Vol. 4 No.2, 2002

ロコモーションインタフェースによる歩行感覚の共有

矢野 博明*1 葛西 香里*2 斉藤 秀之*3 岩田 洋夫*1

Shared Walking Environment Using Locomotion Interfaces

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

Abstract – **This paper describes a shared walking environment that enables the users to share sense of walking each other in a virtual environment. For such environment, it is desirable that the locomotion interfaces have ability to move the user's feet not only back/forward also up/down along with remote user's movement. We developed a new footpad type locomotion interface named GaitMaster2 and evaluated it with physiological indexes. Then we connected two footpad type locomotion interfaces via network. By changing the contributing ratios for the step data of each locomotion interface, we can construct various kind of shared walking environments. As examples, we developed master-slave walking environment and synchronized walking environment with this method.**

Keywords : **virtual reality, locomotion interface, shared walking, PCI, EMG**

1. はじめに

歩行感覚を呈示する装置，ロコモーションインタフェース (以下 LI) によって，自分の足でバーチャルな世界を歩き回ることが可能になってきた．LI による移動は，マウスやジョイスティックと比べて実空間に近い空間知覚特性が得られるなどの効果が明らかになってきている[1]．

ところで，歩行には，個人での歩行だけでなく，連れ立って歩く，ダンスのように相手に合わせてステップを踏むなど複数人での歩行が考えられる．特に，バーチャルな空間は，実空間とは異なり同じ位置座標にいくつもの物体を存在させることができる．つまり単に複数人で隣り合って歩行するだけでなく，相手の体と自分の体の座標を一致させることで相手と一体化するような歩行感覚の共有体験が可能となる．これは例えば歩行のリハビリテーションを遠隔で行なうような場合に，理学療法士が患者に乗り移ったかのような感覚で相手の足を動かす，あるいは相手の動きを感じることができるといったこれまでにない感覚共有体験が実現できることを意味する．

このような歩行を実現する為には，相手の動きに合わせて足を移動させる物理的なフィードバック機構が必要である．本研究では「部分面型」と呼ばれる LI に着目した．これはユーザの両足それぞれの直下に小さな面（以下 footpad）を用意し，足の直下のバーチャルな床面をトレースするように footpad を移動させ床面を呈示する．この footpad を単に床面呈示に用いるのではなく，遠隔地のユーザの足の動きを呈示する装置として用い，ネットワークによって複数台の部分面型 LI を接続することで，様々な歩行感覚の共有を実現する．

ところで，著者らは部分面型 LI，GaitMaster[2](以下 GM1) を開発しているが，footpad の可動範囲や足への追従精度の点で十分とはいえなかった．また，LI の評価はユーザの足の軌跡などによるものが多く，人間に与える影響という側面からの評価は行なわれていない．

そこで本研究では，まず部分面型 LI，GaitMaster2(以下 GM2) を開発し，生理指標を用いた GM2 ユーザの歩行動作の評価を行った．次に歩行感覚共有の為のアルゴリズムを提案し，GM1 と GM2 を用いた歩行感覚共有システム上で，マスタースレーブ歩行，同期歩行の 2 種類の歩行感覚共有環境を実現し，本手法の有効性を検証した．

2. 従来の研究

遠隔地のユーザの足と自分の足の動きを一致させる方法としては，足の骨格に沿ってアクチュエータを配して実現することが考えられるが，機構の慣性や着脱の煩雑さ，安全性を考えると難しい．これに対して LI による床面に足を拘束し，遠隔地のユーザの床面と同じ様に床面を移動させて実現する方法が考えられる．

床面を呈示する LI は，「連続面型」と前述の「部分面型」の 2 種類に分類できる．「連続面型」は，健康器具などに用いられているトレッドミルのようなユーザの歩

*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 筑波大学大学院医学研究科, 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

行領域を一つの可動面で提供するものである．これまで特殊なトレッドミルにより無限平面を呈示するDarkenらのOmni-Directional Treadmill[3]や岩田らのTorus Treadmill[1]，トレッドミルそのものを回転あるいは傾斜させることで方向転換や傾斜面を実現する野間らのATLAS[4]やChristensenらのTreadPort[5]，杉原らのGSS[6]のようにベルトの下にアクチュエータを多数配することで凹凸面を表現するものなどが開発されている．これらは可動面の範囲内であればどのような歩行動作も可能であるが，可動面に足を拘束することが困難で本研究の用途には向いていない．

一方の部分面型は，footpadの応答性能による歩行動作の制限があるが，footpadに足を拘束することで足を強制的に動かすことが可能で，本研究の用途に適している．これまでSARCOS社のBiPortや著者らのGait-Master[2](GM1)などが開発されている．本研究で新たに開発したGM2は前後上下の2自由度に限定しているが，GM1の可動範囲と速度を向上させた改良版である．

LIによる歩行の共有に関する研究は，多人数参加戦場シミュレータNPSNETにおいてUniPortという1輪車型のLIを多数用いて戦場での同時移動を実現した例[7]があるが，本研究のような歩行共有は行なわれていない．著者らはこれまでにATLASとGM1を用いて二人三脚歩行を実現した[8]．しかしながら部分面型LIと連続面型LIによって実現したため，ATLASユーザの足の踏み出しのタイミングがずれても床面が動かなくなるだけで，十分なフィードバックが実現されていない．

