

装着した3次元磁気センサを用いた 歩き・走り状態に対応したユーザ位置の自律計測

神原 誠之^{*1} 濱口 明宏^{*1} 山中 一樹^{*1} 横矢 直和^{*1}

Localization of Walking or Running User with Wearable 3D Position Sensor

Masayuki Kanbara^{*1}, Akihiro Hamaguchi^{*1}, Kazuki Yamanaka^{*1} and Naokazu Yokoya^{*1}

Abstract – This paper describes a new method of measuring user’s position for location-based services in wide indoor environments. Conventional localization methods usually employ a hybrid approach in which user’s position is estimated by combining positioning infrastructures and a pedometer. Since the installation cost of infrastructures increases when the area expands, the measurement of user’s relative position with high accuracy is required. This paper proposes a new localization method for a walking or running user by measuring user’s orientation and geometrical relationship between user’s heel and waist with an orientation sensor and an electromagnetic tracker that are attached to user’s body. Experiments have been carried out using a prototype system to evaluate the accuracy of user localization with the proposed method.

Keywords : Localization, Wearable computer, Electromagnetic tracker, Inertial sensor.

1 はじめに

ユーザが装着可能な計算機とセンサによってユーザの現在位置を推定し、ユーザの位置に応じて情報提供を行うシステムが開発されている [1]。このようなシステムは屋内外を問わず広範囲で利用可能であることが望まれるため、利用範囲の拡大および位置精度の向上の観点から、これまで多数の位置推定手法が提案されてきている [2]。特に屋内におけるユーザの自己位置推定については、多くの研究が行われており、そのアプローチは環境中のインフラを用いた絶対位置計測と、ユーザに装着されたセンサを用いた自律計測に大別できる。

環境中に設置されるインフラとして画像マーカ [3, 4] や赤外線ビーコン [5]、RFID などが用いられるが、これらの手法は、ユーザの絶対位置を取得可能である反面、設置コストが利用範囲に比例して増大するという問題がある。一方、自律計測の代表的な手法として、ユーザの歩行動作から歩数を計測し、ユーザの進行方向に歩幅を加算していくことで相対的な移動量を推定する手法が提案されている。このような手法の多くは、ユーザの歩数検出に歩数計や加速度センサ、ユーザの進行方向の計測に地磁気センサを用いるのが一般的である [6]。さらに、計測された加速度から歩行周期と歩行速度を求め、両者を統合することで歩幅を推定する手法が提案されている [7, 8]。しかし、これら自律計測

による手法はユーザの歩行動作の誤検出や推定された歩幅と実際の歩幅の相違により誤差が蓄積しやすく、鉄筋構造の屋内では地磁気の影響を受けて方向に対する誤差も発生するという問題がある。また、移動量の推定精度を向上させる試みとして、足の爪先の加速度を計測することで歩行時の初速度を求め、足が接地するタイミングで歩行時の姿勢と移動動作を補正し、積分演算による蓄積誤差を軽減する手法が提案されている [9, 10]。しかしこれらの手法においても、ユーザの歩行動作を認識することでユーザの移動量を推定するため、精度よく推定可能な動作は、あらかじめ想定された歩行動作に限定されるという制約は解消されていない。

これら2つの手法の問題点を互いに補うためのアプローチとして、インフラによる絶対位置の取得と自律計測によるユーザの相対位置の推定を併用することで位置推定誤差の蓄積を軽減し、広域環境で位置推定を行うハイブリッド手法が提案されている。[1, 11]。これらのハイブリッド手法では、安定したユーザの自己位置推定が行えているものの、歩行動作には制限があり、ユーザが様々な移動動作を行った場合、精度が低下する場合がある。そのため、インフラの設置密度を下げることでコストの削減を可能にするために、ユーザの様々な移動動作に対応可能な自律計測手法の開発が望まれている。

そこで本研究では、ユーザが様々な移動動作を行った場合でも安定して位置推定が行える手法の開発を目的とし、自律計測による位置推定の誤差要因のひとつ

^{*1}奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科

^{*1}Graduate school of information science, Nara institute of science and technology

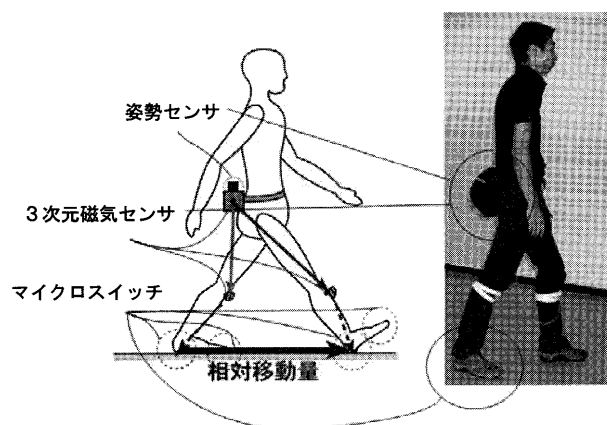


図1 センサの装着位置と外観

Fig. 1 Appearance of user with attached sensors

である歩幅の推定精度を向上させることで、相対移動量推定の高精度化を試みる。図1に示すように、ユーザが装着する3次元位置姿勢センサ(磁気センサ)で直接両足の相対位置姿勢を計測し、姿勢センサで腰の姿勢を連続的に計測することで、両足接地時の両足の踵の相対移動量を推定する。その際、姿勢センサから得られる絶対姿勢を用いて、実世界と基準となる世界座標系におけるユーザの相対移動量を求め、それらを逐次的に加算することで、様々な歩行動作に対して自己位置を精度良く推定する手法を提案する。さらに、通常の歩行動作に限らず、両足が同時に地面から離れる期間の存在する走り状態に対しても、自己位置が推定可能な手法を提案する。具体的には、ユーザは両足が地面から離れている期間では、その直前の腰の速度を初速度として放物運動しているとし、移動量を計算する。これにより、単純な歩き・走り動作のみならず、様々な動きに対応した自己位置推定を行うことが可能となる。

以下、2節では、提案するシステムの概要について、3節では歩き・走り状態におけるユーザの位置推定手法について説明する。4節では、構築したプロトタイプシステムを利用した、歩き・走り状態における移動量推定結果について述べる。最後に、5節でまとめと今後の課題について述べる。

2 ユーザ自己位置推定システム

2.1 計測対象とする動作と前提条件

ユーザの移動時の足の状態は、踵が地面に接地してから爪先が離れるまでの期間(足が接地している期間)と爪先が離れてから踵が接地するまでの期間(足が接地していない期間)に区別することができる。一般に足が接地していない期間は遊脚相、接地している期間は立脚相と呼ばれる[12]。また歩き状態時では、立脚

相は片足のみで体重を支える単脚支持相と両足で体重を支える両脚支持相に分けられ、走り状態ではそれらに加え、両足が地面から離れている状態である両足遊脚期間が存在する。

提案手法は、軸足が切り替わる瞬間、つまり歩き状態では単脚支持相から両脚支持相に切り替わる瞬間、走り状態では両足遊脚期間から単脚支持相に切り替わる瞬間に左右の足の相対移動量を推定する。そのため、本研究では次の3項目を前提条件とする。

