

修士論文

題目

Madgwick フィルタを用いた姿勢推定による歩行者自律航法の性能評価

指導教員

大野 和彦 講師

2020 年

三重大学大学院 工学研究科 情報工学専攻
コンピュータアーキテクチャ研究室

今村 圭吾 (418M504)

内容梗概

近年、位置情報サービス (Location Based Service:LBS) の需要が増加しており、様々な用途に利用されている。特に、グローバル・ポジショニング・システム (Global Positioning System:GPS) はほぼすべてのスマートフォンに搭載される等、幅広く普及しており、位置情報特定のための代表的な手法である。しかし、GPS は衛星からの電波によって位置情報を特定する手法であるため、建物内では電波が遮断され、正確な位置情報を取得することができない。そのため、建物内でも正確な位置情報を取得するために、屋内測位システムの需要が高まっており、位置推定精度の向上が求められている。

屋内測位の手法の1つとして、歩行者自律航法 (Pedestrian Dead Reckoning:PDR) が提案されている。この手法は、歩行者に取り付けた慣性計測装置 (Inertial Measurement Unit:IMU) から歩行時の加速度値と角速度値を、地磁気センサから地磁気値を取得し、それらの値を用いて、測定開始地点からの移動距離、方向を算出することで位置推定を行う。IMU、地磁気センサはGPS同様殆どのスマートフォンに搭載されている為、PDRの適用が容易であり、様々なスマートフォン等を用いたPDRの手法が提案されている。他の屋内測位手法と比較したPDRの利点として、周囲の環境変化に強いことが挙げられる。一方PDRは、IMUから得た計測値に含まれるドリフトによって、測定誤差の蓄積が引き起こされるという欠点を持つ。PDRによる正確な位置推定には、誤差蓄積の低減が必須となる。

本研究では、スマートフォンを用いたPDRの測定誤差の蓄積低減を行う。ステップ毎に適切なセンサキャリブレーション値を設定することにより、センサのドリフトによって引き起こされるステップ長推定や、移動方向推定への悪影響を抑え、測定誤差蓄積の低減を図る。適切なキャリブレーション値を設定するための方法として、歩行サイクルと呼ばれる歩行時の一連の動作内の運動特性を利用する。歩行サイクル中の特定の区間では、垂直加速度等の理論値は必ず特定の値になる筈である。その理論値と、該当の区間で測定された値の差異をステップ毎に計測することで、ステップに応じたキャリブレーション値の設定が可能になる。歩行サイクルは歩行者の脚の角度と密接に関連する。本手法では、脚の動作と連動する、ズボンのポケット部分に取り付けたスマートフォンを用いて、

足の角度を推定する．この角度推定には Madgwick フィルタを使用する．Madgwick フィルタは姿勢推定における有力な手法であり，これを歩行サイクル推定に適用することにより，歩行サイクルの推定性能向上を図る．

相補フィルタを使用した既存の手法と比較した際，位置推定精度が劣る結果となった．原因としては，提案手法が股関節の外旋等の歩行時に発生する動作を考慮していないことや，Madgwick フィルタの推定角度値の収束が遅いことが考えられる．そのため今後，これらの問題を解決する必要がある．

Abstract

Location Based Service(LBS) is largely demanded in recent years and it has been used for various purposes. Especially, the Global Positioning System (GPS) is representative method for specifying location information and it mounts on almost all smartphones. However, GPS is a method of specifying position information using radio waves from satellites. In building, Radio waves are blocked and accurate position information cannot be obtained. Therefore, in order to obtain accurate location information even in a building, it is required to propose an Indoor Positioning System(IPS) and improve the position estimation accuracy.

Pedestrian dead reckoning (PDR) has been proposed as one of indoor positioning methods. In order to realize PDR, acceleration values and angular velocity values obtained from an inertial measurement unit (Inertial Measurement Unit: IMU) attached to a pedestrian and geomagnetic values from a geomagnetic sensor during walking are used. From these values, the current position is estimated by calculating the moving distance and direction from the measurement start point. IMUs and geomagnetic sensors are found on most smartphones. Therefore, it is easy to apply PDR, and various PDR methods using smartphones have been proposed. The advantage of PDR over other indoor positioning methods is that it is more resistant to environmental changes. On the other hand, the disadvantage of PDR is the measurement errors are accumulated due to the drift contained in the measured values obtained from the IMU. For accurate position estimation by PDR, reduction of error accumulation is essential.

In this study, we propose a method to reduce the accumulation of PDR measurement errors using a smartphone. By setting an appropriate sensor calibration value for each step. The aim is to suppress the influence of sensor drift on estimation of step length and estimation of moving direction. As a method for setting an appropriate calibration value, we consider the motion characteristics in a series of motions during walking called a walking cycle. In a specific section of the walking cycle, the theoretical value of the vertical acceleration or the like should always be

a specific value. By measuring the difference between the theoretical value and the value measured in the corresponding section for each step, it is possible to set the calibration value according to the step. The walking cycle is closely related to the angle of the pedestrian's leg. In this method, the angle of the foot is estimated using a smartphone attached to the pocket of the pants, which is linked to the movement of the legs. The Madgwick filter is used for leg angle estimation. The Madgwick filter is a powerful method for posture estimation, and aims to improve the walking cycle estimation performance by applying it to the walking cycle estimation.

Compared with the existing method using the complementary filter, the result showed that the position estimation accuracy was inferior. The possible causes are that the proposed method does not consider the motion that occurs during walking, such as external rotation of the hip joint, and that it takes time to converge the estimated angle value of the Madgwick filter. Therefore, it is necessary to solve these problems in the future.

目 次

1	はじめに	1
2	歩行者自律航法 (Pedestrian Dead Reckoning:PDR)	4
3	歩行サイクル	6
4	Madgwick フィルタ	10
5	既存研究	11
6	提案手法	14
6.1	歩行サイクル推定	16
6.2	センサバイアス値の補正	18
6.2.1	Mid-Stance での値補正	19
6.2.2	Heel-Strike での値補正	20
6.3	歩行パラメータ決定	20
6.3.1	ステップ検出	21
6.3.2	ストライド長推定	22
6.3.3	移動方向推定	23
6.3.4	位置推定	23
7	性能評価	24
7.1	評価環境	24
7.2	評価結果	25
7.3	評価結果についての考察	27
7.3.1	相補フィルタとの比較	28
7.3.2	Madgwick フィルタのみとの比較	30
8	おわりに	32
	謝辞	34
	参考文献	35

図 目 次

2.1	歩行者自律航法	4
3.2	歩行サイクル 出典:[1]	6
3.3	歩行サイクルと股関節の関係 出典:[14]	9
6.4	提案手法の構成	14
6.5	スマートフォンの座標系	15
6.6	ユーザー座標系	15
6.7	ユーザー座標系とスマートフォン座標系の関係	16
6.8	歩行時の加速度変化	21
7.9	実行結果例 1	25
7.10	実行結果例 2	26
7.11	位置誤差の累積分布	27

