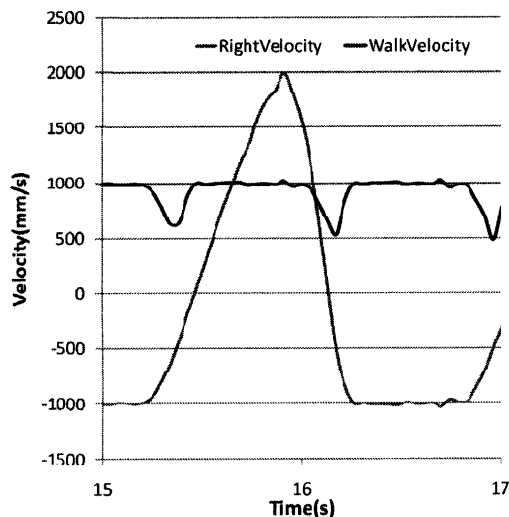


図9 体重 80kg の被験者が乗ったときのフットパッドの速度

Fig. 9 Velocity of footpad for right foot which carried a 80kgf weight subject

り、遊脚相と立脚相の切り替わりのタイミングで $1m/s$ を下回っている部分があるが、概ね歩行速度 $1m/s$ が実現できていると言える。なお、このときのフットパッドの荷重をニッタ F-ScanII で計測し、加速度から推進力を推定したところ、立脚から遊脚に変わる時点で最大 $470N$ 、遊脚から立脚に変わる時点で $-330N$ であった。このことから概ね仕様を満たしていると言える。

しかし、動作確認のため実際の訓練と同様の条件でテストを繰り返したところ、最大速度では過負荷によって緊急停止することがあった。また、アンカーボルト等で固定していないため、振動や騒音が発生した。そのため下記長期訓練では最大速度を $0.89m/s$ に制限して安全性を優先に実験を行った。

5 長期評価実験

5.1 実験条件

病院に設置したシステムが長期実験に耐えられることを検証するための評価実験として、筑波記念病院において一回 20 分程度週 3 回の訓練を 4 週間行うリハビリテーションプログラムを 12 名の患者に適用した。

訓練では、訓練直前の 10m 歩行による歩幅、歩行速度の計測結果や患者との会話を通じて、被験者のその日の体調を把握し、10m 歩行の概ね 1.5 倍の負荷を目安として、呈示軌跡を設定した。ただしこの負荷率は目安であって、理学療法士の判断で状況に応じて柔軟に対応した。呈示目標速度が歩行感覚呈示装置の能力を超えている場合は手放し歩行など課題の難易度を上げることで対応した。逆に、訓練初期で装置に慣れていない場合や、体調に不安がある場合には無理のな

表 2 片麻痺被験者の症状

Table 2 Hemiplegic subjects' conditions

ID	年齢	性別	麻痺	病名	発症経過月	FIM	BRS
A1	74	M	左	脳梗塞	30	112	V
A2	69	F	左	脳梗塞	30	111	V
A3	60	M	左	脳出血	100	112	III
A4	57	M	右	脳梗塞	31	125	V
A5	56	M	右	脳出血	22	112	IV
A6	49	F	右	脳出血	64	109	IV
A7	76	M	右	脳梗塞	110	123	IV
B1	56	M	右	脳出血	7	118	IV
B2	70	M	右	脳出血	114	117	IV
B2	49	M	右	脳梗塞	32	115	IV
B4	59	M	右	脳出血	158	111	IV
B5	67	M	右	脳梗塞	17	105	III

い範囲まで負荷率を下げた。なお、負荷の与え方は、まず年代別正常歩幅 [15] を目標に歩幅を徐々に大きくし、その後歩行周期を目標歩行速度になるまで徐々に上げた。また、最大呈示速度は安全性や設置場所での騒音を考慮して $0.89m/s$ とした。

