

別 刷

日本バーチャルリアリティ学会 論文誌

日本バーチャルリアリティ学会

前進後退と跳躍および回転が可能な 足踏み型仮想空間移動インタフェース

曹 慶雲^{*1} 藤田 欣也^{*1}

Walk-in-Place Locomotion Interface with Stepping Forward, Backward, Jump
and Turning Functions

QingYun Cao^{*1} and Kinya Fujita ^{*1}

Abstract — While a walk-in-place locomotion interface which uses human steps has the advantages of being smaller devices as well as allowing users to intuitively control speed, previous methods are limited to forward motion, and has other problems such as time lags and a tendency to be easily damaged. The current research uses two wireless accelerometers attached to the user's hips, and a geomagnetic sensor attached to the user's trunk to allow intuitive control of stepping forward/backward, jumping and change of direction through the user's actual actions of stepping forward/backward, jumping and body-twisting. We report the algorithms used, as well as a prototype system built for the present research.

Keywords: locomotion interface, accelerometer, geomagnetism, walk-in-place, back-step

1 はじめに

歩行は人間の基本的な移動手段であるため、仮想環境においても、歩行あるいは歩行に近い下肢動作によって移動を行う方法が、手指で操作するコントローラよりも自然で直感的と考えられる。そこで、仮想空間内での直感的な移動の実現を目的に、これまで様々な下肢動作による仮想空間移動インタフェースの研究が行われており、それらは実際に歩行する方式と、下肢を用いたジェスチャ式に大別される。

実際に歩行する方式は、歩行によるユーザの移動を相殺する装置の構造によって、トレッドミル型、Foot Pad型、スライド型等に分類することができる。トレッドミル型は回転ベルト機構によって使用者の移動を相殺する手法であり、ベルトの回転方向が1自由度のもの[1]と2自由度のもの[2][3][4]がある。使用者の移動を相殺するために体に装置を装着する必要がある点が利点となる。Foot Pad型は、利用者の足部位置に追従する複数の可動板によって運動を相殺する手法であり、4自由度の可動板を2つ用いる方法[5]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もの[6]などがある。斜面や凹凸面など任意の地形形状の提示が可能という利点がある。トレッドミル型とFoot Pad型は、実際の歩行動作によって仮想空間移動を制御するため、リアルな歩行感が得られる。その反面、両方とも大型で高コストであった

め、利用可能な環境は限定される。また、使用者の急激な歩行速度の変化に装置を追従させると、慣性力が作用する点にも注意が必要である。スライド型は利用者の足の裏に駆動力を持つ車輪を取り付け、歩行を相殺する手法である[7]。この方法はターンテーブルと併用することで仮想二次元空間の歩行移動感覚の提示が可能であるが、安全枠の中で移動する必要があるため、やはり使用環境に制限が生じる。

これらに対して、ジェスチャ方式のインタフェース、特に足踏み動作を利用したインタフェースは、実際の移動を伴わないため小型・低コストで、歩行動作に近い下肢動作で直感的、安全に仮想空間移動を制御することが可能である。足踏み動作の検出法には、足踏みテーブルの裏に圧力センサ[8][9][10]やスイッチ[11]などを付け、センサ出力をパターン認識する方法などがある。しかし、この方法は足が接地している期間の情報のみに依存するため、円滑な移動速度の制御が困難になる。そこで筆者らは、股関節角度を連続的に計測し、スライドとピッチを反映した実時間移動速度制御を実現するアルゴリズムを提案した[12]。試作システムは、腰ベルトに取り付けた大腿部に達する樹脂板に歪ゲージを貼付することで、左右の股関節角度を計測し、速度制御に利用した。歪ゲージを利用した方法は、安価で装着が容易であり、低遅延で足踏み動作を検出できるが、通信ケーブルによる動作制限や、センサ部が壊れやすいなどの問題があった。そこで、無線通信機能を有する加速度センサを利用して左右脚大腿部の傾斜角度を推

^{*1} 東京農工大学大学院

^{*1} Graduate School of Tokyo University of Agriculture and Technology

定すれば、破損や動作制限の問題が解消されと考えられる。

さらに、仮想空間における自由で直感的な移動を実現するためには、従来の足踏み式移動インタフェースで実現されていなかった下肢動作による後退機能や、通常の歩行時と同様に上肢の動作を阻害せず直感的な方向転換制御の実現が望まれる。また、特にアミューズメントへの応用においては、これらに加えてジャンプ機能も実現することが望ましいと考えられる。

しかし、大腿部に装着した加速度センサは、重力に対する傾斜角度以外にも、並進運動による加速度や回転運動による遠心力などの影響を受けるため、計測した加速度から単純に傾斜角度を算出することはできない。また、足踏み動作と、後退や進行方向を制御するための動作の加速度パターンを適切に識別し、動作の誤検出を回避する必要がある。さらに、体の向きを利用して方向転換を制御する場合、全周型スクリーン環境以外では、なんらかのアルゴリズムに基づき、現実空間に対して仮想空間を回転させる必要がある。

そこで、本研究では、汎用性の高い足踏み式仮想空間インタフェースの実現を目標にし、遠心力の影響を軽減して大腿傾斜角度を推定し、速度制御を行うアルゴリズムを提案する。また、立位から片方の脚をまっすぐ後方に一歩踏み出すバックステップ動作とジャンプ動作を識別し、後退とジャンプを制御する方法を提案する。さらに、腰部に装着した地磁気センサを用いた、身体方向による方向転換制御法を提案する。

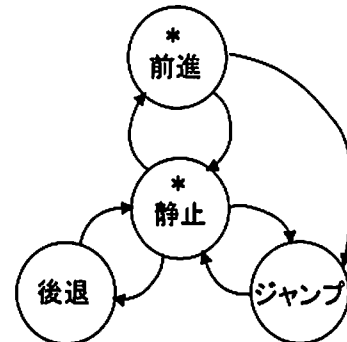
2 足踏み型移動インタフェースシステム

2.1 インタフェース方式の設計

本研究では、足踏み、バックステップ、ジャンプ、体幹の回転、それぞれの動作の検出漏れや誤検出が低減されるように、システムの状態遷移を設計した。設計に際して、前進途中での後退やジャンプへの切り替えは、切り替え動作が困難かつ必要性が低いと考え、図 1 のように、前進、後退、ジャンプ状態すべて、静止直立状態から遷移するようにした。ただし、屈み動作の初期の加速度変化パターンは、足踏み初期と類似する場合があるため、静止状態から前進に遷移した直後の一歩目に限り、屈み動作を検出するようにした。また、跳躍中や後退中の方向転換の必要性はほとんどないと考えられるため、方向転換機能を前進と静止の間に限定することで、誤検出を低減した。

