

足踏式空間移動インタフェース(WARP)の開発と評価

雨宮慎之介^{*1}, 八木寿浩^{*1}, 塩崎佐和子^{*1}, 藤田欣也^{*1}, 渡部富士夫^{*2}

Development and Evaluation of Locomotion Interface using Walking-in-a-Real-Place (WARP)

Shinnosuke Amemiya^{*1}, Toshihiro Yagi^{*1}, Sawako Shiosaki^{*1}, Kinya Fujita^{*1}, Fujio Watabe^{*2}

Abstract - A locomotion interface using walking-in-place for virtual reality was developed. The estimated equivalent walking velocity by the developed algorithm reflected the stride length as well as the stride frequency. Because the estimation can be performed at every phase of the walking, it allows the velocity estimation without phase delay. The average estimated velocity well reflected the actual walking velocity in a treadmill experiment. The psychophysiological experiments also showed a good correlation between the average estimated velocity and the walking velocity in the same pace as the walking-in-place. The most natural velocity for the users was also examined by varying the proportional rate of the view-point moving velocity to the estimated velocity with PC-based VR system. The most favorable velocity was the estimated velocity. The physical load was about eighty percent of the treadmill walking. It was concluded that the developed system has a potential as a low-cost locomotion interface for VR.

Keywords : locomotion interface, walk-in-place, velocity estimation, velocity perception

1. はじめに

仮想空間移動のためのインタフェースは、マウスやジョイスティックなど手で操作するインタフェースが、簡便であることから現在も多用されている。しかし、人間の移動方法として日常的な方法は歩行であることから、実際に歩行する、あるいは歩行に近い下肢動作によって仮想空間を移動するインタフェースの研究が行われてきた。下肢動作を用いた空間移動インタフェースは、トレッドミル型、FootPad型、スライド型、といった歩行をおこなうものと、踏みだしや足踏みなどの下肢動作を利用したジェスチャ型など、各種が提案されている。

トレッドミル型は回転ベルト機構により使用者の移動を相殺する手法であり、使用者の体に装置を装着する必要がない、という利点がある。トレッドミル型の問題点として、歩行方向がベルトの運転方向に限定される点が挙げられるが、Omni Directional Treadmill [1]やTorus Treadmill [2]では、ベルトにコロを組み込んだり、トレッドミルをさらに環状に回転させることで、任意方向への移動を実現している。また、歩行面の形状を表現できるものなども報告されている [3]。トレッドミル型は使用者を拘束せず自然な歩行感が得られる反面、装置が大掛かりであり、またCAVE [4]やCABIN [5]などの足下にもスクリーンを配置する

多面スクリーン式没入型ディスプレイと併用すると足下への映像提示の障害となるため、使用する映像提示系が制限される。

FootPad型は、使用者の足の運動に追従する複数の可動板を用いて歩行面を表現する手法である。OmniTrek [6]とよばれる使用者の足に追従する4自由度の可動板を2つ用いる方法や、足追従可動板システムをターンテーブル上に設置したGaitMaster [7]などがある。階段昇降など上下方向の移動が表現できるという利点があるが、高剛性のリンク機構が必要で、これもトレッドミル型と同様に没入ディスプレイ環境では足下映像の障害となる。

また、歩行動作に類似した「ジェスチャ」によって仮想空間内の移動操作を行う方法も数多く提案されている。円盤形状のTilting Disc [8]によって使用者の体重移動を検出し、これを移動方向と移動速度に対応づける方法や、体の傾きで仮想空間移動を行うVirtual Motion Controller [9]などがある。VISTA Walk [10]では、CCDカメラからの使用者の位置情報を移動方向と移動速度に対応づけている。これらは、ユーザの実空間内での位置や、ユーザの姿勢変化による重心位置といった「位置」の変化によって仮想空間内の移動を制御する方法として大別される。

簡便かつ「位置」による移動制御よりも歩行に近い動作として、足踏みを用いたインタフェースもいくつか提案されている。しかし、足踏み時の頭部の運動からニューラルネットを用いて移動速度を算出する方法 [11]は、下肢動作を直接反映するものではなく、靴底の4個の圧力センサの時系列信号をファジー処理して