1. 地面に接地している足はスリップしない
2. 足の接地面は平面である
3. 歩き状態では常にいずれかの足が地面に接地している

これらより、対象とするユーザの動作の例として、これらの条件を満たす範囲における直線・曲線上の歩き・走り動作や階段昇降などが挙げられる。しかし本研究では、走り状態での階段昇降は対象外とした。

2.2 提案システムの機器構成

図1に示すように、提案システムはユーザの両足と腰部の相対位置姿勢を計測する3次元磁気センサ(Polhemus, Inc.: PATRIOT)と腰部の絶対姿勢を計測するための姿勢センサ(Intersense, Inc.: InertiaCube²)、および歩幅計測のタイミングを検知するためのマイクロスイッチで構成される。本システムは、ユーザの腰部に3次元磁気センサのトランスミッタ、各足の脛(すね)部にレシーバを装着することで、それらの相対位置を連続的に計測すると同時に、姿勢センサによって腰部の絶対姿勢を計測することでユーザの相対移動量の推定を行う。

3 次元磁気センサ

磁気センサは、3軸方向の磁界を発生するトランスミッタと磁界を検出するレシーバ、およびそれらの制御・信号処理を行うSEU(System Electronics Unit)で構成される。トランスミッタとレシーバ間の3次元位置とオイラー角を最大60Hz(レシーバ2個の場合)で取得可能である。また、静的精度は位置が0.8mm、方向が0.15°である。図1のように、トランスミッタを腰部、各レシーバは床面によってトランスミッタが発生する磁場が歪むことを回避するため、踵からの距離が変化せず、床面からもっとも離れた位置である脛の最上部に取り付ける。

姿勢センサ

本研究で用いる姿勢センサは、ジャイロから得られる各軸の回転角速度、加速度センサから得られる加速度および磁力計から得られる地磁気を統合して3軸周りの回転角を出力する。そのため、蓄積的な誤差は発

神原・濱口・山中・横矢：装着した3次元磁気センサを用いた歩き・走り状態に対応したユーザ位置の自律計測

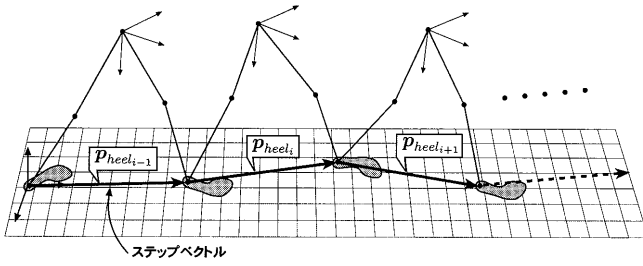


図2 ステップベクトルの加算による相対移動量推定の概念図
Fig.2 Illustration of summing up step vectors.

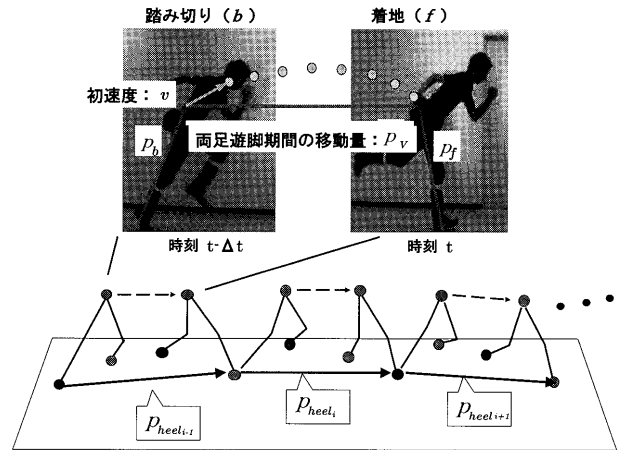


図4 両足遊脚期間の腰の移動量とステップベクトル
Fig.4 Illustration of step vector of running user

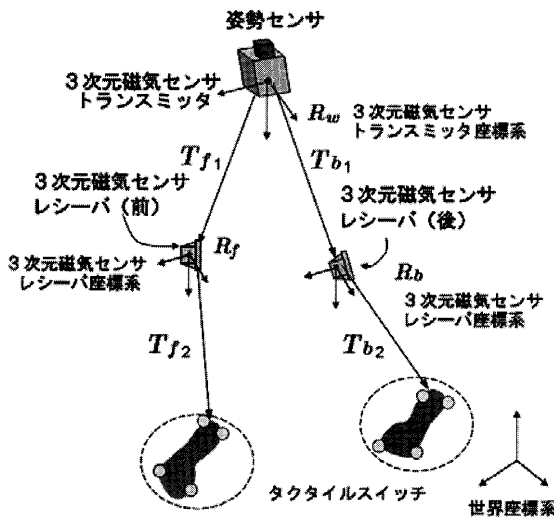


図3 提案手法の機器構成と座標系
Fig.3 Hardware configuration and sensor coordinate systems

生しない。また、サンプリングレートは最大 180 Hz で、静的精度 1.0° で計測することが可能である。腰部に装着した磁気センサのトランスミッタの上部に固定する。

マイクロスイッチ

立脚の判定を行うため、靴の踵にマイクロスイッチを埋め込み、スイッチが押された場合に足が地面に接地しているとして立脚と判定する。

計算機

モバイルPC Victor Inc.: InterLink (CPU: Intel(R) Pentium(R) M processor 1GHz メモリー: 760 MB) を用いて、各センサのデータを取得し、腰の速度やステップベクトルの演算を行い、ユーザの位置推定結果を出力する。

3 自己位置推定手法

3.1 自己位置推定手法の概要

提案手法では、図2に示すように、立脚の踵から遊脚の踵までの相対移動量を推定し、それらを加算することでユーザの相対移動量を推定する。本研究では、

このベクトルをステップベクトルと呼ぶ。姿勢センサから得られる絶対姿勢情報を利用して、磁気センサ座標系の相対移動量を世界座標系に変換することで、各ステップにおける移動量を推定する。歩き状態と走り状態の判別は、各足に取り付けてあるマイクロスイッチにより、前足が接地した際に後ろ足が接地していれば歩き状態、後ろ足が接地していなければ両足が地面から離れているため走り状態であると判定する。この結果から、歩き・走り状態それぞれのステップベクトル計算手法を適用する。以下、3.2, 3.3において、歩き・走り状態におけるステップベクトルの計算方法をそれぞれ述べる。

3.2 歩き状態における自己位置推定

図2にステップベクトルの加算の様子を示す。ステップベクトルは、平面上を歩行する場合は世界座標系において水平となり、階段を昇る場合は上向きになる。歩き状態では、両足が地面に接地している両足支持相でステップベクトルが計算される。ステップベクトルは、

$$p_{heel} = R_w \left((T_{f1} + R_f T_{f2}) - (T_{b1} + R_b T_{b2}) \right) \quad (1)$$

と表すことができる。ここで各パラメータは、図3に示すように、

- p_{heel} : ステップベクトル (世界座標系)
- R_w : 腰の絶対姿勢 (世界座標系)
- T_{f1}, T_{b1} : 脛の位置 (磁気センサ・レシーバ位置) (磁気センサ座標系)
- R_f, R_b : 脛の姿勢 (磁気センサ・レシーバ姿勢) (磁気センサ座標系)
- T_{f2}, T_{b2} : 脛から踵までの距離 (定数) (磁気センサ・レシーバ座標系)