状態遷移のための動作を表 1 に示す。静止状態でユーザの足踏み動作を検出すると、システムは前進状態に遷移し、左右の大腿傾斜角度に基づいて連続的に移動速度を制御する。同様に、静止状態からバックステップ動作を検出すると後退に遷移し、そのまま続けて足踏み動作を行うことで、前進と同様に後退速度を制御

する。ジャンプへの遷移は直立静止状態からの屈みの検出によって行い、屈み量によってジャンプの高さを制御する。方向転換は、画面と身体が成す角度を用いて制御する。制御アルゴリズムの詳細は、次章で後述する。



*:前進と静止状態のみ方向転換が可能

図1 システムの状態遷移図

Fig.1 State transition diagram of the system

表1 システムの状態遷移条件

Table 1 Conditions of the state transition

現状態	動作	状態遷移
静止	足踏み	前進
	一歩バックステップ	後退
	屈み	ジャンプ
前進	屈み	ジャンプ
	直立	静止
後退	直立	静止
ジャンプ	直立	静止

2.2 システム概要

システムの構成を図 2 に示す。システムは、ユーザの大腿動作を検出するための 2 つの 3 軸 Bluetooth 無線加速度センサ(ATR 社)、ZigBee 通信モジュールとマイクロプロセッサを用いて無線化した 2 軸地磁気センサ(アイチ・マイクロ・インテリジェント社)、および仮想空間移動速度と進行方向の制御を行う PC から構成される。

ユーザの両大腿外側に伸縮性ベルトで固定した加速度センサは、70ms 周期(7ms で計測した 10 サンプルの平均値)で、両脚の加速度を送信時刻と共に PC に送信する。同様に、腰部にベルトで固定した地磁気センサは、70ms 周期で地磁気強度を PC に送信する。

PC 側では、まず、両脚の加速度から大腿傾斜角度を、地磁気から画面と身体方向との成す角度を算出する。さらに、大腿傾斜角度から状態を判定し、移動速度や方向を算出する。

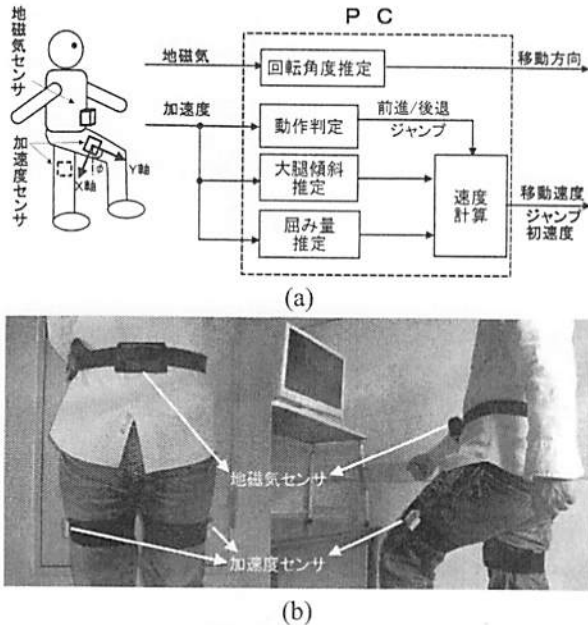


図2 足踏み移動インタフェースシステムの構成

(a) インタフェースのデータの流れ, (b) センサ装着例
Fig.2 Composition of walk-in-place locomotion interface
(a) Flow of interface data, (b) View of installed sensors

3 前進,後退,ジャンプと方向転換の検出と制御

3.1 足踏み速度の算出と動作の検出

3.1.1 足踏みからの歩行速度算出法

著者らは, 足踏みする時の股関節角度 θ が正弦波状であることを利用し, 先の研究において (1) 式の歩行速度推定方法を提案した[12].

$$v = \frac{l}{\pi} \sqrt{\left(\frac{d\theta}{dt}\right)^2 - \theta^2 \cdot \frac{d\theta}{dt} \int \alpha dt} \quad (1)$$

提案手法は, 足踏み時の左右股関節の角度差 θ を計測することで, スライドとピッチの両者を反映した, リアルタイムの速度制御を可能とした. 本研究では, 加速度センサから得られた大腿加速度から股関節角度差を推定し, (1) 式を用いて速度計算を行う.

3.1.2 足踏み時の股関節角度の推定

図 2(a)のように加速度センサを大腿に装着した場合, 原理的には, 大腿部の傾斜角度 ϕ は, X 軸・Y 軸方向の加速度 x, y から (2) 式を用いて計算可能である.

$$\phi = \sin^{-1}\left(\frac{x}{g}\right) = \cos^{-1}\left(\frac{y}{g}\right) \quad (2)$$