^{*1}: 東京農工大学 工学部

^{*2}: 興伸工業

^{*1}: Faculty of Engineering, Tokyo University of Agriculture and Technology

^{*2}: Koshin Industries

速度を算出する方法[12]も接地足のみの力情報である。これらの方法では、通常の足踏みを前提とした推論機構によって速度を算出しているため、使用者が通常と異なるパターンで足踏みした場合、例えば大きな動作で遅く、あるいは小さな動作で速く足踏みした場合に、使用者の意図する速度を適切に推定できない可能性がある。足踏み時の手の振りの速さから歩行速度を検出する方法[13]も、足踏みそのものではなく上肢を用いたジェスチャによる速度制御であり、下肢動作を直接的に反映するものではない。光センサを用いて足踏みの周期を接地周期から検出し、移動速度を制御する方法[14]も提案されているが、接地周期を検出する方法では、大腿を掌上した位置で動作を停止した場合、接地するまで速度が算出されず、遅延が生じる。また、歩行分析結果から動作の大きさは周期に従属すると仮定しているため、意図的に大きくあるいは小さく足踏みした場合、動作の大きさは速度に反映されない。すなわち、足踏みを利用した空間移動インタフェースは簡便で足下視野を妨げない利点を有するが、これまで足踏みパターン(以下、歩行と同様に歩容と呼ぶ。本研究では特に周期と歩幅の関係を指す)の影響を受けず、仮想空間の移動速度を遅延なく制御できる方法はなかった。

そこで本研究では、身体装着型の足踏みインタフェース方式で、足踏み動作の途中で動作を停止しても速度推定の遅延がなく、使用者の歩容を適切に反映した速度で仮想空間を移動するインタフェースWARP (locomotion interface using Walking-in-A-Real-Place)を提案し、その評価実験の結果を示す。

2. WARPの原理と実装

2.1 足踏みからの等価歩行速度算出法

本研究で提案する速度推定方法は、使用者の両股関節角度を計測し、その角度差から実時間で使用者の足

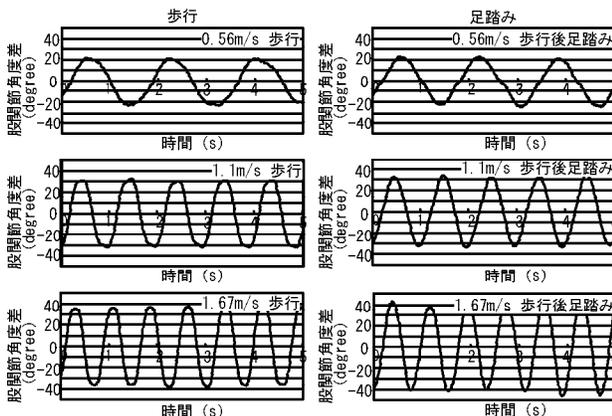


図1 歩行時および足踏み時の股関節角度差波形の例(足踏みは、事前に指示速度で平地歩行した後に計測)

踏み動作と等価な歩行速度を推定するものである。図1に、健康成人の平地歩行時および足踏み時の股関節角度差波形の典型例を示す。足踏み時の股関節角度は、あらかじめ指示速度で平地歩行をおこなわせた後に、同じ速度で歩いているつもりで足踏みするように指示して計測した。どちらの場合でも、股関節角度は正弦波状の経時変化を示し、速度の増加につれて周期が減少し振幅が増加する傾向が読みとれる。予備実験をおこなって検討したところ、股関節、膝関節、足関節の三関節の中では、股関節がもっとも正弦波に近い経時変化を示していた。そこで、図1の角度波形にもとづいて、歩行時および足踏み時の股関節角度が正弦波で近似できると仮定し、この仮定のもとに、以下の歩行速度推定法を提案する。

歩行時の矢状面内での下肢の運動を考え、脚長を ℓ , 股関節角度差 q を

$$q = a \cos wt \tag{1}$$

とおく。 a は股関節角度差の振幅、 w は角周波数である。このとき歩幅 d は

$$d = a\ell \tag{2}$$

で与えられる。1秒間の歩数 p は、2歩が股関節角度差の1周期に相当するので、

$$p = w/p \tag{3}$$

で与えられる。平均歩行速度 v は、歩幅と1秒あたりの歩数の積で与えられるので、

$$v = dp = a\ell w/p \tag{4}$$

となる。すなわち、歩行速度は股関節角度差の振幅と角周波数の積 aw に比例する。ここで、股関節角度が(1)式の仮定を満たすならば、歩行速度 v は

$$v = \ell/p \sqrt{\left(\frac{dq}{dt}\right)^2 - q^2} \cdot \frac{dq}{dt} / \int q dt \tag{5}$$