表 目 次

1 はじめに

近年，GPS などにより提供される位置情報を用いた，様々なシステムが普及している．GPS は衛星からの電波を利用して位置情報を取得する為，電波が遮られない屋外における位置情報の提供では優れたパフォーマンスを発揮するが，外壁により電波が遮られる屋内や，地下街等では測定が困難である．そのため，建物内部のナビゲーションや，災害時の屋内での救助活動における要救助者の位置取得等，屋内での位置情報を必要とするケースでは GPS 以外の位置情報取得方法が必要となる．そのため，GPS に頼らずとも屋内での位置推定が可能な，屋内測位システムの需要が増加している．

屋内測位の代表的な手法として，Wi-Fi や，Bluetooth ビーコンからの電波を利用したインフラストラクチャベースの位置推定が挙げられる．これらは，特定位置における受信強度を予め取得しておくことで，照合を行い，位置を推定する．しかし，これらは主に平常時の電波状態を元に位置推定を行うため，電波障害や信号減衰等が起きた場合に，位置推定が不可能になる問題がある．

屋内測位の手法の 1 つである歩行者自律航法 (Pedestrian Dead Reckoning:PDR) は，慣性計測装置 (Inertial Measurement Unit:IMU) から得

られる加速度，角速度，地磁気情報を基に，各ステップ毎の歩行長，移動方向といった歩行者の移動情報を算出し，位置推定を行う手法である．PDR は，周囲の環境に依存せず独立した位置推定が可能であるため，上記の手法と比較して環境変化に強い利点がある．

PDR の欠点としては，IMU から得た計測値に含まれるセンサバイアスにより，位置推定の誤差が蓄積することが挙げられる．周囲のインフラストラクチャを利用した位置推定手法では，推定誤差が発生した後でも，事前に収集した情報と照合することによって，推定位置を正しい位置へと補正することが可能であるが，PDR は周辺環境から独立した手法であり，そのような補正を行うことができない．そのため，測位精度向上には他の手法との統合または誤差蓄積の低減を行う必要がある．

本研究では，歩行サイクル中の人間の脚の角度と，センサの取るべき値に着目し，これらを加味したセンサ値のキャリブレーションを行うことで，推定精度向上を図る．この際，脚の角度の正確な算出のために，姿勢推定の際に用いられる手法である Madgwick フィルタを使用する．

本論文では，PDR，歩行サイクル，Madgwick フィルタなど，本論文において提案する手法を構成するにあたり重要となる手法，概念を 5 章，?? 章，4 章において説明する．また，本論文に関連する手法を 5 章におい

て説明した後，提案手法を 6 章に記す．評価結果は 7 章に示し，本研究の
まとめを 8 に示す．

2 歩行者自律航法 (Pedestrian Dead Reckoning:PDR)

簡単なPDR アルゴリズムを図2.1に記載する. 前章で述べた通り, PDR

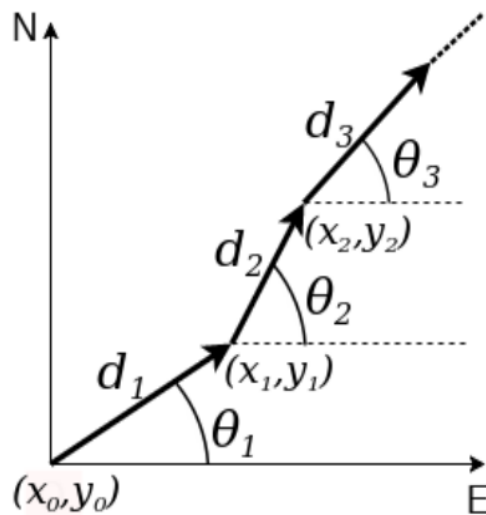


図 2.1: 歩行者自律航法

ではIMU から得た加速度値, 角速度値, 地磁気センサから得た地磁気値を用い, 初期位置からの移動量, 移動方向を計測することで位置推定を試みる. 一般的なPDR は以下の3要素によって構成される.

1. ステップ検出:ステップ数 i の特定
2. ステップ長推定:移動長 d_i の特定
3. 移動方向推定:移動方位角 θ_i の特定

歩行者の現在位置は，以下の式 (1) によって求めることができる．

$$\begin{bmatrix} p_i^N \\ p_i^E \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_{i-1}^N \\ p_{i-1}^E \end{bmatrix} + d_i \begin{bmatrix} \cos\theta_i \\ \sin\theta_i \end{bmatrix} \quad (1)$$

p_i^N, p_i^E は現在の位置座標情報， p_{i-1}^N, p_{i-1}^E は前ステップでの位置座標情報である．PDR の精度低下は，センサから得た値のバイアスのドリフトにより，ステップ数，ステップ長，移動方向が正しく推定できていないことで引き起こされる．

センサバイアスとは，センサが静止している状態でのセンサの出力であり，この値はドリフトと呼ばれるセンサ値の微小な値変動により，常に変化し続ける．このドリフトによって，測定前に行うキャリブレーションなどにより測定したセンサバイアスと，測定中でのセンサバイアスは実際には異なる値となり，この誤差が歩行推定に関し大きく関与し，推定精度を低下させる．そのため，PDR の精度向上には，バイアス誤差の影響を抑えることが求められる．

本研究では，バイアス誤差の低減のために歩行サイクルという概念を活用する．次章で，歩行サイクルについて説明する．

3 歩行サイクル

歩行サイクルとは、人間が歩行の際に繰り返す一連の動作を指し、脚が地面に付いている期間である Stance Phase(立脚相) と、脚が地面から離れて動いている Swing Phase(遊脚相) によって構成される。

歩行サイクルの図 3.2[1] を以下に示す。

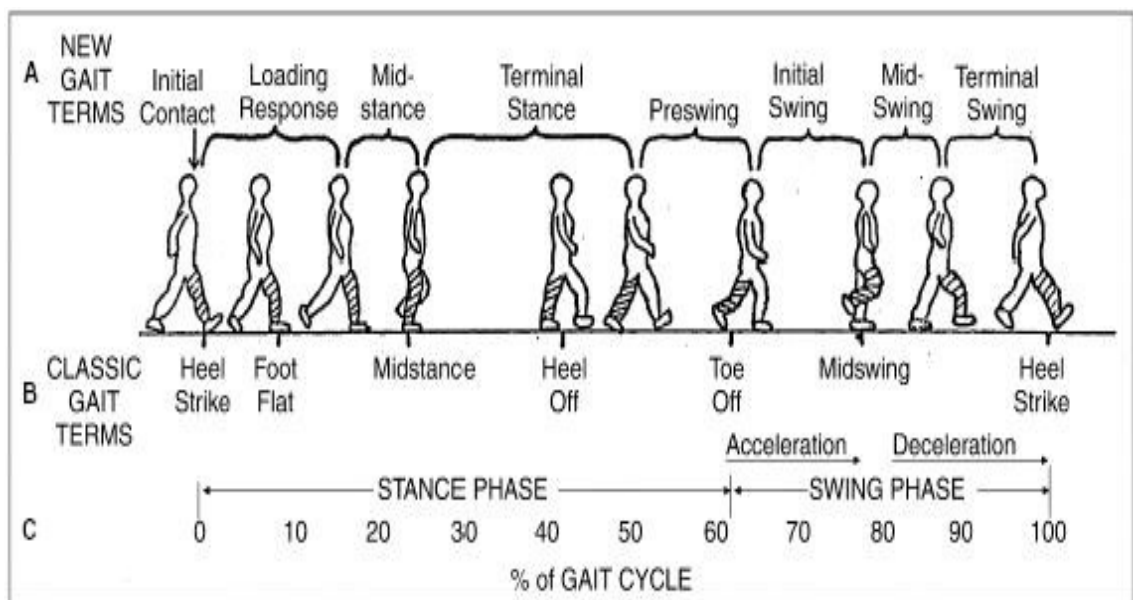


図 3.2: 歩行サイクル
出典:[1]