本研究は，部分面型LIを2台用いて双方向フィードバックが可能な歩行感覚共有アルゴリズムを提案している．また，LI単体の評価手法として，従来の軌跡や床面反力データによるものを補強する手法として生理指標を用いる手法を提案している点でも新規性があるといえる．

3. 部分型ロコモーションインタフェース GaitMaster2

3.1 GaitMaster2システム概要

著者らは部分面型LIとしてGM1の開発を行なっているが，直動アクチュエータを用いた機構のため，可動範囲（図8参照）と速度(300 mm/s max)の点で十分ではなかった．そこで，直動アクチュエータの変わりにジャッキ機構を用いたGaitMaster2(GM2:図5右)を開発した．GM2のシステム構成を図1に示す．GM2はfootpad(300 mm(奥行き) × 270 mm(幅))を前後上下2自由度をもつ2台のジャッキ機構の上部に取り付け，チェーンドライブにより駆動することで，ユーザのそれぞれの足に床面を呈示する．footpad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，最大速度は1470 mm/sec，耐荷重は80 kg重である．ユーザは，footpad上でサンダルを履いてVR空間を歩行する．足の位置計測は，かかとの位置をワイヤ計測による3次元位置センサ[9]によって行う．また，安全のためユーザの胸の高さに手すりを設けた．

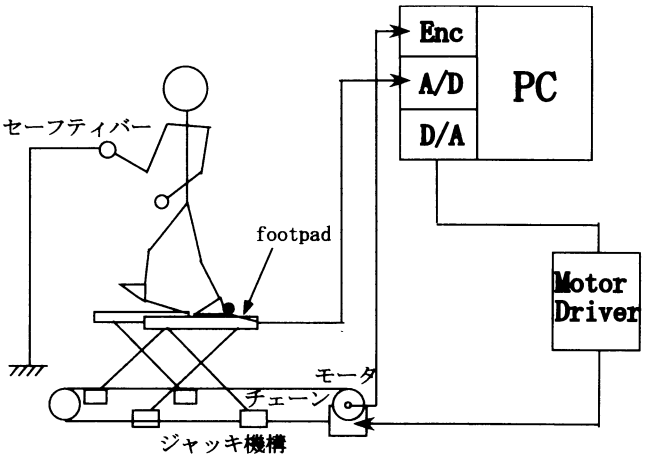


図1　GM2システム構成
Fig. 1　System configuration of GM2

なお，各サンダルとfootpadは長さ100 mmの2本の転落防止用ワイヤでつながっており，footpad中心から70 mmより外には動かないようにした．

ワイヤ固定によりGM2の最大速度以上で歩くと，footpadが追従できず足が引っかかる．しかしながら，大多数のユーザから通常はfootpadの慣性を感じる事無く歩行動作が可能との主観的印象が得られた．

しかし，最大140 mmの距離が開くことになり，特に後述の同期歩行では足の相対距離が大きくなる可能性がある．footpadにサンダルを固定できれば解決するがfootpadの動作速度と精度の点で足の動きに完全に追従させることが難しく，重い下駄を履いているような感覚になる．また，暴走した時に危険である．このため本研究では，安全に相手へのフィードバックを実現するという観点からこの構成とした．

GM2の制御は，PC（Pentium Ⅲ 500MHz, Windows2000）によって行っている．チェーンドライブ用の4つのモータ(Panasonic MSMA 0.4kW, 減速比1/30)のロータリーエンコーダによりfootpadの位置を計測し，D/Aボードを介してモータドライバにトルク指令値を入力，モータをコントロールする．

3.2 歩行感覚呈示アルゴリズム

本研究では，平面を前進する場面を想定して通常の歩行動作を行なう「能動歩行」と，あらかじめfootpadに移動軌跡を与えておき，それを繰り返し再生する「受動歩行」の2種類の歩行感覚呈示アルゴリズムを開発した．

能動歩行は，遊脚側の足を前に出した時に，立脚側の足を踏み出し量分だけ後ろに移動させる事で，体の空間移動をキャンセルしながら歩行感覚を呈示する．具体的

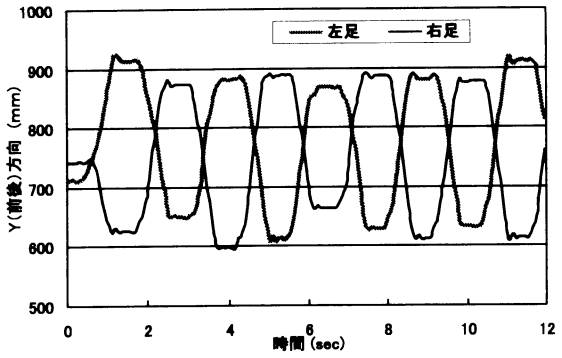


図2 GM2での能動歩行時の前後方向の足の軌跡
Fig. 2 Trajectories of user's foot on GM2 in active walking mode