となり、歩幅と周期の両者を反映した歩行速度が算出される。足踏み動作時の股関節角度差が、同一速度を意図して歩行した時の股関節角度差と同一であるならば、足踏み動作からも、使用者が意図している歩行速度を推定できることになる。以下、これを足踏みから推定された等価歩行速度と呼ぶ。この際、足踏み時の股関節角度から、(2)式を用いて歩行時の歩幅に相当する量が算出可能であり、足踏み動作の大きさを反映するため、以下では、歩行と同様に歩幅と呼ぶ。

また、(5)式は各時刻における瞬時値を使用可能なので、各時刻での値の算出、すなわち実時間での歩行速度推定が可能となる。本推定方式は周期検出によらないため、足踏み中の任意の姿勢での停止が可能という利点を有する。

2.2 WARPの実装

前節の(5)式に示す推定式に基づいて、足踏み時の股関節角度を計測し、等価歩行速度を算出するシステムWARPを実装した。後述の移動映像提示実験で使用した映像提示系まで含めたシステムの構成を図2に示す。股関節角度の計測には、並進運動の影響を受けずに、両端のブロックが成す角度を検出できる歪ゲージ式センサ(P&G社XM180)を、被験者の股関節外側に貼付して使用した。センサの最大非直線性誤差は1%である。速度推定ならびに推定速度に比例して視点移動する仮想空間映像提示プログラムは、OpenGLライブラリを用いたCプログラムとしてPC上に構築した。歩行動作の周期は、図1のように速度によって変化するが、速度が大きい場合でもおおむね1秒程度であるため、サンプル間隔は55msとした。速度推定および描画の周期もサンプル周期と同一とした。

また、実装に際しては、雑音等の影響を軽減するため、以下のような付加的な処理を加えた。まず、計算中に用いる積分項が左右股関節角度の不均衡によるドリフトを有するため、遮断周波数0.3 [Hz]のハイパスフィルタを使用して影響を除去した。遮断周波数が高いほど左右股関節角度の不均衡の影響は軽減されるが、高すぎると足踏みによる成分が減衰するため、適切な遮断周波数を試行によって決定した。また、ハイパスフィルタによって積分波形の位相が変化するため、(5)式中の角度差項と微分項にも同一のハイパスフィルタ処理をおこなった。さらに、股関節角度差の積分値と微分値に微小な位相差が存在する場合に、積分値が零となる時刻で(5)式中の除算結果が無限大となるため、積分値が一定値以下(本研究では試行の結果より0.25[deg s²]と定めた。通常歩行時のピーク値の約5%に相当する)の場合には直前の値で代用する処理をおこなった。

さらに、単純な差分によって微分処理を近似した場合にはセンサ雑音の影響が大であるため、5計測点を用いて回帰直線を求め、その傾きを使用した。

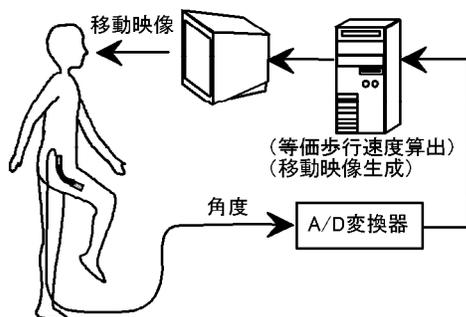


図2 仮想空間映像提示装置を含む足踏式空間移動インタフェース WARP の構成

3. 評価実験方法

提案する空間移動インタフェース WARP の評価のために、本研究では健常者による5種類の評価実験を行った。大別すると、トレッドミルを使用して、推定速度の精度と歩容の影響を検証する実験(3.1, 3.2)、WARPが足踏み動作から推定する等価歩行速度の妥当性を、歩行との比較によって、また映像移動速度を変化させて検証する実験(3.3, 3.4)、リハビリテーション等を目的とする在宅訓練装置としての使用を想定した運動負荷計測実験(3.5)、である。以下に、それぞれの実験の方法を述べる。

3.1 トレッドミル歩行での速度推定精度

本システムは足踏みの等価歩行速度を推定するものであるが、システムの推定精度評価のために、トレッドミル上で実際に歩行および走行したときの、設定速度と推定速度を比較した。速度は、健常成人の通常歩行速度よりも小さい範囲から、走行に至る範囲までを検証するために、0.3, 0.7, 1.1, 1.5, 1.9, 2.8 [m/s]の6条件とした。被験者は20歳代前半の健常成人男女4名とし、各条件1分間の測定を3回ずつ行った。被験者には自然な歩容で歩行するように指示した。