であり、各変数の添字 f, b はそれぞれ両脚支持相で前にある足、後ろにある足を示している。また、添字 1, 2

はそれぞれ腰から脛までの距離と脛から踵までの距離を示す。

3.3 走り状態における自己位置推定

走り状態におけるステップベクトルの推定手法は、歩き状態における推定手法を拡張する。図4に示すように、加算する移動量として両足遊脚期間に入る直前の踏み切り足の踵から、両足遊脚期間を経て着地した足の踵までの相対移動量を推定する。本手法でのステップベクトルは、踏み切る直前の踵から腰までのベクトル p_b 、着地した直後の腰から踵までのベクトル p_f 、両足遊脚期間の腰の移動量を表すベクトル p_v を用いて、以下のように表すことができる。

$$\begin{aligned} p_{heel} &= (p_f - p_b) + p_v \\ &= (\mathbf{R}_{wt}(\mathbf{T}_{f1} + \mathbf{R}_f \mathbf{T}_{f2})_t \\ &\quad - \mathbf{R}_{w(t-\Delta t)}(\mathbf{T}_{b1} + \mathbf{R}_b \mathbf{T}_{b2})_{t-\Delta t}) + p_v(2) \end{aligned}$$

ここで各パラメータは図3に示す通りである。また、

Δt : 両足が宙に浮いている期間の時間

p_v : 両足遊脚期間の腰の移動量

・地面に対して水平方向 $p_{V_h} = v \Delta t$

・地面に対して垂直方向 $p_{V_v} = v \Delta t - 1/2g \Delta t^2$

であり、各変数の添字 f, b は着地足、踏み切り足をそれぞれ示している。また、添え字 1, 2 はそれぞれ腰から脛までの距離と脛から踵までの距離を示す。

3.4 かかと浮き上がりのキャリブレーション

センサの取付位置と歩き・走り動作の個人差に起因する推定誤差を軽減するために、キャリブレーションを行う。本研究では、センサの取付位置の誤差を吸収するためのキャリブレーションと、歩き・走り動作の個人差を考慮するためのキャリブレーションを行う。以下にそれぞれのキャリブレーション方法について述べる。

センサ取付位置の初期キャリブレーション

磁気センサのレーザは各足の脛に着脱式のテープで固定するため、取付位置・向きに関する誤差が生じる。これらの補正を行うために、踵と取付位置の位置関係は歩行前に実測しておき、 T_{l2}, T_{r2} として扱う。

歩き状態のキャリブレーション

ユーザの歩行動作には個人差があり、歩行時の足の動きによって立脚の判定タイミングが異なる可能性がある。このタイミングの相違により、平面上を歩いている場合においてもステップベクトルの向きが図5のように上下方向に変化する可能性がある。理想的には図5(a)のように歩行する平面に平行なステップベクトルが生成されるが、図5(b)のように、遊脚の踵が接地した瞬間に立脚の踵が地面から浮いている場合は、下

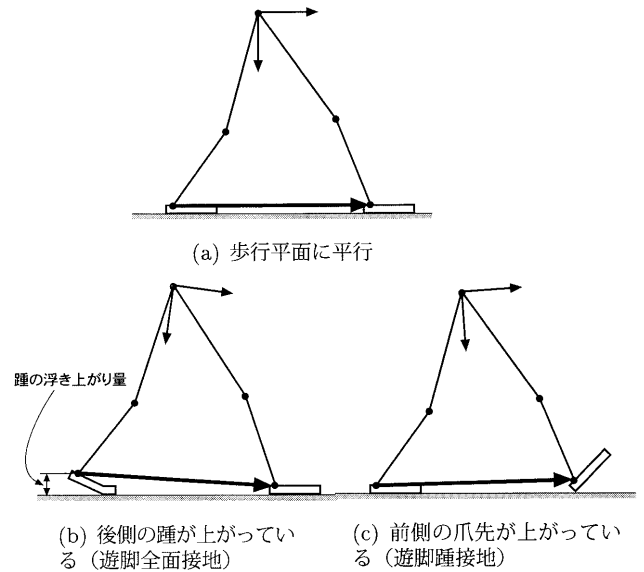


図5 歩行状態によるステップベクトルの向き
Fig. 5 Step vector of walking user

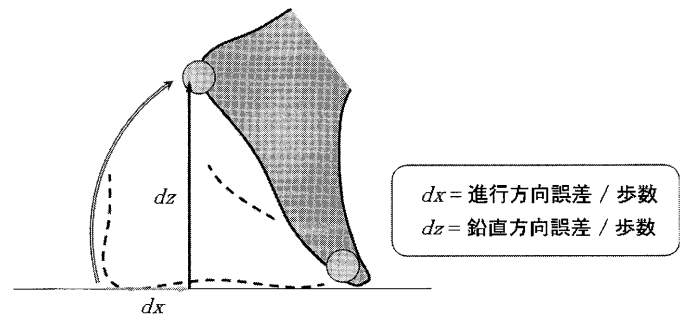


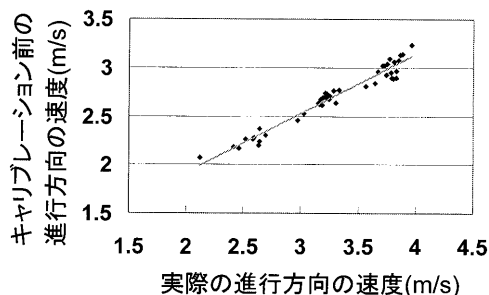
図6 踏み切り時の踵浮き上がり量
Fig. 6 Movement of heel when back leg is left from ground

向きとなる。また図5(c)のように遊脚の踵が接地した瞬間では、ステップベクトルは上向きのステップベクトルが得られる。これらの補正は、立脚の踵と地面の距離をパラメータとして行う。具体的なキャリブレーション法としては、実際に距離が既知の直線をユーザが歩き、その誤差から歩行時の踵の浮き上がり量を推定する。

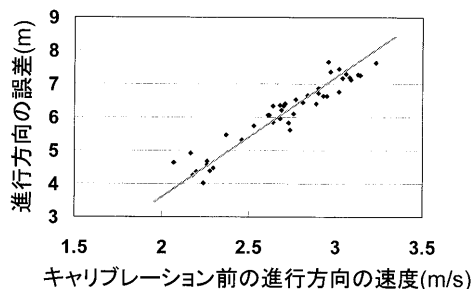
走り状態のキャリブレーション

走り状態では、後ろ足が踏み切る際、踵が接地していることが仮定されている。しかし実際には、図6に示す通り踏み切り時に踵の浮き上がりが発生する。これは両足遊脚期間の移動量を推定するために用いる腰の初速度の推定に影響する。そこで、速度 v を正確に求めるために、踵に取り付けたマイクロスイッチがOFFになってから、爪先のマイクロスイッチがOFFになるまでの踵の浮き上がり量のキャリブレーションを行う。図6に示すように、進行方向に対する踵の移

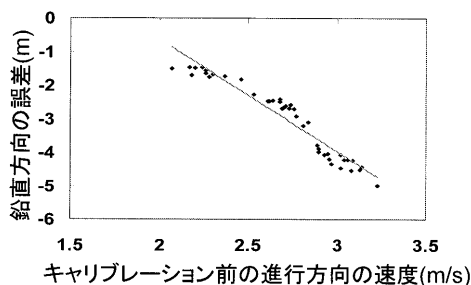
神原・濱口・山中・横矢：装着した3次元磁気センサを用いた歩き・走り状態に対応したユーザ位置の自律計測