Stance Phase, Swing Phase はそれぞれ、以下に記す、更に細かい区間に区分できる。

Stance Phase

Heel Strike(Initial Contact):

足が接地した瞬間

Loading Responce:

Initial Contact 直後から対側下肢が地面から離れるまでの時間

Mid-Stance:

足底全体が設置してからかかとが離れるまでの時間

Terminal Stance:

Mid-Stance 終了時から反対側の足が設置するまでの時間

Pre-Swing:

Terminal Stance 終了時から足が地面から離れるまでの期間

Toe Off:

足が地面から離れる瞬間

Swing Phase

Initial Swing:

足が離れてから両側足部が矢状面帖で交差するまでの期間

Mid-Swing:

Initial Swing 終了時から観察下腿が床に垂直になるまで

Terminal Swing:

Mid-Swing 終了時から次ステップの Heel Strike まで

歩行者の関節運動は、歩行サイクルと密接に連携している。健常者の歩行時の関節運動を図 3.3 に示す [14]。この図により、歩行サイクルと歩行者の股関節角度の連携が確認できる。

この図から、Mid-Stance 時間において、股関節の角度が 0 になっていることがわかる。また、股関節の角度の最大値は Initial Contact(Heel Strike) 時間、最小値は Terminal Stance の終了時に観測できる。すなわち、これら 3 つの区間は、股関節の角度が観測できる状態にあれば、容易に特定することが可能となる。

股関節角度の特定の為には、姿勢推定を行う必要がある。本研究では、

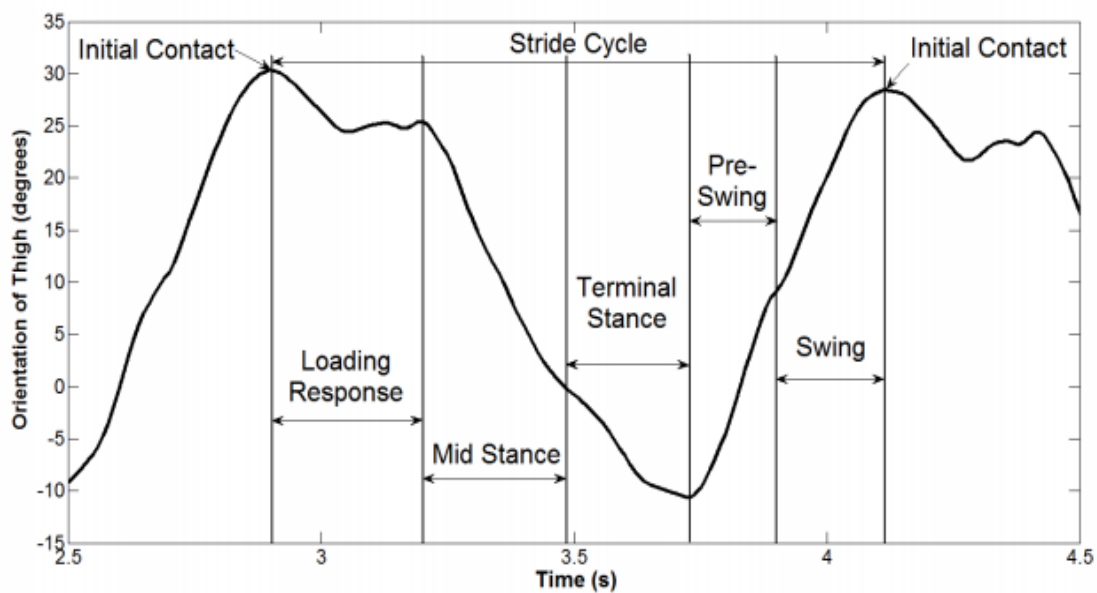


図 3.3: 歩行サイクルと股関節の関係
出典:[14]

姿勢推定の手法として, Madgwick フィルタを使用する.

4 Madgwick フィルタ

Madgwick フィルタとは，Madgwick によって提案されている，クォータニオンの考え方を基に，加速度，角速度，地磁気のデータを統合して姿勢推定を行うアルゴリズムである．madgwick フィルタでは，角速度センサから得た姿勢クォータニオンと，加速度センサと地磁気センサから得た姿勢クォータニオンを用いた，センフュージョンによる姿勢推定を行なっている．この手法の特色として，加速度と地磁気センサによる姿勢推定の際に，最急降下法を使用することで，姿勢クォータニオンの最適化を行い，精度向上を実現している．Madgwick フィルタは，姿勢推定において拡張カルマンフィルタ等の姿勢推定手法と比較した際，同等の精度でありながら，事前に求めておくべきパラメータが少なく，計算コストが低く，電力消費が少なくなるため，スマートフォンでの利用に適している．

5 既存研究

測定誤差の蓄積低減を目的とした様々な PDR の手法の提案が行われている。屋内測位において主流であるのが、Wi-fi や Bluetooth Beacon の受信強度や到達時間等から位置情報を得る手法である [6][7]。ただし、これらの手法は、電波障害等の何らかの外乱が発生した場合、正確な測位が行えない問題がある。

また、屋内測位の精度向上のために、先述の受信強度による位置推定と、PDR による位置推定を組み合わせた手法が存在する [8]。このような手法において、より正確な位置情報を提供するため、絶対測位が何らかの外乱等によって正しく機能しない場合に、大幅な位置誤差を起こさないために、PDR 単体でも正確な測位を行う必要がある。

PDR の実現において、ステップ長を計算する際、最も単純な方法は、ステップ間の加速度を二重積分することで移動量を求める方法である。しかし、センサにおいて発生するノイズによって、大きな誤差が生じる為、実際の計測に使用することは困難である。移動方向についても同様に、角速度の二重積分による方向推定は使用できない。そのため、PDR ではこれらのノイズによる影響を極力低減するための工夫が必要となる。

既存の PDR の多くは、拡張カルマンフィルタ [9][10]、相補フィルタ

[11][12], 粒子フィルタ [13] 等を用い, 加速度, 角速度, 地磁気センサから得られる計測値を統合, 補正することによって, センサからのノイズによる影響を低減し, 正確なステップ長, 移動方向推定を可能とする. これらの方法は, スマートフォンによる屋内位置推定にも使用されている. ただし, 歩行サイクルを用いて誤差補正を行う方法は少ない.