3.2 速度推定への歩容の影響

提案する速度推定アルゴリズムは歩幅と周期の両者を反映するため、使用者が歩幅や周期を変えても、速度が同一であれば、理論的には同じ推定速度が得られる。足踏み動作では速度を規定して歩容のみを変化させることはできないため、トレッドミル上で歩容を変化させて、歩容の速度推定への影響を検討した。設定速度は0.56, 1.1, 1.67 [m/s]とし、それぞれの速度において、普通、小股、大股の3通りの歩容での歩行を被験者に指示した。被験者は20歳代前半の健常成人男性5名とし、各条件10秒間ずつ3回測定した。

3.3 足踏みからの推定速度と歩行速度の比較

足踏みから推定される等価歩行速度の妥当性を検討するために、5段階の速度を言葉で指示して足踏みさせたときの等価速度を推定し、直後に同じ速度指示を与えて平地歩行させたときの歩行速度を計測した。被験者は東京農工大学在学中の20歳代前半健常成人男女10名で、各条件3回ずつ実験した。

1. 小さい子の手を引いてゆっくり散歩している速さ
2. 散歩をしている速さ
3. 駅から学校まで歩いてくる速さ
4. 授業に遅刻しそうで早足で歩いている速さ
5. 完全に遅刻しており、駆け足をしている速さ

また逆に、あらかじめ定速歩行を練習し、直後に、同じ速度を意識して足踏みを行わせ、等価歩行速度を推定する実験も行った。被験者は言葉で指示を与えた

ときと同じ10名で、各条件3回ずつ計測した。

3.4 移動映像提示による推定速度の妥当性検討

推定された等価歩行速度に応じて移動する映像を視覚的に使用者に提示した場合、等価歩行速度が不適切だと違和感を生じる可能性がある。そこで、以下の実験では、視覚的に提示する映像の視点移動速度と等価歩行速度の関係を調節し、等価歩行速度の妥当性を検討した。実験では足踏みから推定された速度の0.75倍から開始して、1.0, 1.25, 1.5倍と0.25倍間隔の速度で移動する映像を提示し、被験者が最も自然と感じる速度を上下法で選択させた。速度の変化幅は、別の被験者で予備実験をおこなって、速度の変化が認知可能な最小幅程度に設定した。被験者には、自由な速度で空間内を移動するように指示した。仮想空間は、奥行き100[m]、幅5[m]、高さ10[m]とし、図3のように両側の並木と地面のレンガは、テクスチャを使用した。また歩行時の仮想空間および使用者の大きさ感覚を増強するために、大きさ既知の物体として、仮想空間入口から5[m]の位置にポストを、20[m]間隔で街灯を、60[m]間隔でベンチを配置した。

描画速度は18[フレーム/s]で、立位姿勢においてモニタ中心が使用者の目の高さになり、両眼の中心からみた画角が描画計算で使った視野角60度におおよそ一致するように、17インチモニタの高さおよび前後位置を調整して設置した。被験者は20歳代前半の健常成人男女10名である。

3.5 心拍数変動からの運動負荷の検討

近年、バーチャルリアリティ技術を、単調になりがちなりハビリテーションや訓練に応用する試みがある[15]。本研究で開発した足踏み式空間移動インタフェースの、在宅健康器具やリハビリテーション機器への応用を考えたとき、訓練プログラム作成のためには、足踏みインタフェース使用時の運動負荷が明確になっている必要がある。そこで、WARPと歩行の運動負荷を、一定時間運動後の心拍上昇数を指標として比較した。設定速度は0.56, 1.11, 1.67 [m/s]の3通りとし、歩行時間は予備実験で心拍数が安定する時間を