実験期間は 24 週で、前半と後半の 12 週間それぞれを、GaitMaster4 による介入有り（介入期）、あるいは無し（非介入期）のいずれかに割り当てた。12 週の内訳は、前評価を 4 週間、次いで介入期あるいは非介入期を 4 週間、最後に後評価を 4 週間である。前評価、後評価期間は週 1 回の $10m$ 歩行速度を計測、介入期は GaitMaster4 歩行練習 3 回終了毎に $10m$ 歩行速度を測定し、非介入期は前評価、後評価と同様に週 1 回の $10m$ 歩行速度の計測のみ行った。

被験者は、表 2 に示す症状の軽度から中等度の運動障害を有した脳疾患系の麻痺が残る発症後 0.6-13 年の維持期患者 12 名である。表 2 の ID が A で始まる被験者は、12 名から無作為に抽出された前半 12 週に介入期を実施した被験者で、B で始まる被験者は後半に介入期を実施した残り 5 名である。被験者は、24 週全期間にわたって計測参加前から行っていた運動を継続した。なお、A3 の被験者 1 名のみ前システム (GM3) を半年以上前に 1 度体験していたが、搭乗に難があったため GM3 での実験には参加しておらず、全員本手法による本格的な実験に初めて参加した。

なお、本実験は筑波記念病院の倫理委員会の承認を得て、同病院に装置を設置して行った。被験者には事前に実験の内容を説明し十分理解を得てから同意書への署名後に実験を行った。

5.2 実験結果

実験結果解析は、前評価期間である 1-4 週の平均値をベースライン (BL) として 5-12 週の速度の変化量を求めた。図 10 は、BL 期における $10m$ 歩行時の最大歩行速度の平均値 (表 3) と、各週の最大歩行速度との差分を計算して算出した全被験者の平均値である。

表3 片麻痺被験者の前半および後半のBLでの平均10m歩行速度

Table 3 Average walking velocity of hemiplegic subjects' in each Base Line period

ID	前半 BL	後半 BL	ID	前半 BL	後半 BL
A1	0.85	0.98	A7	0.25	0.30
A2	1.25	1.43	B1	0.78	0.61
A3	0.51	0.49	B2	0.89	0.78
A4	1.20	1.34	B3	1.01	0.90
A5	0.43	0.43	B4	1.05	0.94
A6	0.63	0.97	B5	1.18	1.05

(単位:m/s)

介入期、非介入期をそれぞれ Friedmann 検定を用いて解析し、介入期で歩行速度の有意な変化を認めた ($P < 0.05$)。非介入期では $P = 0.15$ で有意差は無かった。また、介入期の介入終了時 (8 week) と観察終了時 (12 week) の歩行速度を Mann-Whitney の U 検定を用いて比較したところ、介入終了時は BL 期に比べて有意差が認められ ($P < 0.05$)、有意な歩行速度の増加が認められた。一方、観察終了時は $P = 0.06$ と有意差は認められなかった。非介入期の 11 週の値が特異的に上昇したが、非介入期を先に実施した 2 名の患者の上昇が顕著で、発症からの経過が他の被験者よりも短い、あるいは比較的若く殆ど運動をしていなかった被験者でこの週にようやく実験に慣れてきたとの感想を話していた。次の週にはまた元に戻っており、調子が良い時期がたまたま重なったことが原因と考えられる。また、訓練前後の FIM に有意な差はなかった。

以上より、本システムによる介入によって歩行速度が改善したと言える。なお、適用した患者に適用中止となるような有害事象は皆無であった。

6 考察

本研究では、病院に装置を設置し、12名の軽度から中等度の運動障害の維持期片麻痺患者のボランティアを得て、各自6ヶ月の実験を無事故で実施することが出来た。

本システムのハードウェア面では、安全性を優先したため検証実験では呈示速度は若干下げたものの、歩行速度 1 m/s を実現した。また、被験者の感想からは乗り降りが以前のシステムより非常に楽になったと好評であった。一方でいくつか改善点も見つかった。組み立て精度や機械的摩擦によるロスから最高速度での運転中に過負荷による停止が起こることがあった。長期間にほぼ毎日のように実験を行ったため、ねじの締め直しなどのメンテナンス作業を週1回程度行う必要があった。溶接による固定などより装置の剛性を高めて組み立て精度を向上させ、出来るだけ高い性能を