(a) キャリブレーション前の進行方向速度と実際の進行方向速度の関係



(b) キャリブレーション前の進行方向速度と誤差の関係



(c) 進行方向の誤差と鉛直方向の誤差の関係

図7 進行方向速度と位置誤差の関係

Fig. 7 Relationship between velocity and localization error

動量を dx 、鉛直方向に対する踵の移動量を dz とすると、踵の移動量と同じだけ腰も移動しているため、 dx 、 dz を腰部の移動量推定の際に考慮することでより正確に腰の初速度を推定することが可能である。

そこで本研究では、この誤差を補正するために、踵浮き上がり量を距離が既知の経路をユーザが数回走り、その区間の平均速度と誤差の関係から推定する。図7(a)に、キャリブレーション前の進行方向速度と、実際の速度の推定結果を示す。この図では踵浮き上がり量を考慮していないため実際の進行方向速度とは異なるものの、キャリブレーション前の進行方向速度と実際の進行方向速度の間には一定の相関があることが分かる。また図7(b)、7(c)からキャリブレーション前の進行方向速度と進行方向の誤差、鉛直方向の誤差の間にも比例関係があることが分かる。このことから、

走り状態におけるユーザのキャリブレーション前の進行方向速度から、予期される誤差を図6に示す dx 、 dz に適応することにより一歩あたりの踵浮き上がり量の推定を行う。具体的には、ユーザはあらかじめ異なる速度で一定距離を数回走り、速度とその誤差の関係を線形近似した関数を求める。この関数を用いることで、計測時の速度に応じた踵浮き上がり量を推定する。

4 実験

実験では、歩き・走り動作における位置推定の定量的評価および、広範囲移動時の自己位置推定結果を示す。

4.1 歩き状態における評価実験

提案手法による歩き状態における自己位置の推定精度の評価を行うために、次のような3つの異なる環境で自己位置推定実験を行った。

- 水平面上の直線歩行 (9m)
- 水平面上の曲線歩行 (直径約3mの円状)
- 階段昇降 (1階分)

さらに、水平面上の直線歩行実験では、歩き動作の個人差がキャリブレーションにより補正されることを確認するため、立脚判定のタイミングを次の2つに設定し、それぞれの経路を5回歩行し計測を行った。

- 遊脚全面が接地した瞬間 (図5(b)の場合)
- 遊脚の踵が接地した瞬間 (図5(c)の場合)

なお、推定位置の原点は初期の立脚の踵位置とし、座標系は絶対方位である。

実験では誤差の評価指標を次のように定義する。位置推定誤差と位置推定誤差率として、次の値を使用する。

- **位置推定誤差 (水平方向・高さ方向)**

$$\text{終点の推定位置} - \text{終点の真値} [\text{m}]$$
- **総移動量に対する位置推定誤差率**

$$\frac{\text{終点の位置推定誤差}}{\text{総移動量}} [\%]$$

直線歩き動作時の推定における定量的評価

直線を9m歩行した場合の推定結果を図8(a) (遊脚全面接地)、図8(b) (遊脚踵接地) に示す。推定結果は、歩行平面上では立脚判定のタイミングに関わらずほぼ同様の結果を示している。実際の移動量に対するゴール地点の各試行の推定誤差は遊脚全面の接地時に立脚判定を行った場合で1.9%、遊脚の踵接地時に立

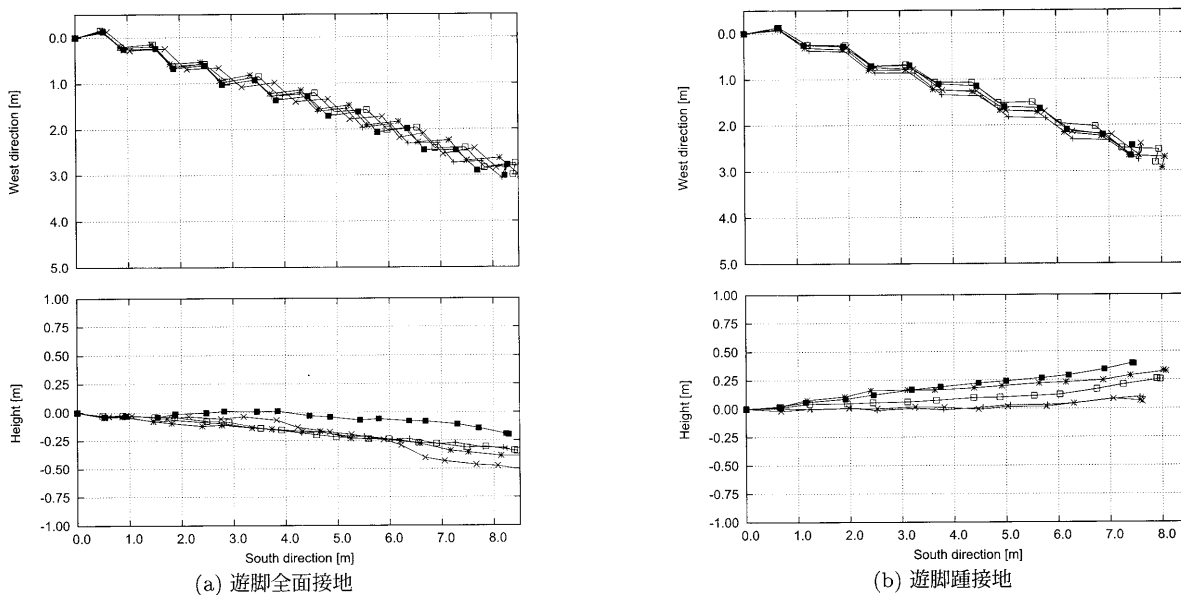


図8 直線歩行の移動軌跡

Fig. 8 Estimated trajectories of walking along a straight line

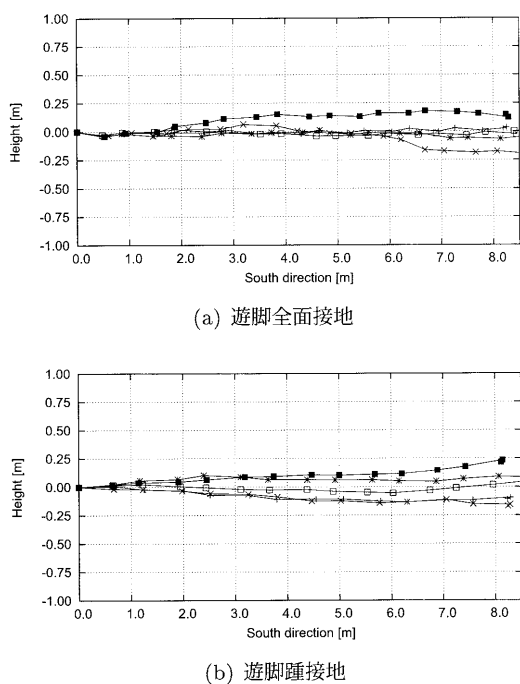


図9 キャリブレーション後の垂直方向の推定結果 (提案手法)

Fig. 9 Estimated trajectories of walking along a straight line after calibration

脚判定を行った場合で2.7%であった。一方、高さ方向に関しては図5に示したステップベクトルの向きに応じて歩行している平面から離れていく結果となった。

次に、高さ方向の誤差を吸収するため、提案手法を用いて1歩あたりの踵の浮き上がり量のキャリブレーションを行った結果、浮き上がり量はそれぞれ2.0cm、-2.0cmであった。得られたパラメータを用い、高さ方向についてキャリブレーションを行った後の推定結