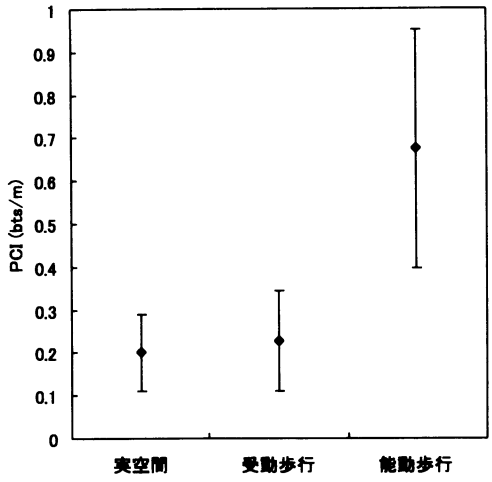


図3 歩行動作ごとのPCIの平均
Fig. 3 Average of PCI in 3 walking styles

には，立脚から遊脚状態に移行した瞬間の足の座標データを原点とし，原点の周りに設定したノイズの影響を軽減する為の不感領域の外に足が出ると，それに追従してfootpadがPD(Proportional and Derivative)制御で移動する．このとき反対側の立脚状態の足のfootpadは遊脚状態の足のfootpadと逆方向に同じ距離移動する．この様子を（図2）に示す．なお，本システムではユーザの足がfootpadより10 mm以上上がった状態を遊脚状態とした．これは，トレッドミル上での歩行におけるかかとの軌跡の最大変位約100 mm以下で，センサのノイズの影響を受けず，より早く遊脚を検出できる高さとして定義した．

一方の受動歩行は，通常のトレッドミル上での歩行動作のデータをもとに歩行の軌跡のデータを作成し，footpadを移動させる．歩幅は平均的な能動歩行と同じ330 mmとし，高さ座標の最大値は50 mmである．これは歩行時のかかとの最大変位が100 mmであったので，ユーザのつま先がfootpadに必ず接触していると仮定し，それより50 mm下がると仮定して設定した．なお，左右のfootpadは同じ軌跡データで位相を180度ずらして移動させる．

3.3 部分面型歩行感覚呈示装置の評価

これまでのLIの評価はユーザの足や腰などの移動軌跡，重心移動を実空間と比較するなど外的な側面からの評価が主であった．LI技術で実現されている歩行動作はまだ限られたものであり，今後より自然な歩行感覚の呈示手法を探るためにはこれらに加えてユーザの内的状態，LIによる生理的な影響も定量的に把握する必要がある．本研究では，最も基本的な内的状態として歩行時のエネルギー消費量と筋の活動状況に着目した．具体的には脈拍の計測によるPCI（Physiological Cost Index）の計測と，各筋の表面筋電位計測という2つの指標を用いて評価を行なった．

3.3.1 PCIを用いた部分面型歩行感覚呈示装置の評価

人間のエネルギー消費量は，ある活動（仕事）を一定時間行ったときの酸素消費量から求めることができる．また単位時間当たりの心拍数は，酸素消費量と直線相関を示す．このような心拍数を考慮した指標のひとつに，歩行の生理的コスト指数（Physiological Cost Index : PCI）がある．これは被験者を3分間歩かせて，歩行前の安静時と歩行終了後の心拍数を計測し，

$$PCI = \frac{(\text{歩行時心拍数} - \text{安静時心拍数})}{\text{歩行速度}} (bts/m)$$

によって算出するものである．PCIは歩行速度に依存し，健常成人では各人が好む歩行速度で0.2〜0.4 bts/mの最小値を取る[10]．

LIのユーザのPCIを3つの歩行動作,「実空間での歩行」,「GM2上での受動歩行」,「GM2上での能動歩行」について計測し比較した．被験者は健常者9名（男8名，女1名），21〜31歳：平均24.1歳である．計測時の歩行速度，歩数は各条件とも26.3 m/min，1.32Hzとした．ただし能動歩行ではGM2の性能上27 m/min前後の歩行が限界で，個人により歩ける速度が異なるので，各個人で歩ける限界の速度（25.35 ± 2.01 m/min）で歩かせた．心拍数はGM2脇の椅子で座位にて計測した．

図3に各動作のPCIの平均と標準偏差を示す．各パターンのPCIの平均値は，実空間が0.20 bts/m，受動歩行が0.23 bts/m，能動歩行が0.67 bts/mとなった．分散分析及び最小有意作法による平均値の検定を行なったところ，受動歩行と実空間との間には有意差はなく，能動歩行と他の2つとの間にはそれぞれ危険率1%で有意差があった．つまり実空間と受動歩行は人体に同程度のエネルギー負担がかかり，能動歩行はこの両者よりも

エネルギー負担が高いと考えられる．また，個人間では1名だけ5%の有意差が見られたがその他は有意差はなかった．

受動歩行ではGM2が自動的に歩行動作を模擬するのでユーザは自発的な動きをせず，ただGM2に乗って歩かされている状態になる．しかし実際にはバランスをとるためにGM2の動きに合わせて遊脚移行時に若干かかとを自発的に上げる傾向が見られ，それが反映されていると考えられる．