一方, 歩行サイクルを用いた PDR の精度向上手法もいくつか存在する. 代表的な手法として, Zero Velocity Update(ZUPT)[2] が提案されている. これは, 脚のつま先部分に取り付けた IMU を使用し, 脚が地面に付いている間, IMU により観測できる速度が 0 になるべきことを利用して, 速度補正を行い, 誤差を低減する手法である. ただし, この手法は足先につけた IMU を用いることを前提としているため, スマートフォンを用いた PDR では適用することが困難である.

スマートフォンを用い, 歩行サイクルを考慮した PDR の精度向上手法である MTS-ZUPT[3] が, Zeng らによって提案されている. この手法は, 歩行サイクルにおける中間時間を基準として, 各ステップ毎の移動距離, 移動方向推定を行なっている. ただし, この手法では, 歩行サイクルを利用したセンサ値補正等の処理は行われておらず, また, 歩行サイクルのちょうど半分の時間を Mid-Stance フェイズとみなしているが, によ

で行われている実験において Mid-Stance フェイズは，スタンスフェイズ中の 62%ほどの時間であることが示されており，この手法におけるスタンスフェイズの定義が誤りであると考えられる．そのため，既存の研究で，スマートフォンを用いる歩行サイクルを有益に利用した手法は示されていない．

6 提案手法

本研究では，従来の手法では有効に活用できていない歩行者の歩行サイクル特性を利用し，PDR の誤差低減を図る手法を提案する．提案手法は，図 6.4 のように構成される．

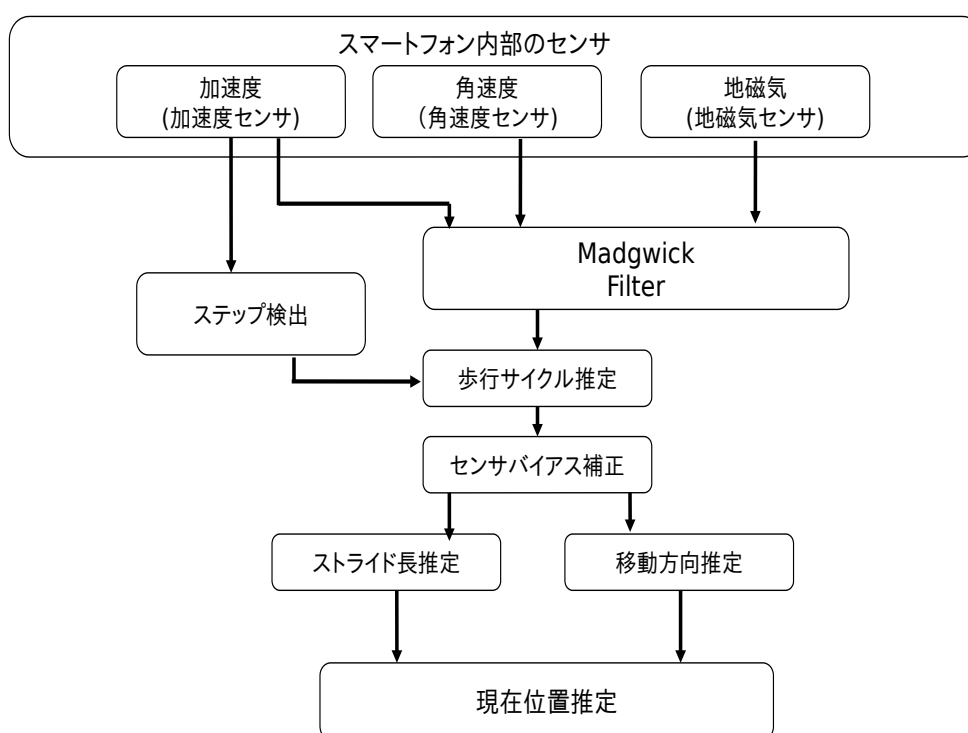


図 6.4: 提案手法の構成

歩行サイクルを判定するためには，歩行中の脚の角度の測定が必須となる．本研究では，初期位置は既知のものとして扱い，ズボンのポケット内部のスマートフォンを利用することを想定している．本研究におい

て，スマートフォンセンサの座標系は図 6.5 ユーザーの座標系は図 6.6 スマートフォンセンサの座標系とユーザーの座標系の関係は，図 6.7 のように表現される．

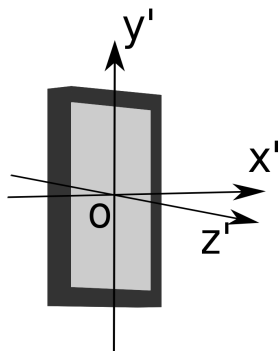


図 6.5: スマートフォンの座標系

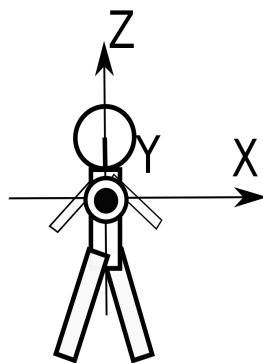


図 6.6: ユーザー座標系

ズボンのポケット内のスマートフォンの動きは，股関節の動作と連動するため，これを利用することで脚の角度の判定が可能となる．ズボン

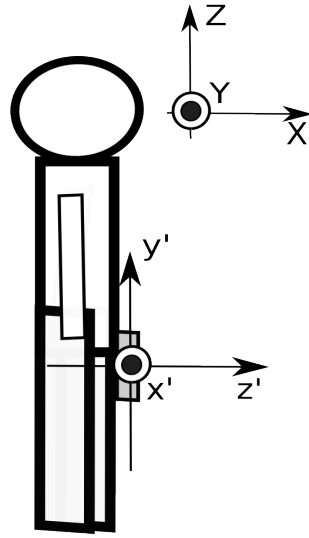


図 6.7: ユーザー座標系とスマートフォン座標系の関係

のポケットは，スマートフォンを格納する箇所として使用頻度の高い部位であり，一般的な状況下においても手法の適用は容易である．また，歩行時の脚角度の正確な推定のために，Madgwick フィルタを使用する．

6.1 歩行サイクル推定

Madgwick フィルタによって求められたクォータニオンによって，脚の角度の推定を行う．Madgwick フィルタには，式 (2) に表される，時刻 t での，センサ座標系における加速度 ${}^S\mathbf{a}_t$ ，角速度 ${}^S\boldsymbol{\omega}_t$ ，地磁気 ${}^S\mathbf{m}_t$ が用い

られる。

$${}^S\boldsymbol{\omega}_t = \begin{bmatrix} 0 & \omega_{x,t} & \omega_{y,t} & \omega_{z,t} \end{bmatrix} \quad (2)$$

$${}^S\hat{\mathbf{a}}_t = \begin{bmatrix} 0 & a_{x,t} & a_{y,t} & a_{z,t} \end{bmatrix} \quad (3)$$

$${}^S\hat{\mathbf{m}}_t = \begin{bmatrix} 0 & m_{x,t} & m_{y,t} & m_{z,t} \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$(5)$$