しかし, 実際の大腿部加速度は, 重力加速度だけでなく遠心力や回転加速度の影響を受けるため, 大腿挙上時には図 3(a)のような波形を示し, 単純にはセンサの

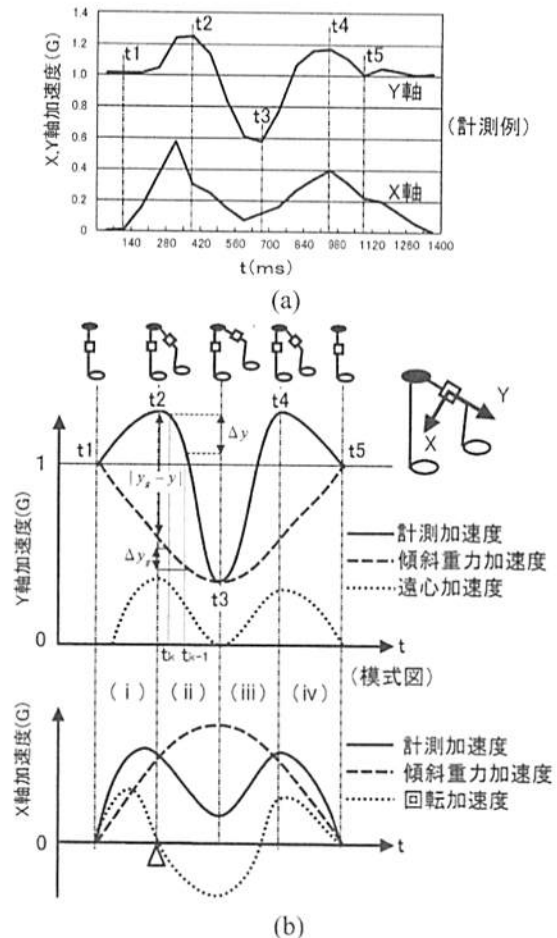


図3 足踏み時の X 軸・Y 軸方向加速度波形

(a) 足踏み時の X 軸・Y 軸方向加速度波形の例,
(b) 大腿部の運動の加速度波形への影響

Fig.3 X and Y accelerations during walking-in-place

(a) Examples of measured accelerations

(b) Influence of thigh movement on accelerations

計測加速度から大腿傾斜角度を算出することはできない. ここで, 図 3(b)に模式的に示すように, 大腿部最大加速時(図中の時刻 t_2)には回転加速度がゼロになるため X 軸への回転加速度の影響が無くなり, 股関節最大屈曲時(t_3)には回転速度がゼロになるため Y 軸への遠心力の影響が消失する. そこで, これらを利用し, 回転加速度と遠心力の影響を予測して補正することで, 大腿傾斜角度を推定する方法を提案する. 以下, 遊脚相を (i) 静止立位から大腿を持ち上げる加速期間, (ii) 大腿が徐々に減速されて最高点に至るまでの期間, (iii) 最高点から下方向への加速期間, そして (iv) 減速して接地するまでの期間, の 4 区間に分割し, それぞれの期間ごとの傾斜角度推定法を述べる.

(i) 振り上げ加速期間($t_1 \sim t_2$)

大腿部の加速により, 図 3 点線のように, X 軸には加速による正の加速度, Y 軸には遠心力による正の加速度が重力加速度に重畳される. そこで, 本研究では, (2)式を(3)式のように変形することで, 回転加速度の影響

響を軽減して傾斜角度を算出する方法を採用した。ここで、 z は X 軸および Y 軸に直交する方向の加速度で、立位時に下肢の外側水平方向になる成分である。

$$\phi = \sin^{-1} \left(\frac{x}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}} \right) \quad (3)$$

静止状態から振り上げ加速期間への遷移の検出は、3.1.3 で詳述するように、Y 軸加速度の増大を検出することで行った。

(ii) 振り上げ減速期間 (t2~t3)

大腿部が減速されるため、X軸回転加速度は負になり、Y軸遠心加速度は徐々に減少して大腿部最高点でゼロとなる。この期間の特徴は、速度最大時刻t2におけるX軸への回転加速度の影響がゼロになる点である。この力学的関係を利用すれば、(4)、(5) 式を用いて、X軸の計測加速度から時刻t2における本来のY軸の傾斜重力加速度 y_g が算出可能である。

$$\phi = \sin^{-1} \left(\frac{x}{g} \right) \quad (4)$$

$$y_g = g \cos(\phi) \quad (5)$$

このとき、遠心力は計測加速度と算出された y_g の差 $(y_g - y)|_{\text{peak}}$ として推定可能と考えられる。そこで、提案手法では、速度最大時刻t2以降は、 y_g の変化分 Δy_g を、計測加速度の変化分 Δy から修正係数 K を用いて(6)式で推定し、 $y_g|_{\text{peak}}$ から漸化的に y_g を算出し、(2)式で大腿傾斜角度を算出することとした。ここで、適切な修正係数の値は、足踏みの早さに応じて $|y_g - y|$ の大きさが変化するため、明らかに異なる。そこで、10名で予備実験を行ったところ、 $|y_g - y|$ の大きさは、ゆっくりした足踏みではほぼ0G、早い足踏みでは1.5G程度と大きく変化していた、また、t2からt3までの時間は、早い足踏みで140ms程度、ゆっくりした足踏みでは最大560ms程度であった。そこで、時刻t3において適正な推定角度が得られるように、試行錯誤によって修正係数 K が減速期間開始時の $|y_g - y|$ の大きさに応じて1~0.2になる(7)式を決定した。

$$\Delta y_g = K \Delta y \quad (6)$$

$$K = 1 - 2 \log \left(\frac{|y_g - y|}{g} + 1 \right) \quad (7)$$

振り上げ加速期間から減速期間への移行は、Y軸加速度が増加から減少に変化することを利用して検出した。ただし、ゆっくりした足踏みでは、振り上げ加速期間の検出ができないため、3.1.3 で述べる方法で、静止立位から振り上げ減速期間への移行も検出した。

(iii) 振り下ろし加速期間 (t3~t4)

大腿部が最高位置となる時刻t3では遠心力がゼロになるため、Y軸計測加速度が重力加速度の傾斜成分と

等しくなる。そこで、提案手法では、時刻t3においては、Y軸の計測速度を使用して傾斜角度を算出し、以降は、振り上げ減速期間と同様に計測加速度の1サンプル間(70ms)変化分に一定の係数を掛けて傾斜重力加速度の変化分と見なして漸化的に y_g を算出し、(2)式を用いて大腿傾斜角度を算出した。

振り下ろし加速期間への移行の検出は、Y軸加速度の減少から増加への遷移の検出によって行った。

(iv) 接地待ち期間 (t4~t5)

振り下ろし加速期間の漸化計算を継続し、推定傾斜重力加速度が1Gに到達した段階で、1ステップが終了したものとし、みなした。

3.1.3 足踏み開始の検出

足踏み時の遊脚の加速度の変化は、脚の挙上速度によって2つのパターンが存在する。被験者10名に、ゆっくり、普通、早足の3段階の足踏みを計4800回行わせたところ、大腿をゆっくりと挙上する時のY軸加速度 y_{uk} は、図3(b)下図の破線の傾斜重力加速度とほぼ一致し、傾斜に応じて1Gから連続的に減少し、98%の試行で最小値は0.9G以下になっていた。しかし、通常の方法での足踏み動作の計測加速度はY軸加速度正方向に遠心加速度が重畳するため、図3(b)下図の実線のように、挙上に伴って一時的に増大し、98%の試行で最大値は1.1G以上になっていた。このとき、X軸加速度 x_{uk} は、いずれの足踏みでも大腿の加速と傾斜によって0Gから連続的に増大し、最大値は0.1G以上になっていた。