能動歩行では歩行者によって歩行パターンが異なる．このため，被験者によってはかかとを実空間よりも意識して上方向に持ち上げる必要があり，歩行動作が大きくなった．また立脚側の片足に体重がかかった状態でfootpadが後退するため，バランスをとるために手すりにつかまる力が大きくなった．そのためPCIが実空間と比べて高くなったと考えられる．

3.3.2 表面筋電位を用いた部分面型歩行感覚呈示装置の評価

LIによるユーザの筋への影響を計測するため，前節と同じ「実空間」(被験者は裸足で計測),「受動歩行」,「能動歩行」について5人の健常な被験者に対して歩行時の表面筋電位を計測した．被験者は成人男性5名 (22〜34歳：平均年齢27.4歳) である．計測にはNORAXON社，マイオシステムMR4，EM-103を用いた．前節の実験同様，条件によらず歩行速度は，約26.3 m/min，歩行周期は1.32 Hzである (実空間は筋電計の計測範囲により歩行距離3 m)．計測した筋は，内側広筋，腓腹筋，前脛骨筋である．内側広筋は膝伸展筋で膝の屈伸時に活動する．腓腹筋はかかとの蹴り上げ時に活動し，前脛骨筋はつま先を上げる際に活動する．

各筋の表面筋電位は臨床運動学[11][12]によると，内側広筋では，着床時の衝撃吸収のために放電がみられ，腓腹筋は，体を押し出す推力を得るとき，すなわちかかとの押し上げ時に放電する．前脛骨筋は歩行周期全般にわたってつま先が下がらないように軽度の活動を続け，特に着床時と離床時に活発に放電する．

図4は，被験者5名のうち代表的な1名の3種類の歩行時の諸筋の表面筋電位の積分値のグラフである．3つのパターンの歩行時の筋電位を比較すると，全体的にみて受動歩行，実空間，能動歩行の順で筋が活発に活動している．実空間歩行は，標準的な成人の歩行時の各筋の表面筋電位[11]と比べて活動レベルが低くなっている．この原因は歩行動作の計測が有線計測で計測範囲が3 m程度と短く歩行が定常状態に達していなかったことと，通常歩行に比べ歩行速度が遅いため，筋活動が低くかったことが影響したと考えられる．しかし，臨床運動学で言われている実空間での歩行の特徴と合致しており，比較用データとしては十分といえる．

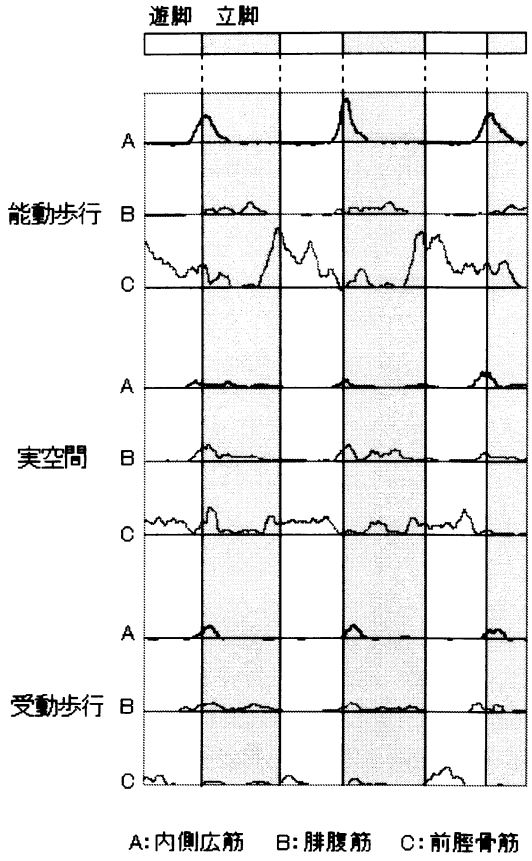


図4　3パターンの歩行時の諸筋の筋電図
Fig. 4　Electromyogram of muscles of leg in 3 walking styles

受動歩行は，実空間に比べて腓腹筋と前脛骨筋の筋活動が低い．この2筋は歩行時に能動的に働く筋のため，ユーザの自発的な動作が少ない受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．受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，着地時の衝撃吸収時に活動する内側広筋が活発に働いたと考えられる．

一方，能動歩行では内側広筋と前脛骨筋に活発な活動がみられた．能動歩行時の遊脚判定は10 mm以上であるが，センサはユーザのかかとではなくサンダルのかかとを計測するので，実空間の歩行と比べてユーザによっては意識して足を高く上げて歩行動作を行なわなければならない．また受動歩行と違いfootpadの上下運動がないので着地時の衝撃が大きく，内側広筋が活発に働いたといえる．また前脛骨筋が活発であったのは，遊脚時にサンダルが脱げないようにつま先を上げ続けなくてはならなかったためと考えられる．腓腹筋は実空間に比べ低い活動レベルだったが，これは離床時にかかとを強く蹴ると，サンダルが脱げやすくなることと強く蹴っても歩