Madgwick フィルタによって求められるクォータニオン \mathbf{q}_t の要素は式 (6) のように表現される。

$$\mathbf{q}_t = \begin{bmatrix} q_{0,t} \\ q_{1,t} \\ q_{2,t} \\ q_{3,t} \end{bmatrix} \quad (6)$$

式 (7) によって、求めたクォータニオンをオイラー角に変換する。

$$\begin{bmatrix} roll \\ pitch \\ yaw \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \phi \\ \theta \\ \psi \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} atan\left(\frac{2(q_{0,t}q_{1,t}+q_{2,t}q_{3,t})}{1-2(q_{1,t}^2+q_{2,t}^2)}\right) \\ asin(q_{0,t}q_{2,t}-q_{3,t}q_{1,t}) \\ atan\left(\frac{2(q_{1,t}q_{2,t}+q_{0,t}q_{3,t})}{1-2(q_{2,t}^2+q_{3,t}^2)}\right) \end{bmatrix} \quad (7)$$

歩行サイクルは、脚の角度と連動するスマートフォンの姿勢角によって判断される。図 6.6 より、今回は、Y 軸周りの角度値が脚の角度値と連動していることがわかる。Madgwick フィルタによって求められる姿勢角は、ユーザー座標系基準のものであるため、 θ の値によって現在の歩行サイクルの判断が可能になる。

今回、センサ値の補正に必要となる歩行サイクルは、Mid-Stance フェ

イズ, Heel Strike フェイズの 2 つである. 図 3.3 に表される股関節角度値と歩行サイクルの関係性から, pitch 軸周りの角度 θ が 0(=歩行開始時の初期状態) となる時間 T_{mid} を, Mid-Stance フェイズであると判断する. 同様に, θ がそのステップ内で最大となる時間 T_{hs} は Heel Strike フェイズであると判断する.

6.2 センサバイアス値の補正

Madgwick フィルタによって求められフェイズでのセンサの値から, バイアスの修正を行う. 各フェイズにおけるセンサの値と, そのフェイズにおいてセンサが本来取るべき値との差異を計測することで, 各ステップ毎に, センサバイアスを測定し, 誤差の修正を行う.

今回の手法で, 誤差修正の対象とした値は, 垂直方向への加速度と, pitch 軸周りでの角速度の 2 つである. これらの値は, Madgwick フィルタによる姿勢推定や, ストライド長の推定に関係する値であるため, これらの値を正確に測定することは, 位置推定精度の向上に繋がると考えられる.

以下に, センサ値の修正方法について述べる.

6.2.1 Mid-Stance での値補正

Mid-stance フェイズでは，脚の垂直方向への移動が止まり，垂直方向への加速度が 0 となる筈である．そのため，時刻 T_{mid} での垂直加速度値を，そのステップでの軸較正值に反映させることで，各ステップに対応した軸較正值を生成する．図 6.6 より，ユーザー座標系において地面に対し垂直な軸は Z 軸であり，図 6.7 より，初期状態で Z 軸と対応するスマートフォンの座標軸は y' 軸である．よって，軸較正值 $a_{y'}_{calb}$ を，以下の式 (8) によって生成する．

$$a_{y'}_{calb} = \begin{cases} a_{y'}^{T_{mid}} & (a_{y'}^{T_{mid}} > A \wedge a_{y'}^{T_{mid}} < B) \\ a_{y'}_{init} & (a_{y'}^{T_{mid}} < A \vee a_{y'}^{T_{mid}} > B) \end{cases} \quad (8)$$

k は重み係数 ($0 < k < 1$)， $a_{y'}^{T_{mid}}$ は，時刻 T_{mid} での垂直加速度， $a_{y'}_{init}$ は初期の軸較正值である．閾値 A, B は軸較正の際に，センサが得た値から設定される．Mid-Stance フェイズにおいて測定された値が初期の値と大きく離れた場合には，値が信頼できないものとして初期の軸較正值を適用する．これにより，Mid-Stance フェイズにおいて測定された値 $a_{y'}^{T_{mid}}$ が初期の値と著しく乖離した場合を除き，各ステップに補正された軸較正值を適用することが可能となる．

6.2.2 Heel-Strike での値補正

表 3.3 より, Heel-Strike フェイズでは, 角度の増加が停止するため, pitch 軸周りで角速度の真の値は 0 となる筈である. そのため, 時刻 T_{hs} での pitch 軸周りの角速度値を, 軸較正值に反映させる. 軸較正值 ω_Y_calb は, 以下の式 (9) によって生成する.

$$\omega_Y_calb = \begin{cases} \omega_Y_calb(\omega_z^{T_{hs}} > A, \omega_z^{T_{to}} < B) \\ j * \omega_z^{T_{hs}} + (1 - j)\omega_Y_init(\omega_z^{T_{hs}} < A, \omega_z^{T_{hs}} < B) \end{cases} \quad (9)$$

j は重み係数, $\omega_z^{T_{hs}}$ は, 時刻 T_{hs} での角速度, ω_y_init は測定前のキャリブレーションの際に測定されたセンサバイアス値である. 加速度補正の際と同様、測定された角速度値が基準値と大きく離れた場合には、値が信頼できないものとして初期の軸較正值のみを適用する.

これにより, 測定された値が初期の軸較正值と大きく離れた場合を除き, 各ステップに補正された軸較正值を適用することが可能となり, 適切な角速度値の算出が可能となる.

6.3 歩行パラメータ決定

補正されたセンサ値に基づき, ストライド長, 移動方向等の歩行時のパラメータを決定する. ステップ検出, ストライド長推定, 移動方向推定, 位置推定の順に説明する.

6.3.1 ステップ検出

ステップの検出は合成加速度のピーク値の検出を基に行う。合成加速度 A_{norm} は、以下の式 (10) によって与えられる。

$$A_{norm} = \sqrt{a_x + a_y + a_z - g} \quad (10)$$

a_x, a_y, a_z はセンサから得た加速度値, g は重力加速度であり, 式 (10) は歩行によって発生した加速度を算出する。歩行時の合成加速度の変化を図 6.8 に示す。合成加速度が設定した閾値を超えた場合, ステップが発生し