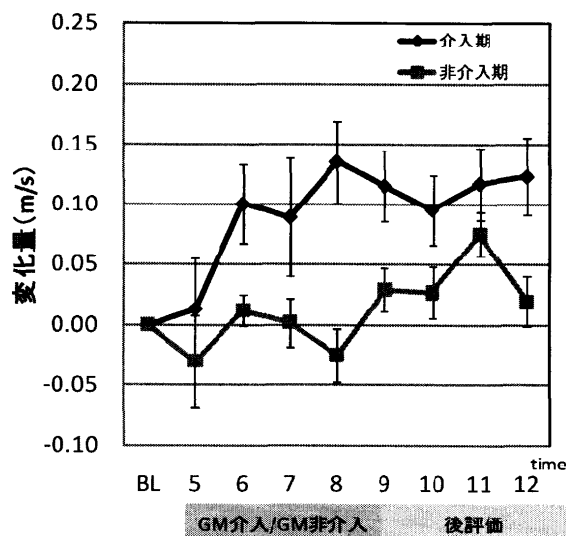


図10 ベースライン期からの歩行速度の変化

Fig. 10 Average amount of increase in walking velocity from the Base-Line period.

実現しつつメンテナンス作業を少なくする配慮が必要と言える。ユーザの全身が見える構造については、患者の状態を確認する上で非常に有効との感想を理学療法士より得た。さらに、後方からの徒手誘導も有効との感想であった。

また、本研究では装置の操作を簡略化して、テンキーにコマンドを割り当てて操作出来るようにした。これにより短時間のインストラクションで理学療法士自身が操作することが可能となり、開発者の手助けなしで操作出来た。技術者無しで操作できる環境は、大規模な臨床実験を行う上で非常に重要と言える。

訓練の内容に関しては、実験結果や患者、理学療法士の感想などから、事前に 10 m 歩行を行って計測した体調に合わせておよそ 1.5 倍の歩行速度で一日 20 分間、週 3 回程度の訓練を行うメニューが、患者の負担を考えると妥当という判断が理学療法士より得られた。実験に参加した理学療法士からはさらなるスピードアップの要望も出ている。これは、AC200V のより高出力のモータを利用すれば実現可能である。ただし電源を確保すること、装置の振動を抑えるためのアンカー固定など大がかりな工事が必要となる。別のアプローチとしては階段歩行など上下方向の移動を含めることで負荷を高める方法も考えられる。ビルの階段を上り続けることを考えると階段歩行は健康者でも疲労が激しく継続して行うことは難しい。このような上下方向の運動を取り入れつつ装置のコンパクトさを維持しながら適切な負荷呈示方法を模索することも考えられる。また、本研究では健康成人の歩行の標準値を基準としてシステム開発を行った。システムの適用条件

を満たす患者であれば特に問題とはならなかった。しかしながら、さらに重度の障害者に対しての適用を考えた場合は可変歩隔機能などハードウェア面での対応や呈示軌跡の改良も必要と考えられる。これらはさらに適用範囲を増やす上での今後の課題と言える。

なお、本システムで効果を上げるには、患者本人の訓練への意欲とそれをサポートする理学療法士をはじめとする周囲の協力も必須と言える。意欲を持続させるような仕組みをどう作り上げて行くか、理学療法士の機械操作に関する心理的ハードルをさらに低くする方策など引き続き検討が必要である。

7 おわりに

本研究では、病院での本格的な実験に適用可能なリハビリテーションシステムの開発を行った。基本性能を確認するとともに、片麻痺患者 12 名による病院での長期実験を行い、歩行速度の有意な向上など効果が事故無く得られたことから、その有効性が示された。