行速度に影響しないことをユーザが学習したためと考えられる．

以上をまとめると，GM2では，バランスを取る等のために筋活動の大きさには違いがあるものの受動歩行，能動歩行とも基本的には実空間と同じタイミングで筋活動が起っているといえる．しかしながら細かい部分では改良点がある事がわかった．

このように図2のような外的評価だけでなく内的状態も併用した多角的な評価手法によって今まで見落としていた改善点が見出せることがわかった．

4. 歩行感覚の共有

実空間を含めた歩行動作には，通常歩行のほかに，連れ立って歩く歩行やダンスのように相手に合わせてステップを踏むような歩行，歩行のリハビリのようにときに理学療法士が足をサポートして行なう歩行など，様々な形態，人数が考えられる．

ところで実空間では同じ空間座標上には1つの物体しか存在できないが，バーチャルな空間では，同じ座標上にいくつでも物体を定義することが可能である．つまり，実空間と同様の一緒に歩行するだけでなく，ユーザの足と他のユーザの足の座標値を一致させることで相手の足と一体化するような歩行共有体験が可能となる．例えば，遠隔地のLIのユーザの足のデータを自分の足のデータと入れ替えることで，マスタースレーブのスレーブとして相手の歩行を体験することが可能となる．また，ユーザ同士がお互いにLIへの入力データを，自分の足のデータと相手のデータを入れ替えることで，二人三脚のように歩調を合わせて歩く環境を作ることができる．

LIは遊脚側の足の動きによって制御されるので，遊脚の際の足のデータを歩行モードに合わせて自分自身のデータや相手のデータと切替えれば良い．LIへの遊脚側の足の位置データ $P_{in,i}$(遊脚移行時の座標からの位置の差分)，本人の足の位置を $P_{local,i}$，遠隔地のユーザの位置を $P_{remote,j}$ とすると

$$P_{in,i} = C_{l,i} * P_{local,i} + C_{r,i} * P_{remote,j} \qquad (1)$$

(ここで $C_{l,i}$，$C_{r,i}$ は，本人と相手のデータの寄与度，i，j は足の種類で右あるいは左) と記述できる．これら寄与度を調節することで歩行感覚共有のモードを自由に変更可能となる．

本研究ではこの考えを検証する為に，2台のLIをネットワークにより接続し，歩行感覚共有システムを構築した．

5. 歩行感覚の共有システム構成

本研究では，部分面型LI，GM1及びGM2を，50 m離れた部屋に設置し無線LAN (Icom WaveMaster ,11Mbps) にて接続し歩行感覚共有システムを構築した(図6)．データ通信はTCP/IPによって行なっており，足またはfootpadの位置データ20バイト((2(両足)×2(前後上下2自由度)＋1(VR空間での体の移動距離:未使用))×float型4バイト)を相互に送受信する．プログラムはすべてC言語で開発し，スレッドを用いて非同期で通信と制御を行なった．データ更新は通信約180 Hz，GM1の制御は30 Hz，GM2の制御は250 Hzである．結果としてシステム全体の制御目標の更新は30 Hzとなるが，GM1は1 kHz，GM2も250 Hzでデータの補間を行っており装置の慣性もあるため，フィードバックゲインを大きくしすぎなければ不連続な動作や発振の問題はほとんどない．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, BS-550GT,BS-120GRH) でリアルタイムに伝送，モニタに表示した．

6. 歩行感覚の共有1(マスタースレーブ歩行)

歩行感覚の共有の一例として，片方のユーザの軌跡を一方的に伝達するマスタースレーブ方式の歩行動作の伝送システムを開発した．

マスター側では本人の足のデータをそのまま用いた能動歩行 ($P_{master,i}$=$P_{local,i}$ 式(1)の $C_{l,i}$=1,$C_{r,i}$=0,j=i) で歩行する．スレーブ側は受動歩行アルゴリズムで，あらかじめ与えられたトレッドミル上の歩行軌跡パターンではなく「マスターの両足の位置データ」を目標値