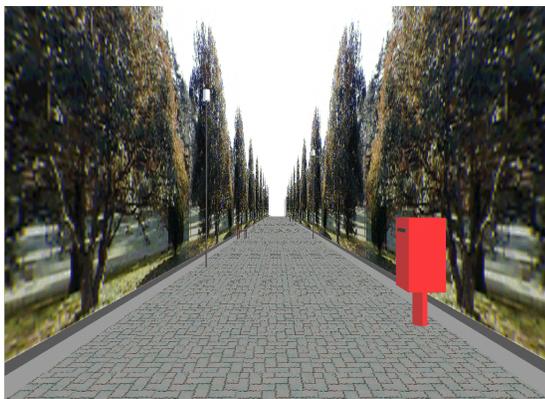


図3 仮想空間歩行に使用した提示映像

求め、7分間に設定した。被験者は20歳代前半の健常成人男性7名である。はじめにトレッドミルによる歩行を1.67, 0.56, 1.11 [m/s]の順にそれぞれ自然な歩容で7分間ずつ行わせ、各速度で歩行前後の心拍数を橈骨動脈において30秒間計数し1分間心拍数に換算した。各測定とも心拍数が実験開始前と同程度に安定するまで待って行った。その後、実験日を改め、WARPを用いて同様の実験を行った。WARP使用時には推定速度を画面に表示し、表示される速度が指示された速度にほぼ一致するように被験者に指示して足踏みを行わせた。

4. 評価実験の結果と検討

4.1 足踏みからの等価歩行速度推定結果

足踏みから等価歩行速度を推定した時の、推定等価歩行速度の経時変化の例を図4に示す。移動平均前のため速度の変動が見られるが、「駆け足」や「早足」といった使用者の意図を反映した等価歩行速度が、実時間で推定されていることが確認される。すなわち、足踏み時股関節角度差波形の正弦波を用いた近似は、等価歩行速度算出という目的の範囲内においては、ほぼ妥当であったと言える。推定された等価歩行速度で仮想空間内での視点移動速度を制御する場合、足踏み動作時には頭部運動が生じ、映像の投影面に対する実際の視点も運動するため、空間移動知覚における速度変動の影響は軽減される。さらに移動平均等の平滑化処理を行うことで、より円滑な速度制御が可能であり、経験的には、時定数0.3秒以下の範囲であれば、平滑化による遅延の影響は軽微であった。

4.2 トレッドミル歩行での速度推定精度

電動トレッドミル歩行時の歩行速度の推定結果が、図5である。実験では、速度2.0[m/s]以上において両脚が同時に離床する状態が観察によって視認されたので、図中に駆け足と表記した。歩行の範囲内は提案する方式で良好に速度推定できている。速度0.7, 1.1, 1.5[m/s]での平均推定誤差率は1.9, 0.4, 4.0%であった。誤差棒は標準偏差を示し、主としてセンサ雑音に起因するものである。速度0.3[m/s]で推定誤差率が

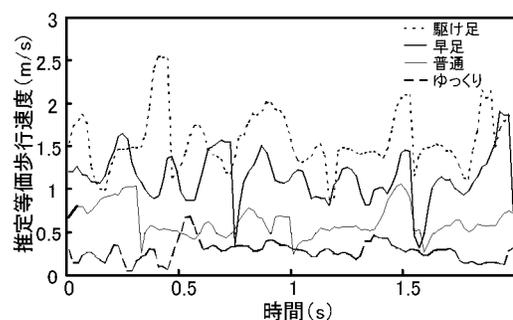


図4 足踏みからの等価歩行速度推定結果の例

24%と大きくなっているのも、雑音により微分項が増大したためと推測される。雑音成分の軽減と、使用の簡便さの改善を目的に、現在、センサ部分の改良中である。

また、駆け足で実際速度よりも小さく推定されたのは、足が床から離れて跳躍することによる推進が含まれるためと考えられる。以上の結果より、両脚が同時に離床しない通常の歩行であれば、提案する方式で良好に推定可能であるといえる。

4.3 速度推定への歩容の影響

図6は、図5と同様に誤差棒は標準偏差を示しており、それぞれ左から普通、小股、大股での歩行を示している。周期や歩幅を変えても、ほぼ同じ速度推定が得られていることが確認された。このとき、10秒間あたりの平均歩数は、速度0.56[m/s]のときの普通、小股、大股が12.5、17.2、9.9歩で、速度1.1[m/s]、1.67[m/s]のときが18.4、22.1、15.5歩および22.2、26.7、19.6歩と、歩容を変えることで約18%変化していた。これに対し、推定速度の最大値と最小値の差は、0.56[m/s]で6.9%、1.1[m/s]で4.6%、1.67[m/s]で2.8%と、7%未満の変化であった。すなわち、提案する速度

推定法は、歩幅や周期といった歩容にかかわらず、歩行速度を推定できることが実証された。

4.4 足踏みからの推定速度と歩行速度の比較

図7は足踏みから推定した等価歩行速度と、同じ言葉による指示を与えて歩行したときの歩行速度の関係を示したものである。瞬時値のばらつきによる標準偏差は大きい、ほぼ線形に増加している。回帰直線の傾きは1.3で、傾きが1にならない原因は、等価歩行速度の推定法に起因する場合と、足踏み動作に起因す