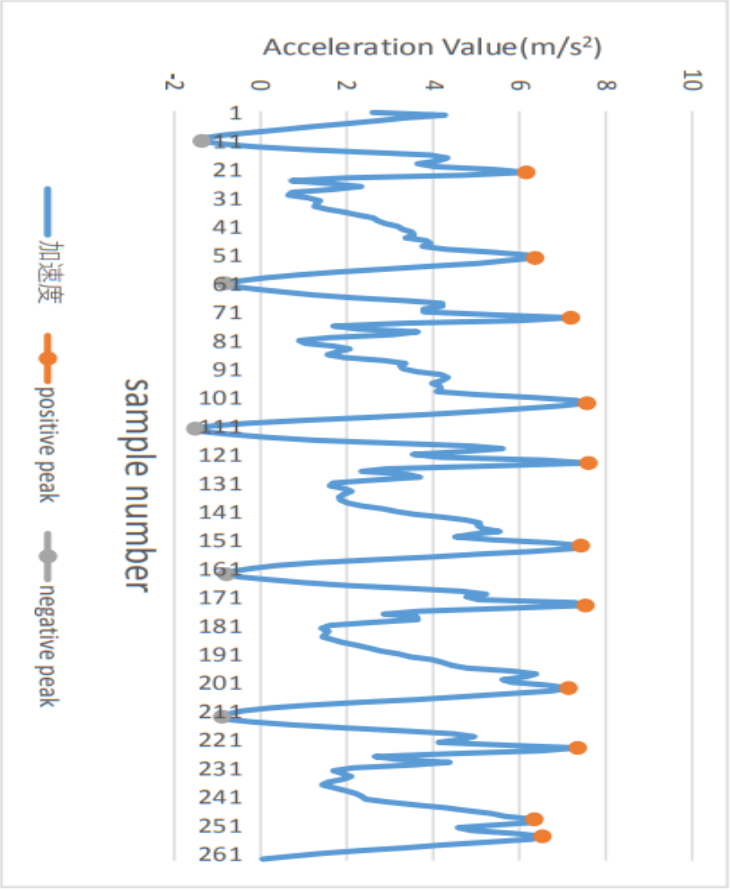


図 6.8: 歩行時の加速度変化

たと判断できる．また，ステップ間には，一定のインターバルが存在するため，このインターバルを加味したステップ検出を行う．よってステップは，以下の式 (11) に示される，条件全てを満たした場合に検出される．

$$\begin{cases} A_{norm} > A \\ A_{norm} < B \\ \Delta T > T_{Th} \end{cases} \quad (11)$$

A は positive peak を検出するための閾値， B は negative peak を検出するための閾値， ΔT は前ステップを検出した時間差である． T_{Th} は，インターバル検出のための閾値である．

6.3.2 ストライド長推定

ストライド長を推定するにあたり，歩行者の移動中の加速度から，ストライド長を推定するモデルがいくつか提案されている．本研究では，式 (12) に示される Scarlet のモデル [4] に基づきストライド長を計算する．

$$step_size = k * \frac{\frac{\sum_{k=1}^N |a_k|}{N} - a_{min}}{a_{max} - a_{min}} \quad (12)$$

ここで， k は係数であり， a_{max} はステップ中の加速度の最高値， a_{min} はステップ中の加速度の最低値， a_k はステップ中に測定された k 番目の加速度， N はステップ中測定された加速度の数を示す．

このストライド長推定モデルは，文献 [15] における，スマートフォン

を用いたストライド長推定モデルの精度比較において、優れた結果を残しているため、今回の位置推定において採用する。

6.3.3 移動方向推定

移動方向は、Madgwick フィルタによって求められた姿勢クォータニオンを、オイラー角に変換することによって決定する。式 (7) によって、クォータニオンから方位角 ψ を算出し、この値を歩行者の移動方向として適用する。

6.3.4 位置推定

6.3.2, 6.3.3 節で求めた $step_size$, ψ を用いて、以下の式 (13) から i 歩目における位置を推定する。

$$\begin{bmatrix} p_i^N \\ p_i^E \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_{i-1}^N \\ p_{i-1}^E \end{bmatrix} + step_size_i \begin{bmatrix} \cos_i \psi \\ \sin_i \psi \end{bmatrix} \quad (13)$$

p_i^N, p_i^E は現在の位置座標情報, p_{i-1}^N, p_{i-1}^E は一歩前の位置座標情報である。

7 性能評価

7.1 評価環境

今回、評価を行うにあたり、スマートフォン端末は Google pixel 3a を使用した。スマートフォンをユーザーの脚のズボンのポケット上に取り付け、決められたコースを歩かせた際、推定位置がどれほど本来の値と外れていないかを計測することにより、各手法の位置推定精度を比較し、評価を行う。ユーザーは、測定開始点から、右方向に 5.5m 移動、下方向に 3.5m 移動、更に左方向に 5.5m 移動というルートを歩行する。被験者は 4 人、測定は 1 人 5 回ずつの計 20 回行った。

今回、評価を行うにあたり、比較対象の手法を 2 つ用意した。

1 つ目の比較対象の方位角推定手法として、加速度と地磁気から得た方位角と、角速度センサから得た端末の回転量から計算できる方位角を、相補フィルタによって補正したものを使用した。

2 つ目の比較対象手法として、バイアス補正が行われていない、Madgwick フィルタによる位置推定を用いた。

ストライド長は、提案手法による各ステップ毎のバイアスの補正がなされていない加速度値を、6.3.2 節で述べた Scarlet のストライド長推定モデルに代入して得られる値とした。

7.2 評価結果

測定開始地点を原点とした場合の，評価実験の際の実際の歩行例を以下の図 7.9, 7.10 に示す．Madgwick フィルタのみを用いた手法は，提案手法と比較した際，歩行中の推定位置にほとんど差異が見られなかったため，表記の都合上今回の実行例の表記から除外した．図 7.9, 7.10 から，これらの実行例では，提案手法及び，提案手法と殆ど変わらない Madgwick フィルタによる位置推定の測定終了時での推定位置は，相補フィルタと比較すると，本来の位置から見て大きく外れていることがわかる．