一方、支持脚は直立状態であるため、Y軸加速度 y_{sk} は1Gから±0.1G以上変化する場合は見られなかった。したがって、遊脚とあわせると、足踏み開始初期のY軸加速度は、速度に応じて(8)式または(9)式のいずれかを満たすと考えられるため、これらを足踏み検出条件とした。また、体動などによる誤検出を避けるため、X軸加速度が遊脚より小さいことを条件に加え、(10)式を設定した。

$$(y_{uk} < 0.9) \wedge (0.9 < y_{sk} < 1.1) \quad (8)$$

$$(y_{uk} > 1.1) \wedge (0.9 < y_{sk} < 1.1) \quad (9)$$

$$(x_{uk} > 0.1) \wedge (x_{uk-1} > 0) \wedge (x_{uk} > x_{sk}) \quad (10)$$

3.2 バックステップ動作の検出と後退速度の算出

後退制御は、静止立位からの片方の脚をまっすぐ後方に一歩踏み出すバックステップによって開始し、その後のその場足踏み動作によって速度を制御する。バックステップによって実空間でのユーザ位置は数10cm後退するが、その後の足踏み動作中に、数歩で元の位置

に戻すことが可能であることを確認した。

バックステップ動作の特徴は、図 4 のように遊脚の後傾で、このときセンサの X 軸加速度 x_{uk} は、足踏み時と異なって負の値(上向き)を示す。被験者のバックステップ時の大腿部の最大後傾角度を計測したところ、 $10^\circ \sim 20^\circ$ であり、このとき X 軸の最小計測加速度は $-0.1G$ 以下になる。そこで、これを利用してバックステップ判定を行うこととした。実装に際しては、雑音成分の影響を軽減するために、(11) 式のように 2 回連続してある程度の X 軸の負の加速度が検出されることを条件とした。

しかし、通常の足踏みにおいても、図 4 右図のように、特に早足動作で支持脚が負の X 軸加速度 x_{sk} を示す場合がある。このとき、遊脚には遠心力を含めて $1G$ より大きな Y 軸加速度が作用する。他方、バックステップ動作では、支持脚の Y 軸加速度 y_{sk} には遠心力が上向きに作用するため、 $1G$ よりも小さくなる。そこで、(12) 式の条件を設けることで、早足足踏みによる誤検出を回避した。さらに、静止状態での体幹ひねり動作によって回転制御する場合にも、大腿の傾斜や前後方向の大腿の運動が影響して負の X 軸加速度を示す場合がある。そこで、(13) 式のように、画面との身体方向のなす角 δ の回転速度が 60 度/s 以上の時にはバックステップ判定を禁止することで、誤検出を回避した。閾値は、5 人の方向転換動作とバックステップ動作の計測値を参考に決定した。

$$x_{uk} < -0.1 \wedge (x_{uk-1} < -0.05 \vee x_{uk+1} < -0.05) \quad (11)$$

$$x_{sk} > 0 \wedge (0.9 > y_{sk} < 1) \quad (12)$$

$$\frac{\delta_k - \delta_{k-1}}{\Delta t} < 60 \quad (13)$$

後退速度に関しては、後退は位置の微調整が目的の場合が大半と考えられるため、前進の場合と同様の速度算出をした後に $1/4$ 倍した。また、後退動作検出から足踏み開始されるまでの平均時間が $0.7s$ あったため、その間は一定速度 ($0.1m/s$) で後退させることで応答遅延を軽減した。

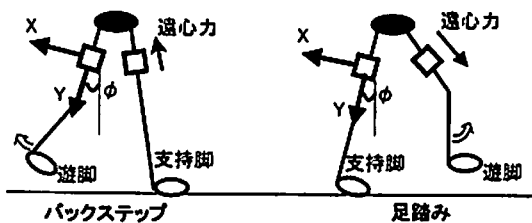


図4 バックステップ動作と足踏み動作における
加速度の相違

Fig.4 Difference of acceleration directions between stepping
backward and forward motions

3.3 ジャンプ動作の検出と制御

図 5 にジャンプ動作のプロセスを示す。ジャンプ動作の検出は、予備動作である屈み動作を、両脚大腿の同位相での傾斜(Y 軸加速度が $200ms$ 以上の間 $1G$ 以下になり、最小値が $0.9G$ 以下)を検出することで行った。ジャンプの開始は、屈み動作からジャンプへの移行時に発生する上方向への急激な加速(Y 軸加速度 $1.3G$ 以上)によって検出した。それぞれの閾値は、10 人の被験者に、低、中、高の3段階でジャンプ動作を行わせた波形を参考に決定した。ここで、ユーザが実際に跳躍してからその高さを推定し制御をおこなった場合、大きな遅延が生じるため、予備動作から高さを推定することが望ましい。そこで本研究では、予備実験において被験者のジャンプの高さと屈み動作時の屈み角度に比例傾向が見られたため、ジャンプの初期速度を屈み角度に比例制御することにした。

屈み角度は、原理的にはセンサの加速度から算出可能であるが、屈み動作の途中は大腿の並進加速度による誤差が生じる。そこで、屈み動作からジャンプに移行する最下点では、脚の運動が一時的に停止することを利用して、X 軸、Y 軸の合成加速度の大きさが $1G \pm 0.1G$ の範囲に入ったときを最下点とみなし、そのときの Y 軸加速度から屈み角度を求めた。