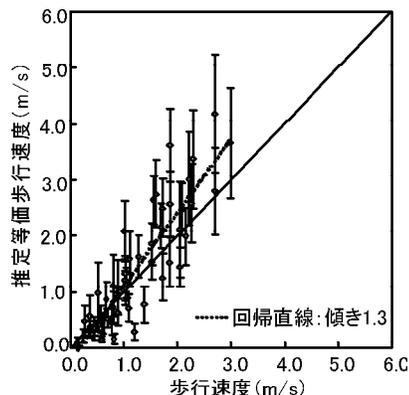


図7 言葉により早さの指示を与えたときの歩行速度と足踏みからの推定速度

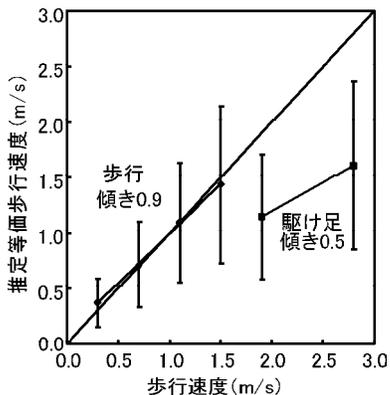


図5 トレッドミル歩行での歩行速度推定結果

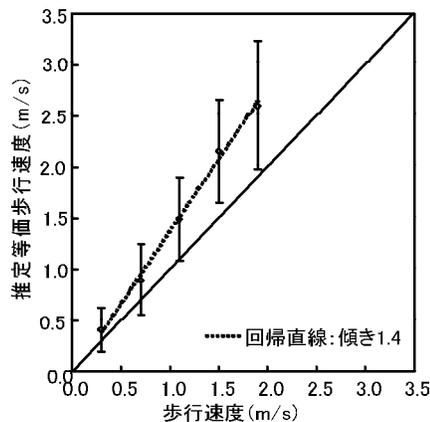


図8 一定速度での歩行練習後に同程度の速度を意識して足踏みしたときの推定速度

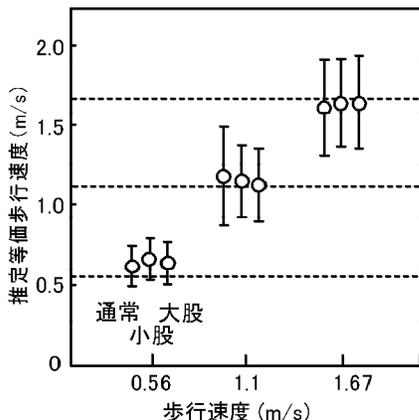


図6 歩容を変化させたときのトレッドミル歩行での歩行速度推定結果

表1 被験者が選択した推定速度から映像移動速度への換算係数

係数 (倍)	人数
0.25	0
0.50	0
0.75	0
1.00	5
1.25	3
1.50	2
1.75	0
2.00	0
計	10

る場合の2つに分けて考えることができる。前者の場合は、速度推定法が足踏み時には過大な値を与えることを意味し、後者は、足踏み時には使用者の動作が歩行よりも誇大になることを意味する。これは視点移動映像を用いた次節の実験と併せて検討する。

図8は、定速歩行練習直後に、同程度の速度を意図した足踏みを指示したときの、推定等価歩行速度である。言葉で速度指示を与えたときと同様に、回帰直線の傾きは1.4と、等価歩行速度の方が大きくなる傾向を示した。全体的な傾向は良好な線形関係を示した。

2つの実験結果をまとめると、被験者によって多少のばらつきはあるものの、全体として見ると推定等価歩行速度はほぼ歩行速度に比例しており、使用者の意図を反映した推定速度が得られることが確認された。

4.5 移動映像提示による推定速度の妥当性検討

推定速度に応じて視点移動する仮想空間を提示した実験では、表1のように、推定速度通りの提示を最も自然と感じる被験者が最も多く、ついで若干推定速度よりも早く移動する映像を好む被験者が多かった。