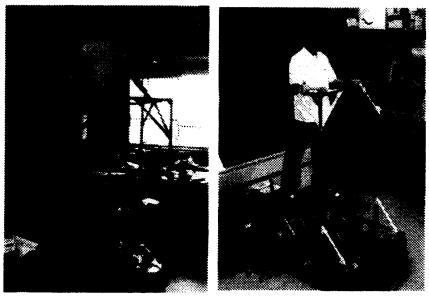


図5 GaitMaster1(左)およびGM2(右)
Fig. 5 Overview of GaitMaster1 and GM2

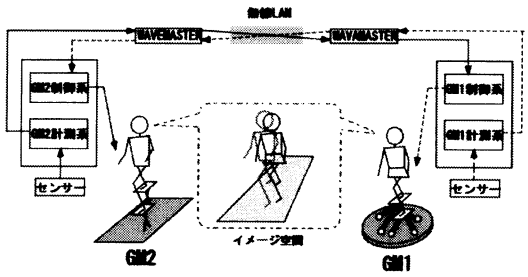


図6 システム構成
Fig. 6 System configuration

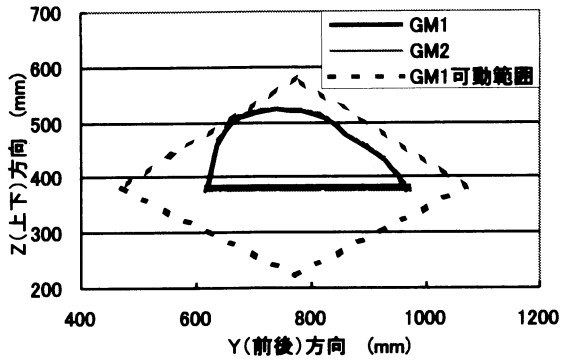


図7　GM2（マスター）－GM1（スレーブ）の時のユーザの右足の軌跡 (GM2 座標系表示)

Fig. 7　Trajectories of the user's right foot on GM2(master) and GM1 (slave) in G-M2 coordinate

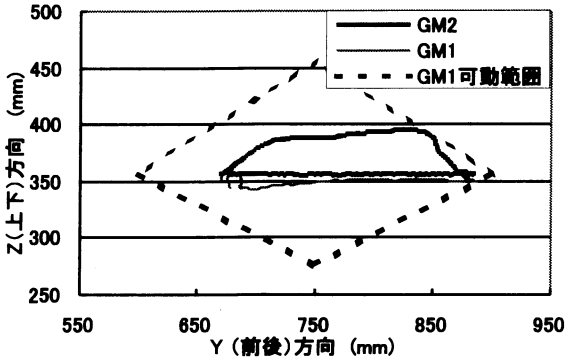


図8　GM1（マスター）－GM2（スレーブ）の時の右足の軌跡 (GM1 座標系表示)

Fig. 8　Trajectories of the user's right foot on GM1 (master) and GM2 (slave) in G-M1 coordinate

($P_{slave,i}$=$P_{master,i}$, 式 (1) の $C_{l,i}$=0,$C_{r,i}$=1,j=i) として，動作させる．

これによりスレーブ側のユーザは footpad に足を乗せるだけで，マスター側の足の動きを体験できる．マスター側ユーザは，自分の足を動かすことで直接歩行動作を教えることが出来る．さらに自分の歩容を変えるだけで，相手の歩幅や歩行速度などを直観的に調整可能である．また相手の体重に関係なく動かすことができる．

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を計測した．マスター側の被験者は自発的に歩行動作を行ない，スレーブ側の被験者は footpad 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 footpad の位置を記録した．被験者は健康な成人，5 ペアである．

図 7にマスター側（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の代表例を示す．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．図 7は GM2 の座標系で書かれており，比較のため GM1 の座標値は，2 倍して動作中心が一致するようオフセットを合わせた．マスターの足の位置とスレーブの footpad 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の代表例を図 8に示す．図 8は GM1 の座標系で書かれており、GM2 の軌跡は GM1 座標に合うようオフセットをずらして示している．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で行なっていない．遊脚時（Z=365 mm 以上）はスレーブ側の footpad 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）の閾値が大きいため図 7のほうが図 8よりも足の高低差が大きくなっている．

被験者 5 ペアの通信による時間遅れを考慮した位置の平均誤差は，GM1 がマスターの場合，2.7 mm (標準偏差 0.3 mm)，GM2 がマスターの場合 1.6 mm (同 0.3 mm) であった．GM1 がマスターの場合，磁気センサのノイズが GM2 に送る目標値に加算された影響で誤差が大きくなっているが，マスターの動作を正確にスレーブに呈示できているといえる．

7.　歩行感覚の共有 2（同期歩行）

歩行感覚の共有の 2 例目として，二人三脚のように両ユーザの足を出すタイミングを合わせて歩く同期歩行の環境を実装した．

ここでは，「GM1 ユーザの右足」および「GM2 ユーザの左足」がお互い拘束されているものとして，GM1 では「右足の位置データ」を「GM2 ユーザの左足データ」に置換（$P_{GM1,右}$=$P_{GM2,左}$，$P_{GM1,左}$=$P_{local,左}$），GM2 では「左足の位置データ」を「GM1 ユーザの右足データ」に（$P_{GM2,左}$=$P_{GM1,右}$，$P_{GM2,右}$=$P_{local,右}$）置換し，能動歩行と同じアルゴリズムによって歩行する．ただし，常にデータを置換していると，足を動かしていないのに footpad が動き出し危険な為，自分の足が遊脚状態の時だけ置換した．

このようにすることで，足を踏み出すタイミングが合えば両者の footpad が動き歩行できる．また，footpad の移動量は遊脚になった時点からの足の移動量とほぼ一