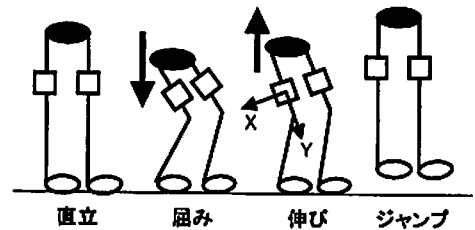


図5 ジャンプ動作のプロセス

Fig.5 Process of jumping motion

3.4 身体方向の算出と方向転換制御

3.4.1 地磁気からの身体方向算出法

身体方向は、地磁気センサの偏角をもとに、画面と正対したときの身体方向からの回転角度を算出した。地磁気センサの出力は、あらかじめ水平方向 2 成分それぞれの最大値と最小値を計測し記録しておき、これらを用いて正規化した 2 成分の比の正接を用いて、(14) 式によって各時刻の偏角を算出した。 V_x , V_y は正規化された地磁気センサの出力電圧、 δ_0 は画面に正対したときの偏角を示す。

$$\delta = \tan^{-1}\left(\frac{V_x}{V_y}\right) - \delta_0 \quad (14)$$

3.4.2 方向転換制御法

一般的にはユーザの視野範囲内にスクリーンがある

必要があるため、全周型スクリーン以外の環境において、仮想空間での自由な全方向移動を実現するためには、なんらかの形で現実空間と仮想空間の関係を回転させる必要がある。最も単純には、車のステアリング操作と同様の、回転角速度を制御する方法が考えられる。ステアリングの舵角が大きいと車が早く方向転換するように、実空間において画面と身体がなす角度 δ に、仮想空間における移動方向の回転速度を比例される制御方法である。

しかし、この方法では、わずかな身体の回転でも進行方向が徐々に左右に回転するため、直進しようとしている時にも視野方向が回転し、違和感を生じる可能性がある。そこで、本研究では、方向転換制御は斜行モード ($\delta \leq 30$) と回転モード ($\delta > 30$) の 2 つからなる制御法を提案する。両モードの切り替え閾値は、10, 20, 30 度の 3 段階を設定して被験者に試用させ、最も調整が容易との回答があった 30 度に設定した。斜行モードでは、図 6 左図のように、仮想空間での移動方向を、仮想空間での身体(視野)方向に対して、画面と身体との成す角と同じ角度だけ視線方向からオフセットさせる。ユーザから見ると、画面に対して身体を回転させると、仮想空間内では斜めに移動する。意図しない仮想空間での視野方向(進行方向)の回転が発生しないため、違和感のない操作が可能になるとともに、細かな進行方向の制御が容易になると期待される。

回転モードは、ステアリングによる操作を模した操作体系で、図 6 右側のように身体方向角度 δ に比例した回転速度で、仮想空間内での進行(視線)方向を徐々に回転させる方法である。ユーザが身体を大きく回転させたときには、一般的な視線移動コンテンツでコントローラを操作したときと同様に、仮想空間での進行(視線)方向が回転して、現実空間ではディスプレイ画面内の仮想空間が、身体を回転させたのと反対に回転する。本研究では、身体方向が閾値を越えると回転モードに切り替わり、閾値を超えた角度に応じて回転速度が増加する方式を採用した。

ここで、身体方向角度に回転角速度が比例するように設定し、仮想空間中にパイロンを 2m と 5m で配置したスラローム路において、被験者 7 名で予備実験を実施したところ、最も移動時間が短くなる比例係数が各コースで異なり、わずかな方向の修正と急激な方向転換では最適な係数が異なる傾向が見られた。そこで、身体方向角度に応じて、方向転換角速度が 2 次関数状に変化するアルゴリズムを実装し、6 名の被験者で比例方式と比較した。身体方向角度が閾値を 60 度越えたときに視線方向回転角速度 ω が 60 度/s, 80 度/s, 120 度/s になる 2 次関数と、30 度/s, 120 度/s になる比例条件を、45 度, 90 度, 150 度の 3 種類の方向転換が必要なコースを設定し、移動時間を比較したところ、身体方向角度が

閾値を 60 度超えたときに角速度が 80 度/s になる条件で最も移動時間が短かった。そこで、本研究では、閾値を超えた角度 ϕ に応じて回転速度 ω が 2 次関数状に増加する(15) 式の計算式を採用した。

$$\omega = \frac{1}{90} \phi^2 + \frac{2}{3} \phi \quad (15)$$

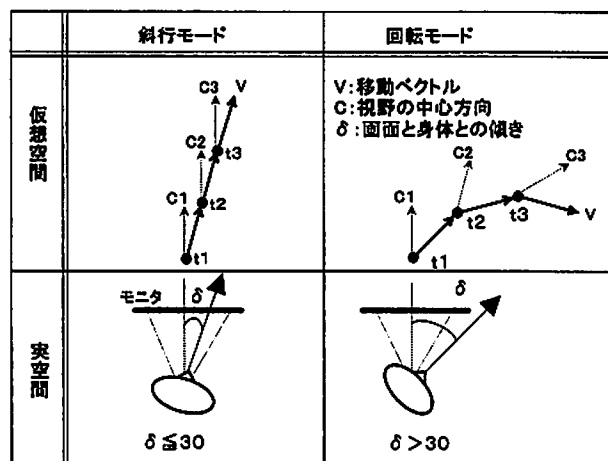


図6 方向転換制御

Fig.6 Virtual space walking direction control

さらに、人間は股関節を外旋させることで歩行中の急激な方向転換が可能であるが、ステアリング操作を模した回転モードでは、一定速度で前進しながら急激に方向転換しようとしても、軌道が膨らむため鋭角での方向転換はできない。そこで本研究では、ユーザの負担を軽減しつつ、急激な方向転換を実現するために、回転モードにおいて、(16) 式のように身体角度 δ に比例して移動速度 v を減速する方法を実装し、その効果を検討した。なお、回転時速度制御をおこなわないシステムを用いて、10 名の被験者に最大 120 度の方向転換が必要なコースを移動させたところ、単一スクリーン環境で 90 度を超えて体幹を回転させる被験者はほとんどいなかったため、回転時の前進速度がゼロになる身体回転角度 δ の値は 90 度に設定した。

$$v = \{1 - (\delta - 30) / 60\} v \quad (30 < \delta < 90) \quad (16)$$

4 評価実験

4.1 歩行速度制御実験

開発したシステムが、ユーザの意図を反映した速度制御が可能であるかどうかを評価することを目的に、被験者が、ゆっくり、普通、早足の 3 段階で足踏みした時の、歩行速度推定機能を評価した。被験者には、日常生活で「子供の手を引いてゆっくり歩く」、「普通に歩く」、「授業に遅刻しないように早足で歩く」の三段階の歩行動作を想起させて実験を実施した。しかし、実験前の試行において、指示から連想する速度が被験者によ