前節の実験結果で回帰直線の傾きが1より大きかった理由の一つとして、等価歩行速度推定法が、使用者の意図よりも大きな値を与える誤差を持つ可能性が考えられた。推定速度が使用者の意図に対して過大な場合には、推定速度より遅い速度で移動する映像が最も自然な感覚を与えることになる。しかし結果は推定速度どおりか、やや速い映像が選択された。つまり、「視覚的な移動感覚のフィードバックを与えずに歩行と同じ速度を意図して足踏み動作を行う」という課題を与えることで、被験者の動作が誇大になったものと推論される。視覚的な移動感覚が得られないトレッドミル走行の後での通常歩行は、通常より速く感じる[16]という報告もあり、視覚による移動感覚が欠落し、フィードバック情報が体性感覚のみに限定されたことが、前節の実験で足踏み動作が誇大になった主たる原因と考えられる。

また、実験結果は、HMDを用いた実験において、実際の歩行速度よりも視覚的に提示する映像の方が速い

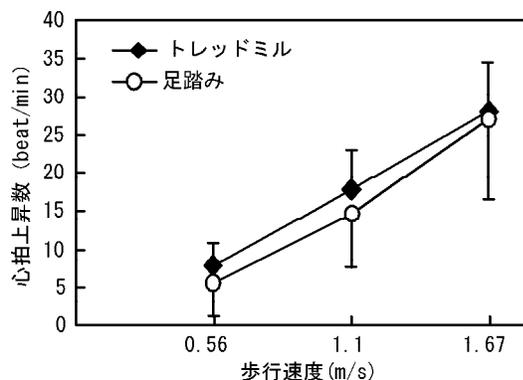


図9 速度と7分間での心拍上昇数の関係

条件が好まれた[17]との報告とも定性的に一致し、この点からも妥当な結果と考えることができる。移動映像から受ける自己移動感覚は中心視や周辺視といった視覚条件の影響を受けるため、特定の映像提示条件での実験結果をもって、視覚的に提示する速度と体性感覚系が知覚する速度の関係を一般化することはできないが、提案する等価速度推定法が、比較的小型のディスプレイを使用して仮想空間内を移動する場合には、被験者の意図に対して妥当な速度を与えているとみなして問題ないものと考えられる。

さらに、歩行時に映像の移動速度を改変すると、速度を含め歩行動作そのものが変化するという報告もあり[18]、厳密には、映像提示によって足踏み動作が影響を受けている可能性も考慮する必要がある。歩行あるいは足踏み等の歩行類似動作での仮想空間移動において、使用者が最も自然に感じるような、推定歩行速度と映像移動速度の関係を求めることが、今後の課題である。

4.6 心拍数変動からの運動負荷の検討

電動トレッドミルでの歩行、およびWARPを用いた仮想空間移動を、それぞれ7分間おこなった時の心拍上昇数のグラフが図9である。WARP使用時の推定速度平均値は、0.58、1.08、1.61 [m/s]で、ほぼ指示速度どおりであった。

どちらも速度の上昇につれて心拍上昇数も増加している。両条件での心拍上昇数を比較すると、WARP使用時の心拍上昇率は全速度平均で歩行時の約80%であった。これは主に、足踏みでは前進するためのエネルギーを必要としないことに起因するものと考えられる。トレッドミル歩行時と同様に、WARP使用時も心拍上昇数は速度にほぼ比例して増加しているので、実用上は、運動プログラムを作成する際に、トレッドミル歩行を基準として25%増の運動時間あるいは距離を設定することで、在宅訓練器具や健康器具としての用途に応用可能であると考えられる。

4.7 各実験結果の相互関係の検討

生理的負荷がトレッドミル歩行の80%程度であったこと、また、被験者が同じ意図で歩行と足踏みを行ったときに、足踏みから推定された等価歩行速度が、歩行時の130～140%であったことを考えると、同じ股関節角度差を生じる足踏み動作とトレッドミル歩行動作では、足踏み動作の方が運動負荷が小さかったため、同一意図の場合には足踏みで動作が大きくなった、と考えると両実験結果は矛盾しない。

他方、トレッドミルを使用した実験によって、WARPは、歩容に関係なく歩行時にはほぼ正確な速度を推定できることが確認されている。よって、図7、8の結果は、使用者が歩行時と同じ意図で足踏みすると、歩行よりも股関節角度差の振幅が大きくなり、WARPは、その影響を受けて、意図したよりも大きな速度を与え

る、と解釈される。したがって、使用者の意図した速度を推定する、という観点からは、歩行時と同一アルゴリズムで推定された等価歩行速度に対して、補正が必要になるものと考えられる。