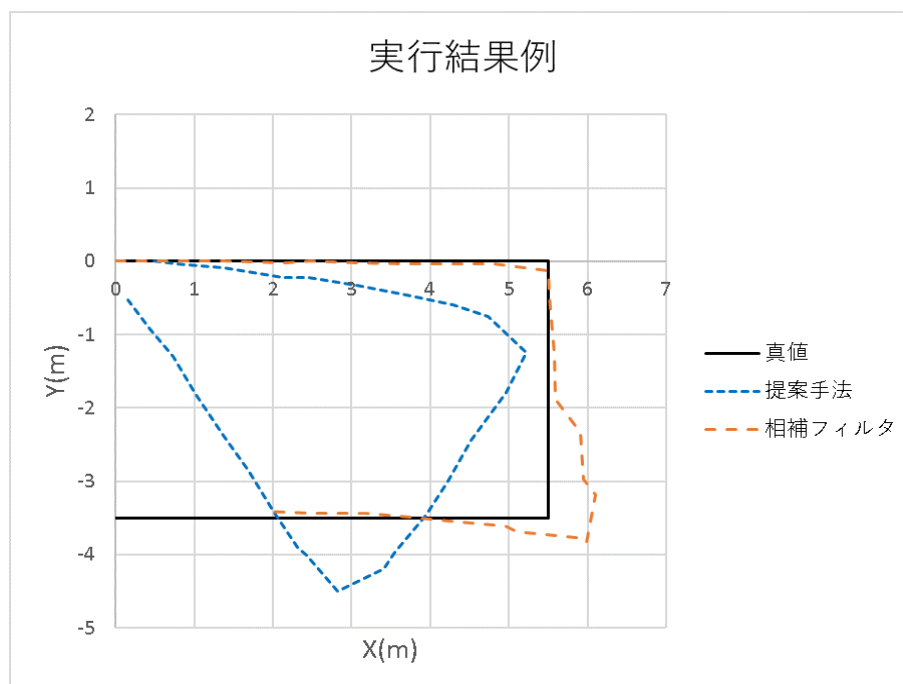


図 7.9: 実行結果例 1

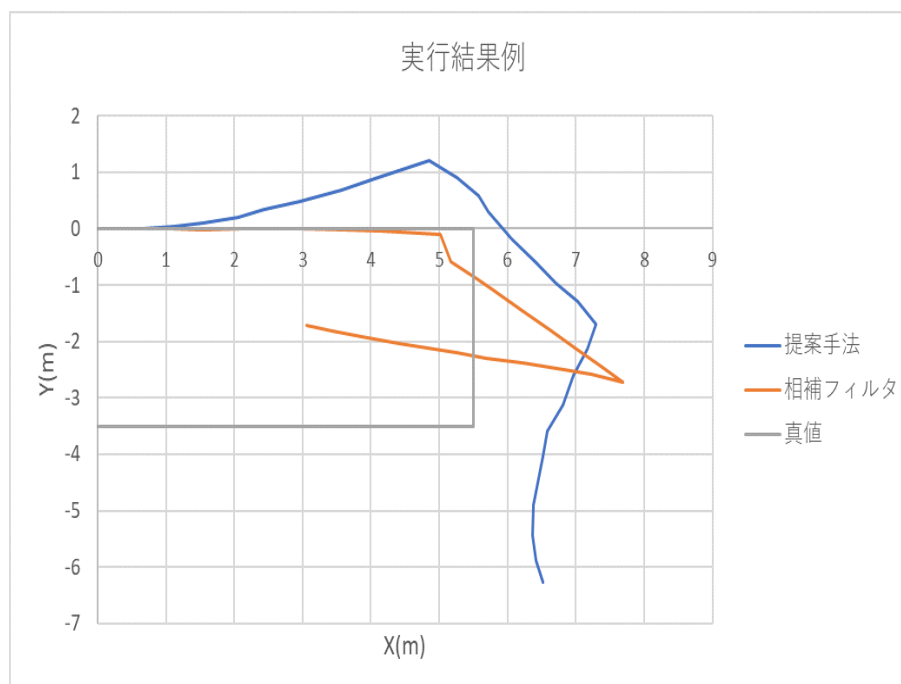


図 7.10: 実行結果例 2

図 7.11 は、20 回の実験の測定終了位置における、推定位置と真値の誤差を、累積分布関数として表したものである。今回の実験では、提案手法、Madgwick フィルタによる位置推定では、4.0m から 6.0m 程度の位置誤差、8.0m から 10.5m 程度の位置誤差が多く見られる傾向にあった。また、相補フィルタによる位置推定は、2.0m から 4.5m 程度の位置誤差が多く見られることが確認できた。

グラフから、相補フィルタによる位置推定は、提案手法や Madgwick フィルタによる位置推定よりも、位置誤差が抑えられている傾向にある

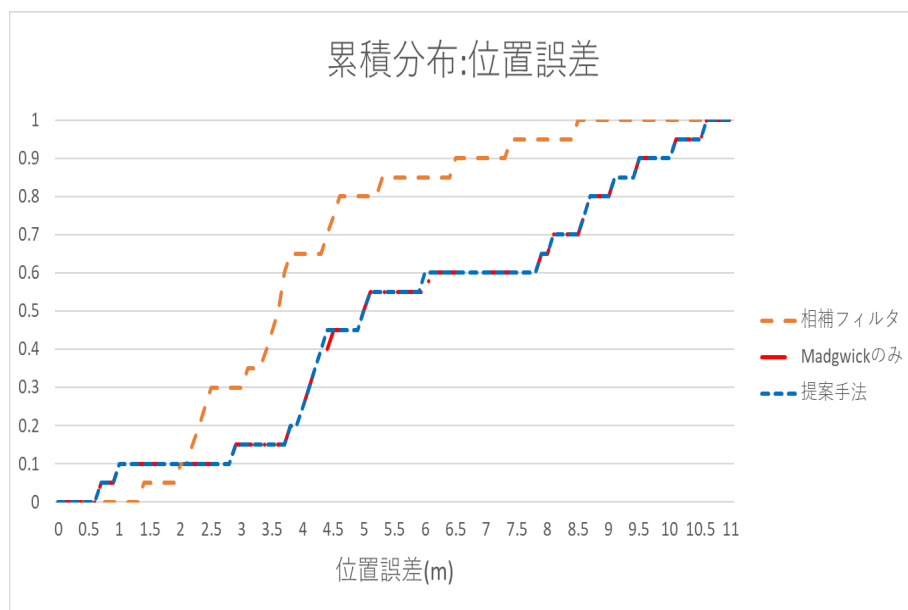


図 7.11: 位置誤差の累積分布

ことが分かる．また，提案手法と Madgwick フィルタによる位置推定では，位置誤差の差異がほとんど見られない結果となった．

この 2 点から，提案手法は位置誤差の低減について，有効に働いていないことが確認できる．

7.3 評価結果についての考察

評価結果より，提案手法は位置推定誤差の低減について，ほとんど有効に働いていないことが確認できた．この章では，提案手法が相補フィルタによる位置推定に劣る理由と，Madgwick フィルタによる位置推定に比べほぼ結果が変わらない理由の 2 つの観点から，提案手法が有効に働

いていない理由を考察する.

7.3.1 相補フィルタとの比較

章の図 7.9, 図 7.10 から, 位置推定の終了時点での誤差は, 相補フィルタよりも提案手法の方が大きいことがわかる. この原因として, 提案手法における推定角度の本来の値との大きなずれが考えられる. 2つの図から, 直線上を進んでいる場合の真値との誤差は, 提案手法は相補フィルタと比べはるかに大きいことがわかる. この誤差が計測中ずっと蓄積し続けることで, 大きな位置推定誤差を発生させている.

このずれの主な原因としては, 提案手法が, 歩行者の歩行特性の影響を非常に大きく受けていることが考えられる. ここでの歩行特性とは, 歩行者の歩行時の体幹移動等による身体の傾きや, 歩行時の外旋, 内旋動作などを指す. これらの動作は, スマートフォンに対し大きな角度変化を発生させるため, 正しい角度測定に対し多大な影響を与え, 直線上を歩いている場合に大きな逸れを発生させていると予想される. 今回の手法では, 歩行特性に対処することができていないため, この影響を大きく受けたと考えられる.