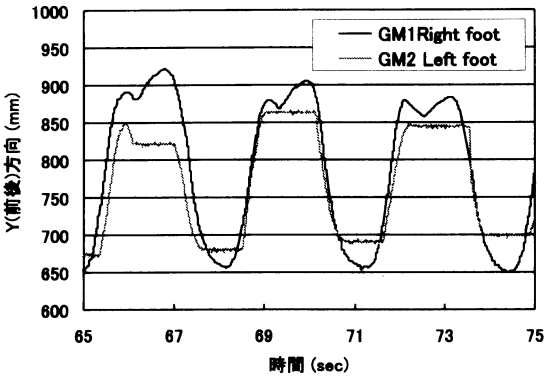


図 9　同期歩行時の拘束足 (GM1 (右足),GM2 (左足)) の軌跡
Fig. 9　Trajectories of the user's constrained feet in syncronized walking

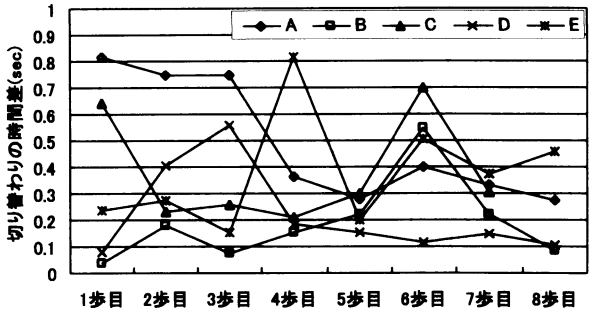


図 10　同期歩行時のステップの時間差の推移
Fig. 10　Time defference of each step between the users in syncronized walking

致するため，タイミングが合わなければ footpad が動かないか，footpad の移動量が少なくなり歩きにくくなる．

実際に歩行している間の両者の拘束足の前後方向の軌跡の一部の 3 ステップ分を図 9に示す．一歩目では GM1 の足が若干先に出ている．GM2 ユーザが立脚状態になった時には GM1 のユーザの足は前方向に動き出しており，結果として GM2 側では踏み出し量が少なく計算され footpad および GM2 ユーザの足の移動量が少なくなった．二，三歩目はタイミングがほぼ同時になっており，歩幅も大きくなったと考えられる．なお，GM1 の足は一旦踏み出したあと戻っている．これは GM1 の footpad の動作が遅く引き戻されている為である．また，転落防止ワイヤによる固定のため，両者の足の位置に最大で 100 mm の誤差が生じた．位置誤差を小さくするにはワイヤを短くするか，サンダルを footpad に完全に固定し力センサによって足の動作を検出し footpad を制御することが考えられる．いずれの場合も footpad の慣性によって重い下駄を履いているような状態になり歩きにくくなるため，位置精度と歩きやすさのバランスを目的に応じて調整する必要がある．

図 10に各ペア毎の歩き出しから 1 分間の拘束足の踏み出し，踏みおろしの時間差の平均値の推移を示す．各ペア毎に歩きやすいタイミングがあるため時間差がゼロには収束していないが，ペア毎に一定の値に収束している傾向が見られる．

以上の結果から，各ペア毎にタイミングの誤差が一定になっており，同期歩行が正常に機能していることが確認出来た．

8. 考　　察

本研究では，足の位置データを交換する事によって歩行感覚を共有できるシステムを開発し，マスタースレーブ，同期歩行の 2 種類を実装する事で有効性を検証した．式 (1) の寄与度は 1 や 0 だけでなく，例えば 2 分の 1 ずつにして footpad が両者の足の中点に移動するよう制御してお互いに足を引き合うことも考えられる．ただし，通信の時間遅れや遅れ時間の変動による発振の問題も発生する．これを完全にキャンセルすることは困難であるが，ISDN 等で直接接続するなど時間遅れ変動の少ない通信経路を確保することである程度対処可能である．

本研究で開発した GM2 での歩行は，足の軌跡データおよび PCI，表面筋電位の生理指標データの分析結果より，実空間と類似した歩行は可能ではあるものの改良すべき点があることがわかった．この結果はこれまでの LI における評価では得られなかったもので，この評価手法の有用性が示された．特に PCI のような簡易な方法でも大まかな傾向が観測できたことは有用な結果といえる．しかしながら，本評価手法は，歩行速度が小さいと精度が悪くなる傾向にある．低速度時の精度向上は今後の課題である．また，GM2 での歩行速度は，GM1 に比べて大幅に向上したものの安全性との兼ね合いで 27 m/min と通常の健常者の実空間での歩行速度 (60〜80 m/min [13]) の 3 分の 1 程度に留まった．歩行アルゴリズムの改良やアクチュエータの改良等が必要である．

本システムの応用分野としては，脳卒中などで半身麻痺になった場合の歩行のリハビリテーション [14] が考えられる．現在ロボットを用いた自動リハビリシステムの開発が進められている [15] [16] [17] [18]．しかしながらこれらは自動化に重点がおかれており，療法士が行なっているような数字に表しにくい患者の微妙な変化に応じた動きの調整方法は確立されていない．本研究の手法は，受動歩行のように自動でリハビリを行なえ，さらに療法士が患者の状態に合わせて直感的に動きを調整する手段を提供するものといえる．また，電話のように接続先を切り替えるだけで遠隔地の患者にすぐにアクセスすることが出来，今後の超高齢化社会において在宅医療や健康