って大きく異なっていたため、さらに、被験者による想起速度のばらつきを抑制するため、実験前に、メトロノームを用いて 40, 70, 100 拍/分のリズム音にあわせて練習させた。被験者は健康成人男女 10 名で、各条件とも連続して 15 回の足踏み動作を行わせた。

推定された移動速度の、被験者ごとの時間平均値を図 7 に示す。ゆっくり、普通、早足の、全被験者平均速度は 0.45, 0.94, 1.29m/s で、使用者の意図を反映した移動速度の制御が可能であることが確認された。

予備実験を含めて実験中に計測された 1500 回以上のステップ動作の内、システムが足踏みと判定できなかった動作は 5 回で、正判定率 99.6%であった。誤判定の原因は、他の動作とあわせて次章で考察する。

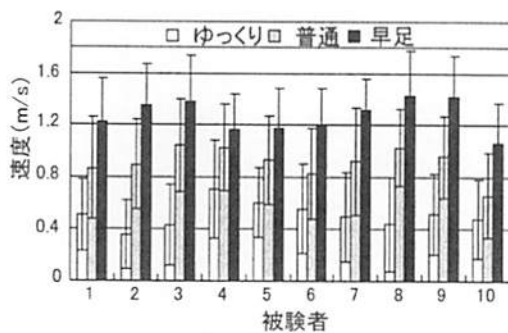


図7 足踏み速度制御結果

Fig.7 Results of forward locomotion speed control

4.2 後退精度評価実験

移動インタフェースの利用場面を考えると、後退制御は前進と異なり、位置の微修正に利用されることが多いと予想される。そこで、被験者に目標距離を与えて後退させた時の後退距離制御精度の評価を行った。あわせて、検出遅延時間と動作の判定率も評価した。実験では利用場面を考慮して、比較的短い 0.3, 1.0, 3.0m の後退に相当する視覚的目標を与え、後退制御を行わせた。実験は 17 インチモニタに図 8 のような仮想空間を表示し、同心円の手前 5m の位置からちょうど円 1 が画面一杯に見える位置まで前進して停止し、コンピュータから Beep 音が聞こえたら、あらかじめ指示された円 2~4 の

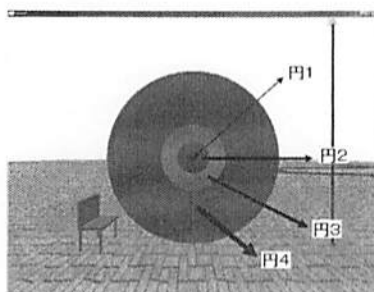


図8 後退位置制御実験環境

Fig.8 Experiment environment for position control by stepping backward

いずれかの目標円がちょうど画面一杯になるまですみやかに後退するように、被験者に指示した。被験者は成人男女 11 人で、各条件で 10 回の後退をさせた。

被験者には、実験前に前進と後退の操作方法を説明し、実験課題と同一環境で、数分間、自由に操作方法に習熟させた。また、操作習熟の際には、4つの同心円のそれぞれが、ちょうど画面一杯に見える位置まで、前進や後退を繰り返して距離感をつかむよう、被験者に指示した。

実験で被験者に行わせた 220 回のバックステップ動作の内、システムが検出できなかった動作は 6 回で、正判定率は 97.5%であった。後退距離制御課題における位置誤差を図 9 に示す。移動距離が長いほど位置誤差が大きい傾向が見られるが、ターゲットの大きさから間接的に目標位置を認知することによる誤差を含めて、後退距離 3m での誤差は約 0.15m で、肩幅や足底長よりも小さな誤差での位置制御が実現された。

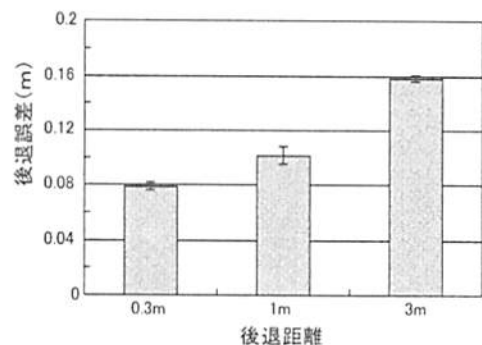


図9 後退位置制御誤差

Fig.9 Position errors in stepping backward control

また、バックステップ動作開始からシステムがバックステップ動作を検出するまでの遅延は、平均 0.57s であった。被験者に聞き取り調査を行ったところ、11 人の被験者のうち 9 人から遅延を感じなかったとの回答が得られた。遅延の主な原因は、後退する時に下腿部が先行することで、動作初期の大腿部の動きが小さくなるためと推察された。下腿だけでなく下肢全体でバックステップを行うようにする必要があり、低遅延での後退制御のためには、ユーザに若干の習熟が必要と言える。

4.3 ジャンプ制御実験

ジャンプ準備動作である屈み動作を検出することで、ユーザの意図に応じたジャンプの高さ制御が、大きな遅延無く実現できたか評価することを目的に、以下の要領で実験を実施した。実験では、静止立位姿勢から、垂直方向に低、中、高の 3 段階を意図してジャンプする課題を被験者に行わせた。また、それぞれのジャンプの高さは 5, 10, 15cm 程度を目安とする、と指示した。被験

者は成人男女 11 人で、各条件で 5 回ずつ計測を行った。

実験中に記録された全 165 回のジャンプ動作の内、システムがジャンプと判定できなかった動作は 1 回で、判定率は 99.4%であった。3 条件におけるジャンプ初速度制御結果を図 10 に示す。ジャンプの初速度、すなわちジャンプの高さを、ユーザが実際にジャンプする前に、準備動作である最大屈み角度から推定し、制御可能であることが確認できる。