果を図9に示す。キャリブレーション後の高さ方向に対する推定誤差はそれぞれ8.3cm, 12.2cmとなった。

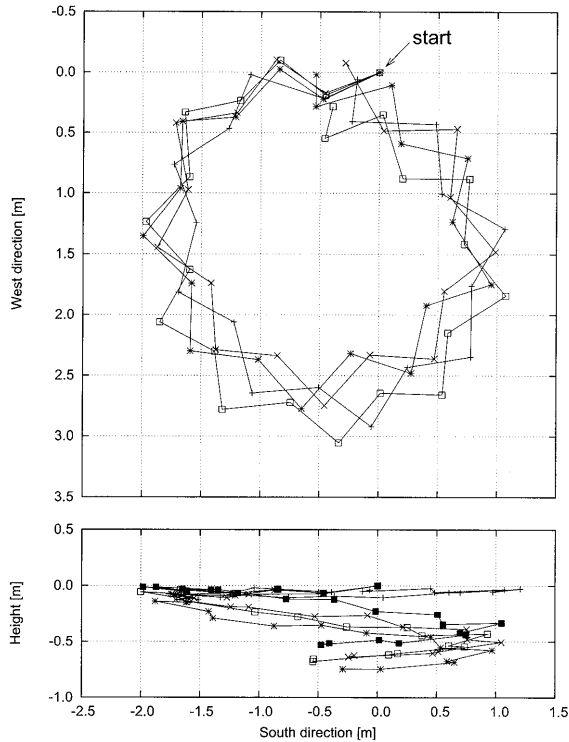
曲線歩行時の推定における定量的評価

直径3mの円状に歩行において、キャリブレーションを行わなかった場合と行った場合の推定結果を図10(a),(b)にそれぞれ示す。理想的には始点と終点が一致するループ状の経路であるため、これらにどれだけ相違があるかで推定結果の評価を行う。始点と推定された終点の水平面上での距離は、キャリブレーションなしの場合で31.1cm、キャリブレーションありの場合は16.5cmであった。また、高さ方向の誤差はそれぞれ51.6cm、11.7cmであった。キャリブレーションなしの場合は、高さ方向に関する誤差が顕著に現れている。これは、ユーザが進路を変える際の遊脚が直線歩行の場合と比較して横方向に大きく踏み出されているため、立脚の踵の浮き上がり量が大きくなったことが原因と考えられる。キャリブレーションを行わなかった場合と行った場合の移動量に対する誤差はそれぞれ6.2%, 2.3%であった。

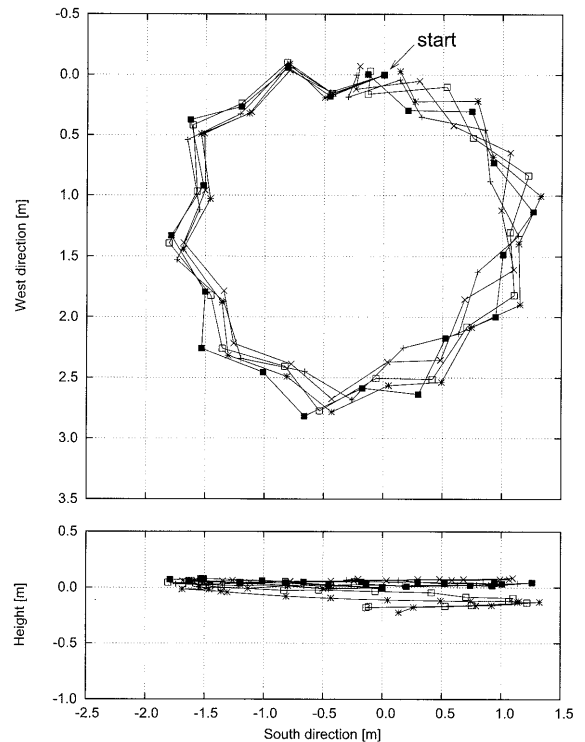
階段昇降時の推定における定量的評価

階段を昇段して1階分移動した場合の推定結果を図11、降段して1階分移動した場合の推定結果を図12に示す。実際の高度は1階分で4.07mである。始点と終点の水平面上の位置が一致しているとすると、水平方向の誤差(始点と終点の距離)は昇段で85.7cm、降段で51.3cmであり、高さ方向の誤差はそれぞれ3.3%、7.3%であった。また、移動量に関する誤差はそれぞれ2.5%、3.7%であった。

神原・濱口・山中・横矢：装着した3次元磁気センサを用いた歩き・走り状態に対応したユーザ位置の自律計測



(a) 円状歩行の移動軌跡 (キャリブレーションなし)



(b) 円状歩行の移動軌跡 (キャリブレーションあり)

図 10 円状歩行の移動量推定結果

Fig. 10 Estimated trajectories of walking along circle with and -out calibration

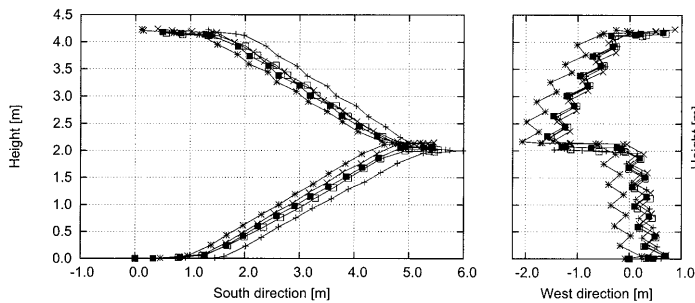


図 11 階段昇段時の移動軌跡 (1 階分)

Fig. 11 Estimated trajectories of walking up stairs

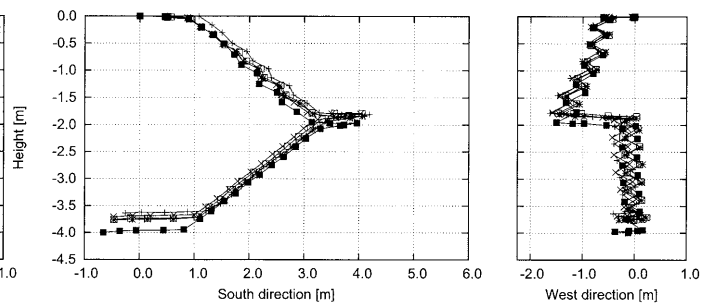


図 12 階段降段時の移動軌跡 (1 階分)

Fig. 12 Estimated trajectories of walking down stairs

4.2 走り状態における評価実験

提案手法による走り状態における自己位置の推定精度の評価を行うために、次のような3つの異なる環境で自己位置推定実験を行った。

- 水平面上の直線走り (30m)
- 水平面上の曲線走り (直径約 6m の円状)
- 3 段跳び (助走 10m)

これらの走り状態それぞれについて、踵の浮き上がり量のキャリブレーションにより水平方向、高さ方向の移動量が補正されることを確認するため、30m の直線を速度を変えて一定の速度で9回試行した結果から