増進への応用が期待できる．さらに，本手法は原理的に参加者の人数制限がない．一度にたくさんの相手に動作を伝える一対多のコミュニケーションが可能である．

また，相手が人間でなく，2足歩行ロボットであっても良く，ロボットの直下の床面形状等を感じながら，マスタースレーブ方式で操縦するといった応用も可能である．

9. まとめ

本研究では，歩行感覚の共有を実現する為に部分面型LI，GaitMaster2を開発し，生理指標を用いた評価によりその効果を検証した．さらに2台の部分面型LIをネットワークによって接続し，両ユーザの足の位置データを交換することによって様々な歩行感覚共有が可能なシステムを開発した．マスタースレーブ，同期歩行の2つ環境を構築しその有効性を検証した．

今後の課題としては，生理的指標を用いた協調歩行時のユーザへの影響評価，歩行時の視覚情報の呈示手法(撮影する際のアングルやスクリーンの位置，没入型ディスプレイの導入など）開発，歩行のリハビリテーションへの応用，多人数への対応が挙げられる．

参考文献

[1] 岩田：全方向無限平面を用いたロコモーションインタフェース；日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.5, No2, pp853-862 (2000)

[2] 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)

[3] R.P. Darken, W.R. Cockayne, D. Carmein, "The Omni-Directional Treadmill: A Locomotion Device for Virtual Worlds", Proc. of UIST '97, pp. 213-221 (1997)

[4] 野間，宮里，中津，"能動的歩行動作に対応した歩行感覚提示装置の開発"，日本VR学会論文誌，Vol.4, No.2, pp.407-416(1999)

[5] Christensen, R., Hollerbach, J.M., Xu, Y., and Meek, S., " Inertial force feedback for the Treadport locomotion interface," Presence: Teleoperators and Virtual Environments, 9, pp. 1-14(2000)

[6] 杉原，野間，宮里，中津，"凹凸を再現可能な歩行感覚提示装置GSS"，日本バーチャルリアリティ学会論文誌，Vol.5, No.2, pp.837-846(2000)

[7] Prat, David R. et.al., "Insertion of an Articulated Human into a Networked Virtual Environment", Proc. of the 1994 AI, Simulation, and Planning in High Autonomy Systems Conference, pp.7-9 (1994)

[8] Yano,H., et.al, "Shared Walk Environment Using Locomotion Interfaces", Proc. of CSCW2000, pp.163-170 (2000)

[9] 葛西，矢野，岩田：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)

[10] 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)

[11] 蔵田，森，大島他：運動制御と運動学習；協同医書出版社，第7章 pp196-198 (1997)

[12] 上田，武内，豊倉：臨床症状シリーズ15　起立・歩行・姿勢の異常；南江堂，第1章 (1981)

[13] 土肥，岩谷，栢森：リハビリテーション処方必携；医歯薬出版株式会社，第1章 (1991)

[14] 里宇明元：脳卒中のリハビリテーションとは；からだの科学216号，pp.77-81 (2000)

[15] 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)

[16] 藤江：自立歩行システム，計測と制御，Vol.40, No.5, pp.384-387 (2001)

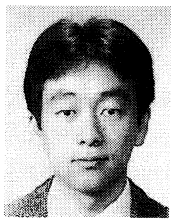
[17] http://www.jpl.nasa.gov/pictures/robotstepper/

[18] Deutsch, J, et.al, "Post-Stroke Rehabilitation with the Rutgers Ankle System - A case study," Presence, Vol. 10(4), pp.416-430 (2001)

（2001年11月5日受付，　2002年4月3日再受付）

著者紹介

矢野　博明　（正会員）

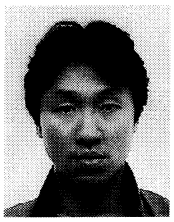


平成9年筑波大学大学院工学研究科修了．日本学術振興会特別研究員(PD)を経て，現在筑波大学機能工学系講師．バーチャルリアリティ，特に力覚呈示，移動感覚呈示に関する研究に従事．日本バーチャルリアリティ学会，計測自動制御学会，ACM会員．博士(工学)

葛西　香里　（学生会員）

平成13年筑波大学第三学群工学システム学類卒業．現在，同大学院博士課程システム情報工学研究科在学中．バーチャルリアリティ，特にロコモーションインタフェースに関する研究に従事．日本バーチャルリアリティ学会学生会員．

斉藤　秀之



平成11年筑波大学大学院医科学研究科修了．同年より同大学院医学研究科在学中．藤井脳神経外科病院勤務を経て，現在筑波記念病院リハビリテーション科科長．主に脳卒中のリハビリテーション，近赤外分光法によるリハビリテーションの効果判定，物理療法の研究に従事．日本理学療法士学会，日本体力医学会等会員．

岩田　洋夫　（正会員）

昭和61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．現在筑波大学機能工学系教授．人工現実感，特にハプティックインタフェースの研究に従事．平成10年 東京テクノフォーラム21 ゴールドメダル賞受賞．日本バーチャルリアリティ学会，機械学会会員．工学博士．