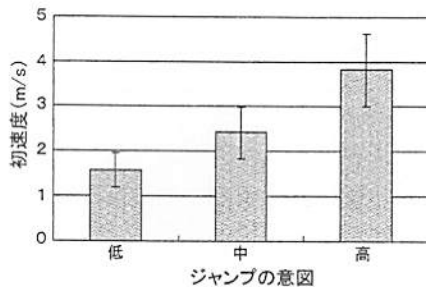


図10 ジャンプ初速度制御結果

Fig.10 Results of jumping speed control

4.4 方向転換制御精度評価実験

提案方式の進行方向制御精度と移動速度への影響の評価を目的に、仮想空間でのウォークスルー実験を行った。実験は、斜行モードを伴わない回転モード、回転モードと斜行モードの組み合わせ、これらに回転時速度制御を加えた 3 条件に、さらに、地磁気センサの代わりに回転可変抵抗を用いて手で方向転換制御を行う回転モードおよび回転+斜行モードの 2 条件を加え、全 5 条件で実施した。可変抵抗は 300 度の可動範囲を持つため、これを画面と身体とのなす角-90 度から 90 度に対応づけた。

実験に使用した環境を図 11 に示す。コースの全長は 123mで、図 11右図のように、30, 60, 90, 120 度のターンを左右一回ずつ設定した。また、コース中央に高さ 1 mの中央線を描画し、被験者には中央線に沿って歩行するように指示した。また、足元の中央線が見やすいよう、図 11 左側図のように視線方向を水平下向きに 30 度傾けた。



図11 方向転換制御精度評価のための実験環境

Fig.11 Experiment environment for turning performance test

実験は、操作方法を口頭で説明し、実験用経路で数分間自由に移動して操作方法に習熟した後に、実施した。被験者には、PC から Beep 音が聞こえたら歩行を開始し、速やかにコースを通過するよう指示した。また、方向転換による所要時間の増減を比較することを目的に、各条件で移動速度が同程度になるよう、メトロノームで足踏みのリズムを提示した。被験者は成人男子 10 名で、ランダムな順序で各条件 3 試行を行った。

実験結果を図 12 に示す。身体方向を用いた制御 3 条件を比較すると、回転、回転+斜行、回転+斜行+回転時速度制御の順に平均誤差が減少しており、回転および回転+斜行と回転時速度制御の間に有意差が見られた($p<0.05$, t-test)。被験者に聞き取り調査をしたところ、回転のみでの制御では、わずかな身体の動きで回転するため、軌道が蛇行して進行方向の制御が難しかった、との回答があった。このとき、回転時の軌道の膨らみによる誤差の最大値は、回転および回転+斜行条件が 0.44m, 0.46m であったのに対して速度制御は約 0.3m で、方向転換時の減速制御の有効性が確認された。

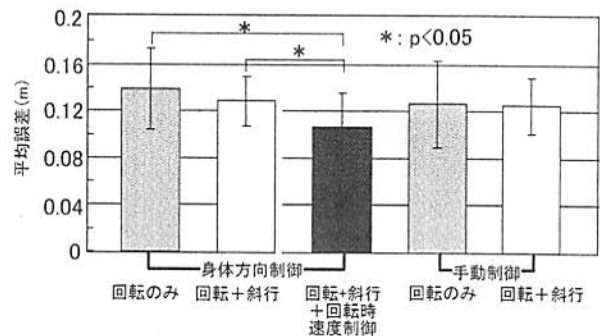


図12 中央線からの平均誤差

Fig.12 Average position errors from center line

身体方向を用いた提案法と手動制御を比較すると、回転および回転+斜行、いずれも手動制御の平均誤差が小さかったが、その差はわずかであることから、身体方向を用いた制御は、同様の制御方式であれば、手動制御に比較して精度の点では大きく劣らない制御特性が得られることがわかった。

各条件での平均移動所要時間は、回転、回転+斜行、速度制御、手動回転、手動回転+斜行、それぞれ 107.1, 105.5, 109.5, 103, 101.8 秒であった。回転および回転+斜行モードでの、身体方向制御と手動制御の差はいずれも約4秒と大きく異ならならず、被験者の主観も同様であった。また、回転時減速制御をおこなった時の所要時間の増加は、回転+斜行に対して 4 秒であり、適度な減速制御は、歩行速度に大きな影響を与えることなく、ユーザの進行方向制御精度を改善することが確認される。

5 考察

評価実験により、使用者の意図を適切に反映した速度制御と回転制御が可能であること、また、前進、後退や跳躍、方向転換の動作意図を検出できることが確認されたが、後退で 2.5%、ジャンプで 0.6%の誤判定が生じていた。そこで、誤判定の組み合わせを整理し、その原因を検討するために、誤判定回数をまとめたものを表 2 に示す。表中に括弧つきで表記した数は、プログラム実装が原因と見られる通信遅延が発生していたデータを意味し、判定アルゴリズムに起因する誤判定と区別するために、外数として表記した。

表2 制御動作の誤判定数

Table 2 Numbers of false detection for each control operation

意図	検出	前進	後退	ジャンプ	静止	前進回転	静止回転	動作回数
前進	-	-	2	-	1(2)	-	-	1500
後退	1	-	-	-	1(2)	-	2	220
ジャンプ	-	-	-	-	1	-	-	165
静止	-	-	-	-	-	-	-	590
前進回転	-	-	-	-	-	-	-	1000
静止回転	-	4	-	-	-	-	-	205

前進足踏み動作の検出の失敗(表中では静止に分類)は、大腿挙上動作が小さかったことに起因する。同様に、後退と誤判定された場合も大腿の傾斜が小さいために大腿挙上を検出できず、さらに、大腿を戻す時の回転加速で X 軸加速度が負になって、(11) 式を満たしたためであった。

後退のためのバックステップ動作の検出漏れは、ステップによる大腿傾斜角が小さかったことに起因する。前進への誤判定は、やはりバックステップ時に検出漏れが生じ、さらに、バックステップ後に体幹が後退して支持脚が直立に戻る時の大腿部の回転によって、前進に誤判定していた。回転への誤判定は、体幹部の傾斜によって地磁気強度が変化するため、偏角すなわち身体方向角度に誤差が生じることが原因であった。

ジャンプ動作の検出漏れは、屈み量が小さいことが原因であった。静止状態での回転の後退への誤判定は、回転制御のための腰部の回転によって大腿の前傾を生じ、(11) 式を満たしたことに加えて、回転角速度が小さいため誤判定回避の(13) 式を満たしたためであった。

以上をまとめると、誤判定は、ユーザの動作が閾値より小さいこと、加速度センサからの大腿傾斜角度の推定誤差、地磁気偏角の計算誤差、通信の遅延と遅延時間の変動、などが原因であった。ユーザ動作が小さかった事に対しては、閾値を調整する方法が考えられるが、加速度センサから推定される傾斜角度には遠心力などによる誤差があるため、現状のシステム構成では、閾値の調整は他の動作の誤判定を増やす結果につながる。加速度センサに加えてジャイロセンサを併用するなど、大