得られるパラメータ dx 、 dz と進行方向速度との関係を線形近似した関数を利用した。

直線走り状態の推定における評価

直線を 30m 走った場合の腰と足の位置の移動推定結果を図 13 に、移動軌跡の一例を図 14 に示す。図 13 より、滑らかに腰と足の位置が変化しており腰と足の位置が正しく推定できていることが確認できる。また図 14 から水平方向および高さ方向において滑らかに軌跡が推定されていることが確認できる。進行方向の平均速度は 2.23m/s であり、終点の水平方向の位置推定誤差は 43cm、鉛直方向の位置推定誤差は 4cm となった。また、始点から終点までの総移動量は 29.57m であり、直線走り時の総移動量に対する位置推定誤差

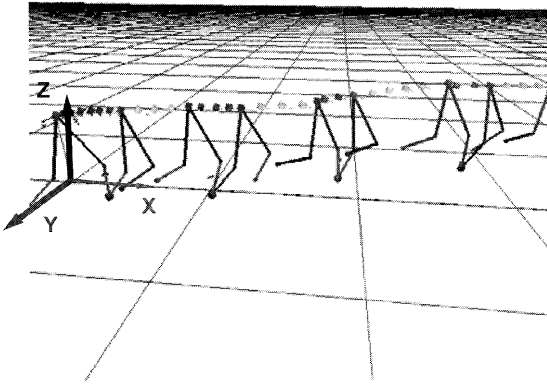


図 13 直線走り状態における腰と足の移動推定結果

Fig. 13 Estimated steps in running along a straight line

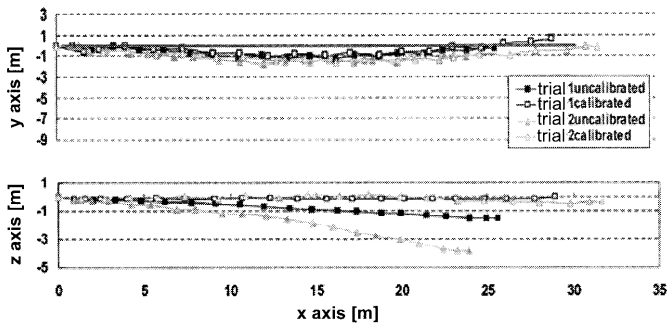


図 14 直線走り状態の移動軌跡

Fig. 14 Estimated trajectories of running along a straight line

は 1.4%であった。

曲線走り状態の推定における評価

直径 6 m の円上を走った場合の腰と足の位置の移動推定結果を図 15 に、移動軌跡を図 16 に示す。図 15 から腰が横方向に動くような走行に対しても腰と足の位置が正しく推定できていることが確認できる。進行方向の平均速度は 2.14 m/s であり、終点の水平方向の位置推定誤差は 75 cm、鉛直方向の位置推定誤差は 41 cm となった。直線走り時のキャリブレーションから得られる進行方向の速度と誤差との関係を円状走りに適用することにより補正可能であることが分かった。理想的には始点と終点が一致するループ上の経路であるため、これらの中にどれだけ差異があるかで推定結果の評価を行う。走った円の円周 (18.84 m) を真値とすると、円状走り時の総移動量に対する位置推定誤差は 4.6%であった。

3 段跳びの推定における評価

最後に、両足が地面から離れる動きとして助走 10 m の 3 段跳びを行なった場合の移動推定結果を図 17 に、キャリブレーション適用後の移動軌跡を図 18 に示す。

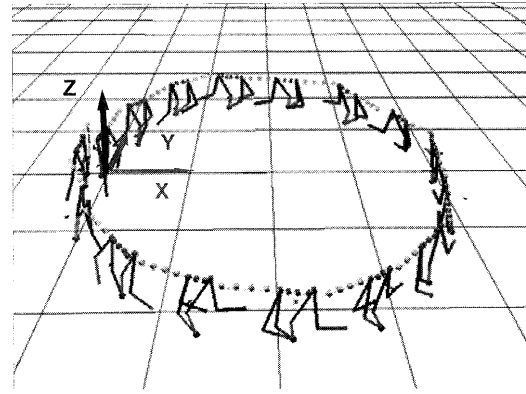


図 15 円状走り状態における腰と足の移動推定結果

Fig. 15 Estimated steps in running along a circle

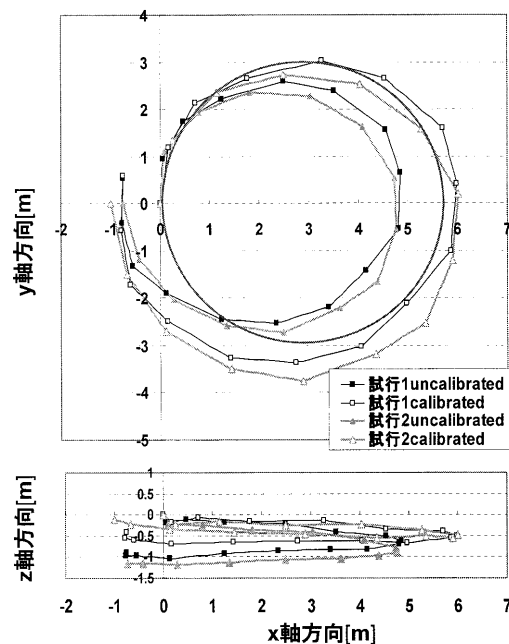


図 16 円状走り状態における移動軌跡

Fig. 16 Estimated trajectories of running along a circle

計測された跳躍距離の真値は 6.5 m であったため総移動量は 16.5 m とすると、総移動量に対する位置推定誤差は 1.2%であった。踏み切った直後の進行方向速度はキャリブレーション時の速度にはない 3.6 m/s であったが、速度と誤差の関数を当てはめることにより比較的精度良く推定が行なわれていることが確認できる。

4.3 広域環境における自己位置推定実験

1 階から 7 階まで昇段した結果を図 19 に示す。この経路はこれまでの実験のように複数回の試行は行っていないが、フロア間の高度が 4 m 程度と、真値に近い推定値が得られている。始点から終点までの移動量は 91.3 m であり、終点と真値との距離は 4.4 m であったため、移動量に対する誤差は 4.8%である。