ただし、実際の仮想環境においては映像の提示が伴い、足踏みから推定される等価歩行速度を用いて視点移動速度を制御することを前提とすると、表1の移動映像を用いた実験結果や先行研究に見られたように、体性感覚よりも視覚的に提示される速度が大きい方が好まれる。したがって、使用者が自然と感じる速度を推定する、という観点からは、むしろ補正せずに視点移動速度とした方が妥当であり、運動負荷を設定する必要がある場合のみ設定距離で補正する方が、実用的な方法であると考えられる。

5. まとめ

没入型ディスプレイ装置内でも足下視野を妨げず、実時間で足踏みから等価歩行速度を推定する、空間移動インタフェースWARPを開発した。評価実験により、歩幅や周期を反映し、使用者の意図を適切に反映した速度を与えること、各時刻での推定速度を与えるため足踏み動作のどのフェーズで停止しても速度推定に支障を来さないこと、生理的な負荷がトレッドミル歩行の約80%であること、などが確認された。現在は、在宅訓練装置としての応用を想定し、使用が簡便なセンサの開発中である。より広範な応用のための、後退や方向転換といった機能の追加が今後の課題である。

参考文献

- [1] R. P. Darken, W. R. Cockayne, D. Carmein, "The Omni-Directional Treadmill: A Locomotion Device for Virtual Worlds", proc. of UIST'97, pp213-221(1997)
- [2] 岩田, 吉田, "無限平面を用いた仮想歩行装置", 日本バーチャルリアリティ学会第2回大会論文集, pp254-257(1997)
- [3] 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, pp837-846(2000)
- [4] C. Cruz-Neira, D.J.Sandin, T.A.DeFanti, "Surround-screen projectio-based virtual reality: The design and implementation of the CAVE", proc. of SIGGRAPH'93, pp135-142(1993)
- [5] 廣瀬, 小木, 石綿, 山田, "多面型全天周ディスプレイ(CABIN)の開発とその特性評価", 電子情報通信学会論文誌, vol.J81-D-11, no.5, pp888-896(1998)
- [6] R. Latham, "Device for Three Dimensional Walking in Virtual Space", <http://www.cgsd.com/OmniTreck.html>.
- [7] 岩田, 中泉, "凸凹面を呈示するロコモーションインタフェースGaitMaster", 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, vol.5, no.2, pp863-866(2000)
- [8] M. Kobayashi, S. Shiwa, A. Kitagawa, T. Ichikawa, "Tilt-

- ing Disc: A Real Scale Interface for Cyberspace", proc. of SID 98, pp333-336(1998)
- [9] Maxwell J. Wells, Barry N. Peterson and Jason Aten, "The Virtual Motion Controller: A Sufficient-Motion Walking Simulator", proc. of VRAIS '97, pp1-8(1997)
- [10] R. Kobayashi, K. Nishimoto and K. mase, "Design and Evaluation of Gesture Interface of an Immersive Walk-through Application for Exploring Cyberspace", proc. of Third IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition(FG98), pp534-539(1998)
- [11] M.Slater, M.Usho, A.Steed, "Taking steps: The influence of a walking on presence in virtual reality", ACM Trans. CHI, vol.2, pp201-219(1995)
- [12] I. Choi, C. Ricci, "Foot-Mounted Gesture Detection and its Application in Virtual Environments", proc. of IEEE Int'l conf. on System, Man and Cybernetics, pp4248-4253(1997)
- [13] 久木元, "手の振りをインターフェースとした仮想空間の移動", ヒューマンインタフェース学会研究報告集, vol.1, no2, pp11-448(1999)
- [14] 平田, 江島, 石井, 原田, 佐藤, "足踏み動作解析に基づくウォークスルーのための速度制御", ヒューマンインタフェース学会論文誌, vol.2, no.4, pp293-302(2000)
- [15] 大須賀, 達野, 下野, 平澤, 小山, 岡村, "病床の患者のメンタルケアをめざした - ベッドサイドウェルネスシステム - の開発", 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, vol.3, no.4, pp213-220(1998)
- [16] A. Pelah, H. B. Barlow, "Visual illusion from running", Nature, vol.381, pp283(1996)
- [17] 高幣, 野村, 前田, 館, "歩行における視覚と運動感覚の整合性に関する研究", 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, vol.5, no.2, 831-836(2000)
- [18] T. Prokop, M. Schubert, W. Berger, "Visual influence on human locomotion modulation to changes in optic flow", Experimental Brain Research, vol.114, pp63-70(1997)

(2001年3月2日受付)