本研究で試作したシステムは、維持期の片麻痺の患者に有効であったが、立位で姿勢を維持できること、重篤な心疾患が無いことが必須条件で適用範囲が限定されている。自立が困難な点については免荷装置を用いることで姿勢を維持出来れば、急性期の患者への適用も可能である。トレッドミル等従来技術との比較や免荷装置との併用も含めた実用化に向けた開発および実験を進めていきたい。

謝辞

本研究は NEDO 産業技術研究助成事業および JST の CREST 岩田プロジェクトの支援に基づいて行われた。この場を借りて感謝する。

参考文献

- [1] <http://wwwsoc.nii.ac.jp/jpta/02-association/data0903.html> (accessed 2009/05/28)
- [2] Bureau of Labor Statistics, Physical Therapists, Occupational Outlook Handbook, 2008-09 Edition
- [3] 理学療法白書 2005、日本理学療法士協会、pp.177 - 184、2006
- [4] Hiroaki Yano, Kaori Kasai, Hideyuki Saitoh and Hiroo Iwata: "Development of a gait rehabilitation system using a locomotion interface", Journal of Visualization and Computer Animation, Volume 14, pp.243-252, 2003
- [5] 大貫 久美子、矢野 博明、斉藤 秀之、岩田 洋夫: 歩行感覚呈示装置を用いた歩行リハビリテーション、計測自動制御学会論文誌、第 43 巻 3 号、pp.189-196(2007)
- [6] 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、日本機械学会学会講演論文集、No.0003、pp269-270(2000)
- [7] <http://www.hocoma.ch/>
- [8] 海老原ら: ロボット用モータ技術、日刊工業新聞社、pp.194-203 (2005)

- [9] <http://www.caip.Rutgers.edu/vrlab/>
- [10] <http://www.hitachi-hybrid.co.jp/pdf/pw-22.pdf>
- [11] Schmidt H, Hesse S, Bernhardt R, Kruger J: "HapticWalker - A novel Haptic Foot Device." ACM Transactions on Applied Perception, vol.2 No.2:166-180 (2005)
- [12] 今仲祐介「横断歩道における歩行者の歩行速度と挙動に関する研究」日本大学理工学部卒業論文、2003
- [13] <http://nippon.zaidan.info/seikabutsu/1998/00070/contents/112.htm>
- [14] ノイマン: 観察による歩行分析、医学書院、pp.9-21、2005
- [15] 中村隆一、斉藤宏: 基礎運動学、医歯薬出版、第 2 版 1 p.299

(2009 年 6 月 11 日受付)

[著者紹介]

矢野 博明 (正会員)



1997 年筑波大学大学院工学研究科修了。同年日本学術振興会特別研究員 (PD)、99 年筑波大学講師、現在、同大准教授。力覚呈示、移動感覚呈示に関する研究に従事。博士 (工学)。

中島 陽介



2008 年筑波大学大学院システム情報工学研究科前期博士課程修了、同年三菱電機入社、現在に至る。学生時代は歩行感覚呈示や歩行リハビリテーションに関する研究に従事。

田中 直樹



2001 年より筑波記念病院リハビリテーション部勤務、在職のまま 09 年筑波大学大学院人間総合科学研究科修了、同年同大博士後期課程進学、現在に至る。脳卒中のリハビリテーションの研究に従事。

斉藤 秀之



2003 年筑波大学大学院医学研究科修了。現在、筑波記念病院リハビリテーション部部長。主に脳卒中のリハビリテーション、物理療法の研究に従事。専門理学療法士 (暫定)、博士 (医学)。

岩田 洋夫 (正会員)



1986 年東京大学大学院工学系研究科修了、同年筑波大学構造工学系助手、03 年同大学教授、現在に至る。人工現実感に関する研究に従事 (工学博士)。