神原・濱口・山中・横矢：装着した3次元磁気センサを用いた歩き・走り状態に対応したユーザ位置の自律計測

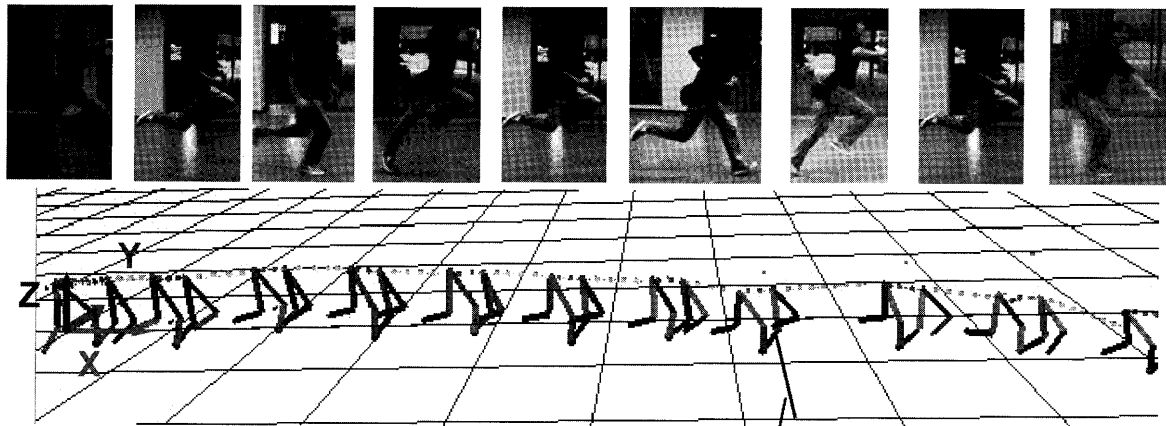


図 17 3段跳びにおける腰と足の移動推定結果
Fig. 17 Estimated steps in triple jump

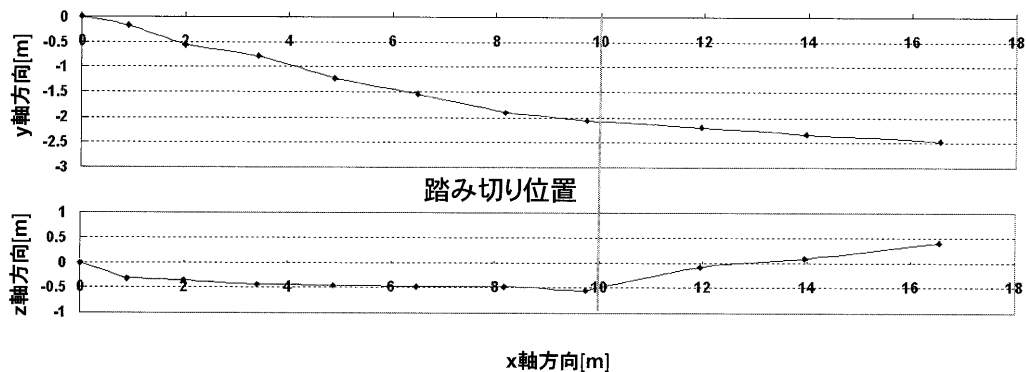


図 18 3段跳びにおける移動軌跡
Fig. 18 Estimated trajectories of triple jump

歩き状態と走り状態の混在した移動を行なった場合の経路を図 20 に示す。始点を本学情報科学研究科のエントランスとし、大講義室前の廊下を通過して B 棟のエレベータホールまで 70 m 移動した後、始点に戻るよう移動している。また移動軌跡を図 21 に示しており、図中の 3 箇所走り状態での移動を行なった。走り状態経路 1 では 25 m の走りに対して推定移動量は 22.98 m であり、走り状態経路 2 では 21 m の走りに対して推定移動量は 19.68 m、走り状態経路 3 では 40 m 走りに対して推定移動量は 37.56 m となり、それぞれの経路の移動距離に関して、2.0%、6.7%、6.1% の誤差が発生している。推定された移動経路に関して、廊下からエレベータホールに左折する際の経路が直角になっていないのは、付近に発電室があり、局所的に磁場がゆがむことによって姿勢センサの絶対方位に影響を与えていることが原因と考えられる。始点と終点間の距離は水平方向に関して 6.18 m、鉛直方向に関して 0.29 m であり、始点から終点までの総移動量は 124.1 m であったので、総移動量に対する位置推定誤差は 4.9% であった。これらの結果より、歩き・走り状

態が混在する場合や変則的な動きに対しても、歩き・走り状態を適切に判定し、移動量推定が行えていることが確認できる。

5 まとめ

本論文では、ユーザが装着するセンサによってユーザの動きを計測し、通常の歩き動作に限らず、両足が地面から離れる期間の存在する走り状態に対しても、自己位置が自律計測可能な手法を提案した。ユーザ歩行時の腰と両足の相対位置姿勢計測に 3 次元磁気センサ、腰の絶対姿勢計測に姿勢センサを利用し、踵と爪先に装着したマイクロスイッチで軸足が切り替わるタイミングを計測することで歩行動作と歩数の計測を行った。両足が地面から離れる期間では、ユーザは両足が宙に浮く直前の腰の速度を初速度として放物運動していると仮定して計算された腰の移動量を用いてユーザの移動量の推定を行った、歩き・走り状態において、踏み切り足の踵が地面から浮き上がることによって発生する水平・鉛直方向の誤差を軽減するため速度と誤差との関係を用いた踵浮き上がり量のキャリ

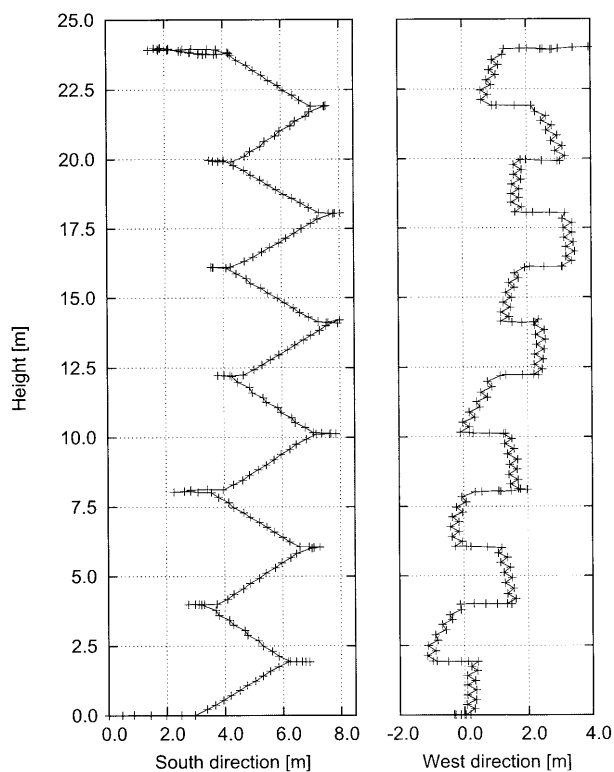


図 19 階段昇段時の移動軌跡 (6 階分)

Fig. 19 Estimated trajectories of walking up stairs (from first floor to 7th floor)

ブレーション手法について検討し、補正後の推定結果の定量的な評価を行なった。今後の課題として、実験で行った移動状態以外にも、地面から両足が離れる期間の存在するような様々な状態で実験を行なうことが挙げられる。

謝辞 この研究の一部は、特別教育研究経費「超高速ディペンダブルネットワーク環境での複合現実感研究創出事業」の支援による。

参考文献

- [1] R. Tenmoku, M. Kanbara and N. Yokoya: "A Wearable Augmented Reality System Using Positioning Infrastructures and a Pedometer," Proc. 7th IEEE Int'l Symp. on Wearable Computers (ISWC'03), pp. 110-117, Oct. 2003.
- [2] Y. Nakazato, M. Kanbara and N. Yokoya: "An initialization tool for installing visual markers in wearable augmented reality," Proc. 16th Int. Conf. on Artificial Reality and Telexistence (ICAT 2006), pp. 228-238, 2006.
- [3] L. Naimark and E. Foxlin: "Circular Data Matrix Fiducial System and Robust Image Processing for a Wearable Vision-Inertial Self-Tracker," Proc. Int'l Symp. on Mixed and Augmented Reality, pp. 27-36, 2002.
- [4] 中里祐介, 神原誠之, 横矢直和: "ウェアラブル拡張現実感のための不可視マーカと赤外線カメラを用いた位置・姿勢推定", 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 10, 3, pp. 295-304, Sep. 2005.
- [5] D. Hallaway and T. Höllerer and S. Feiner:

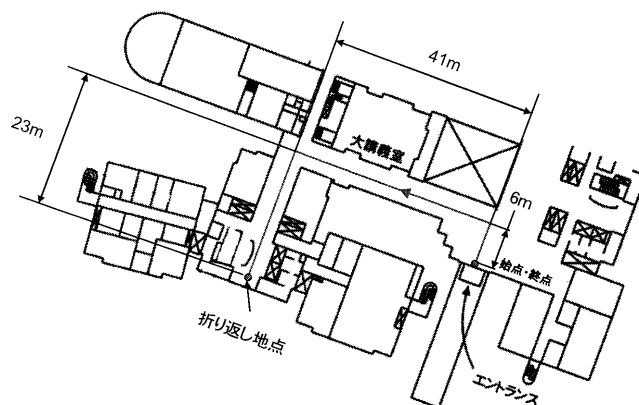


図 20 歩き・走り状態の混在した移動時の経路
Fig. 20 Path of walking and running

- "Coarse, Inexpensive, Infrared Tracking for Wearable Computing," Proc. Int'l Symp. on Wearable Computers, pp. 69-78, 2003.
- [6] S.-W. Lee and K. Mase: "Incremental Motion-Based Location Recognition," Proc. 5th IEEE Int'l Symp. on Wearable Computers (ISWC'01), pp. 123-130, Oct. 2001.
- [7] M. Kourogi and T. Kurata: "Personal Positioning based on Walking Locomotion Analysis with Self-Contained Sensors and a Wearable Camera," Proc. 2nd IEEE and ACM Int'l Symp. on Mixed and Augmented Reality (ISMAR'03), pp. 103-112, Oct. 2003.
- [8] K. Okuda, S. Y. Yeh, C. I. Wu, K. H. Chang and H. H. Chu: "The GETA Sandals: A Footprint Location Tracking System," Proc. Workshop on Location- and Context-Awareness (LoCa 2005), pp. 120-131, May 2005.
- [9] E. Foxlin: "Pedestrian Tracking with Shoe-Mounted Inertial Sensors," IEEE Computer Graphics and Applications, Vol. 25, No. 6, pp. 38-46, 2005.
- [10] 鶴沼宗利, 倉田謙一郎, 外山敦也, 堀江武: "人の歩行動作認識技術を応用した自律的位置検出手法", 電子情報通信学会論文誌 (A), J87-A, 1, pp. 78-86, Jan. 2004.
- [11] D. Hallaway and T. Höllerer and S. Feiner: "Bridging the gaps: Hybrid tracking for adaptive mobile augmented reality," Applied Artificial Intelligence Journal, Special Issue on AI in Mobile Systems, Vol.18, No.6, pp. 477-500, 2004.
- [12] 山崎信寿, 鈴木隆雄, 河内まき子, 楠本彩乃, 西沢哲: "足の事典", 朝倉書店, 2005.

(2008年6月25日受付)

[著者紹介]

神原・濱口・山中・横矢：装着した3次元磁気センサを用いた歩き・走り状態に対応したユーザ位置の自律計測

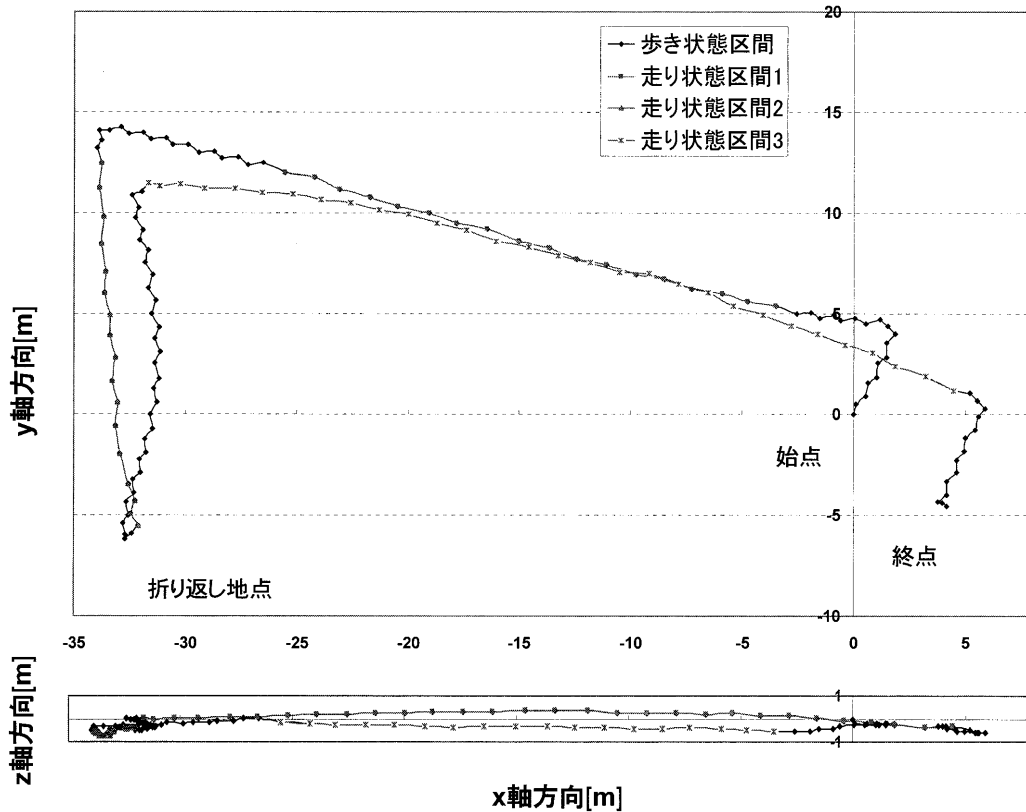


図 21 歩き・走り状態の混在した移動時の移動軌跡
Fig. 21 Estimated trajectories of walking and running

神原 誠之 (正会員)



2002年奈良先端科学技術大学院大学博士後期課程修了。同年同大情報科学研究科助教，現在に至る。コンピュータビジョン，複合現実感の研究に従事。博士(工学)。2002年電子情報通信学会学術奨励賞受賞。FIT2005論文賞受賞。電子情報通信学会，情報処理学会，IEEE各会員。

横矢 直和 (正会員)



1974年大阪大学基礎工学部情報工学科卒。1979年同大学院博士後期課程修了。工博。同年電子技術総合研究所入所。以来，画像処理ソフトウェア，画像データベース，コンピュータビジョンの研究に従事。1986～87年マッギル大・知能機械研究センター客員教授。1992年奈良先端科学技術大学院大学・情報科学センター教授。現在，同大情報科学研究科教授。1990年，2007年情報処理学会論文賞受賞。2005年情報処理学会フェロー，電子情報通信学会フェロー。情報処理学会，人工知能学会，日本認知科学会，映像情報メディア学会，IEEE，ACM SIGGRAPH各会員。

濱口 明宏



2006年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科博士前期課程修了。在学中，ウェアラブルコンピュータ・ユーザ自己位置同定の研究に従事。現在，日本ビクター株式会社勤務。修士(工学)

山中 一樹



2007年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科博士前期課程修了。在学中，ウェアラブルコンピュータ・ユーザ自己位置同定の研究に従事。現在，三菱電機株式会社勤務。修士(工学)