腿傾斜角度の推定精度の向上を併せて検討する必要がある。他にも、動作検出してもすぐに状態遷移をせず、確定判定後に遷移するなどの方法が考えられるが、ユーザの動作に対するシステム応答遅延が増加するため、注意して適用する必要がある。なお、本研究で設定した各種の動作検出閾値やパラメータは、成人動作の計測結果に基づいて設定したものであるが、数理的に最適化したものではなく、実用化に際しては、さらに検討が必要である。また、年齢や体格などによっては、最適な値が異なる可能性がある点にも留意が必要である。

体幹の傾斜による地磁気偏角の算出誤差は、2 軸の地磁気を利用したことにより起因する。3 軸地磁気センサの使用や、傾斜を計測して補正する方法が考えられる。通信遅延に関しては、無線通信や利用される計算環境の多様性を考えると、ある程度は不可避と考えるのが妥当である。通信処理の並列性の向上に加えて、遅延や遅延時間の変動にロバストなアルゴリズムの検討が望まれる。

システムの取り扱いの手間は、無線化によって有線型から大きく軽減され、評価実験における誤判定率や仮想空間移動速度からは、大きな問題なく利用可能であることが読み取れる。被験者への聞き取り調査も、大きな問題点の指摘はなく、上記を支持するものであった。今回のインタフェース方式で、最も本来の動作と異なるのは、バックステップ動作による後退制御であるが、初めて使用するユーザでも、数回から十数回の練習によって制御動作を習得可能であったことから、制御動作として適していたものと考えられる。

回転制御に関しては、回転モードへの斜行モードの併用は、制御精度の改善はわずかで統計的に有意ではなかったが、被験者の中には、回転モードで常時発生するわずかな進行方向の揺れに、気持ち悪さを指摘した者がいた。不特定多数のユーザの利用が想定される場合には、斜行モードの併用が望ましいと考えられる。また、回転時の自動減速制御は、急激な方向転換における制御精度の改善に有効であった。

以上のように、足踏みを中心とする下肢動作を用いた移動制御方式は、直感的で操作性が高く、手を拘束しないため、没入型仮想環境との親和性が高い。手に装着する必要がある力覚提示装置と併用し、比較的広範囲の移動と、手指と環境の接触の両者を伴う仮想空間作業のシミュレーションへの応用が期待される。また、足踏み方式は実際の歩行をおこなわないため、移動や回転の相殺の必要がない、すなわち慣性力を発生せず安全性が高い。また、デバイスが小型軽量であることから、アミューズメント分野への応用の可能性も高いと期待される。

6 まとめ

本研究では、足踏みなどの下肢動作を用いた仮想空間移動方式を提案するとともに、無線加速度センサと地磁気センサを用いたデバイスを試作した。評価実験の結果、大腿部に装着した加速度センサと体幹の地磁気センサを用いることで、足踏み、バックステップ、ジャンプ、体幹回転動作の検出が可能であること、さらに、使用者の意図を適切に反映した前進、後退、ジャンプ、方向転換の制御が可能であることが確認された。今後の課題としては、横移動など、より多様な移動機能の実現に加えて、方式の特性を生かした応用システムの実現が挙げられる。

謝辞

本研究は文部科学省特別教育研究費共生情報工学研究推進経費によるものである。ここに記して感謝する。

(2009年7月13日)

参考文献

- [1] 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; 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.4, No.2, pp.407-416(1999)
- [2] R. P. Darken, W. R. Cockayne, D. Carmein: A locomotion device for virtual worlds; UIST '97, pp.213-221(1997)
- [3] H. Iwata: Walking about virtual environments on an infinite floor; IEEE Virtual Reality'99, pp. 286-293(1999)
- [4] J. M. Hollerbach, Y. Xu, R. Christensen, S.C. Jacobsen: Design specifications for the second generation Sarcos Treadport locomotion interface; Haptics Symposium, ASME Dynamic Systems and Control Division, DSC-vol. 69-72, Orlando, pp. 1293-1298(2000)
- [5] R. Latham: Device for Three Dimensional Walking in Virtual Space; <http://www.cgsd.com/OmniTrek.html>
- [6] H.Iwata, H. Yano, F. Nakaizumi: Gait master: A versatile locomotion interface for uneven virtual terrain; IEEE Virtual Reality 2001, pp.131-137(2001)
- [7] 富岡, 矢野, 岩田: パワードシューズ:電動ローラースケートによる歩行感覚呈示装置; 日本バーチャルリアリティ学会第10回大会(2005)
- [8] 岩下, 外山, 橋本, 長谷川, 佐藤: 足踏み動作を用いた移動インタフェースの開発; 電子情報通信学会論文誌, Vol. J87-A No. 1 pp. 87-95(2004)
- [9] I. Choi, C. Ricci: Foot-mounted gesture detection and its application in virtual environments; IEEE int'l conf. on System, Man and Cybernetics, vol. 5, pp. 4248-4253(1997)
- [10] W. Couvillion, R. Lopez, J. Ling: The pressure mat: A new device for traversing virtual environments using natural motion; Interservice/Industry Training Simulation and Education Conference, pp. 199-211(2001)
- [11] L. Bouguila, E. Florian, M. Courant, B. Hirsbrunner: Active Walking Interface for Human-Scale Virtual

Environment; HCII'05(2005)

- [12] 雨宮, 八木, 塩崎, 藤田: 足踏み空間移動インタフェースの開発と評価; 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 6, No. 3(2001)

[著者紹介]

曹 慶雲 (学生会員)



2008年東京農工大学工学部情報コミュニケーション工学科卒業。現在、同大学院博士前期課程情報工学専攻在学中。仮想空間移動インタフェース開発の研究に従事。

藤田 欣也 (正会員)



1988年慶應義塾大学大学院理工学研究科修了。相模工業大学、東北大学医学部、岩手大学を経て、現在東京農工大学大学院教授。力触覚や歩行感覚の提示、共有仮想空間コミュニケーションなど、人と共生する情報システムの研究に従事(工学博士)。