また, 提案手法が相補フィルタによる手法に比べて発生する逸れが大きいことが図 7.9, 図 7.10 から確認できる. この原因として, Madgwick

フィルタによって推定される角度の値の収束が、非常に遅いことが挙げられる。相補フィルタは、加速度と地磁気による姿勢推定を、一度のサンプリングで実行するが、Madgwick フィルタを使用した場合、正確な姿勢角を示すまでに複数回のサンプリングを必要とする。そのため、歩行特性によって発生した大きな逸れによる姿勢角の推定への影響を、実際に値が収束するまでの長時間受けることや、また完全に値が収束するより前に次の歩行が発生し、歩行特性による逸れが蓄積され続けることで、相補フィルタよりも劣る位置推定精度となったと考えられる。

この問題を解決する方法として、各歩行者の歩行特性によって発生する逸れの量を予測し、姿勢推定に反映させることで、影響を抑えることが挙げられる。歩行開始時から一定期間の間や、方向転換等などによる大きな角度変化が発生していない間において、そのステップは直線に歩いていると判断し、ステップ毎の逸れを測定する。人間の歩行特性は、短期間で大きく変化するとは考えにくいいため、ステップ毎の逸れを収集し平均を取るなどの方法によって、歩行者の歩行特性による逸れを予測することができる。そして、予測した逸れを、姿勢推定の実測値から差し引くことで、位置推定への歩行特性の影響を低減することができると考える。

7.3.2 Madgwick フィルタのみとの比較

図 7.11 から、提案手法と、Madgwick フィルタの間には、推定結果の差異が殆ど見られないことがわかる。

この結果の原因として、2つの理由が考えられる。1つ目の理由は、提案手法により補正できる値が微小であり、測定結果に与える影響が微々たるものであることである。今回の手法では垂直加速度、pitch 軸周りの角速度を修正したが、評価実験の結果として、推定された進行方向への角度に関してほとんど差異が見られず、ストライド長の推定においても、2つの手法間で見られた推定ストライド長の差異は、大きい場合で数 cm 程度であり、ほとんどの場合 1cm 未満の微小な値であった。そのため、結果にほとんど差異が現れなかったと考えられる。

この問題の解決方法として、提案手法を改良して、補正する値の種類を増やすことで、測定結果を大きく改善することが挙げられる。また、別の解決方法として、ストライド長推定の改良に提案手法を絞ることが挙げられる。具体的には、pitch 軸周りの角速度が $0(\text{rad/s})$ になる瞬間を観測し、その時を基準に角度を測定する手法である Zero Angular Rate Update(ZARU)[16] を適用することで、正確な脚角度の測定を図る。その後、各ステップ中における脚の角度変化から、歩行者のストライド長を

推定する．こちらの手法では，移動方向の算出に関しては改善することはできないが，ストライド長推定を改善することができれば，現状の提案手法よりも位置推定精度を大きく改善できると期待される．

2つ目の理由は，スマートフォンに搭載された低精度のセンサでは，歩行サイクル中のフェイズを観測することが難しく，提案手法を適用できるタイミングが限られることである．今回用いた端末では，各ステップ毎に，姿勢推定を行う際に必要となる加速度，角速度，地磁気をサンプリングするためには，およそ 20ms の時間を必要とする．そのため，この時間中に検出したいフェーズが観測できなかった場合，提案手法を適用すること自体が不可能である．今回の実験では，そのようなケースが度々見られたため，提案手法が結果に与える影響が少なくなっていると考えられる．この問題は，今後スマートフォンに搭載されるセンサの性能が向上する等，ハードウェアの観点から改善される可能性がある．

8 おわりに

本研究では、歩行サイクル推定に基づく PDR の手法を提案した。歩行サイクル推定は、Madgwick フィルタを用いた足の姿勢推定によって行われ、各ステップの Mid-Stance, Heel strike フェイズにおけるセンサの値を取得することで、各ステップに応じたセンサ値のキャリブレーションを行うことを提案する。

評価結果として、既存の Madgwick フィルタのみを使用した方法と比べ、測定結果に関し大きな差異を確認することはできなかった。この原因としては、提案手法によって補正できるストライド長、移動方向の数値が微々たるものであること、スマートフォンに搭載されている、低サンプリングレートのセンサでは、Heel strike, Mid-Stance 時間を十分に観測できず、提案手法を適用できるケースが少ないことが考えられる。

また、相補フィルタと比較して、位置推定精度が劣る結果となった。この原因としては、歩行者の歩行特性が最も大きな要因として考えられる。相補フィルタでは、加速度、地磁気による方位算出は、その時点での方位を直接出力するため、歩行特性による影響を微量に抑えることが可能だが、Madgwick フィルタでは、フィルタの特性上、加速度と地磁気による方位算出は、姿勢クォータニオン値の最適化のために多量のサンプリ

ングを必要とするため、値の収束が遅く、本来の値との差異が発生している時間が長い。ゆえに、歩行動作時の外転等による角度変化の影響を長い時間受け続ける事になる。これにより、直進の際にも大きなずれが発生し、位置推定精度に多大な影響を与えていると推測できる。

今後の展望として、提案手法の精度向上のために、動的状況下における姿勢推定を組み込む等による脚角度推定手法の改善、バイアスの補正が可能なパラメータを増やすよう手法を改善する、または補正するパラメータを変更する等により、位置推定精度を向上させる工夫が求められる。また、提案手法は健常者にのみ対し適応可能であること、平坦な地形でないと歩行サイクルが推定できないこと等、使用上非常に厳しい制約が課せられている。さらに提案手法は、歩行者の足の複雑な動作(外旋、内旋等)による姿勢推定への影響を考慮していないため、これらの動作に対し適応できるような、手法の更なる改善が求められる。

謝辞

本研究を行うにあたり，多数のご指導をいただきました大野和彦講師，高木一義教授，並びに技術職員の深澤氏に深く感謝いたします。また，コンピュータアーキテクチャ研究室の学生には常に刺激的な議論を頂き，精神的にも支えられました。合わせて感謝をいたします。

参考文献

- [1] Gait Cycle - Foot & Ankle - Orthobullets,
[https://www.orthobullets.com/foot-and-ankle/7001/gait-](https://www.orthobullets.com/foot-and-ankle/7001/gait-cycle)
cycle,(2020/2/3)
- [2] J. Perry and J. M. Burnfield, Gait Analysis: Normal and Pathological Function. California, US: Slack Incorporated, 2010.
- [3] Zeng, Q.; Zeng, S.; Liu, J.; Meng, Q.; Chen, R.; Huang, H. Smartphone Heading Correction Based on Gravity Assisted and Middle Time Simulated-Zero Velocity Update Method. Sensors 2018
- [4] J. Scarlet, “Enhancing the Performance of Pedometers Using a Single Accelerometer, ” Analog Devices AN-900 Application Note, 2005.
- [5] Madgwick, S. O. (2010). An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays. Technical Report, University of Bristol, UK.
- [6] V. Radu and M. K. Marina, “ HiMLoc: Indoor smartphone localization via activity aware pedestrian dead reckoning with selective

- crowdsourced WiFi fingerprinting,” in Proc. IPIN, 2013, pp. 110.
- [7] Li, X.; Wang, J.; Liu, C. A bluetooth/PDR integration algorithm for an indoor positioning system. *Sensors* 2015, 15, 2486224885.
- [8] Lu, Q.; Liao, X.; Xu, S.; Zhu, W. A Hybrid Indoor Positioning Algorithm Based on WiFi Fingerprinting and Pedestrian Dead Reckoning. In Proceedings of the 2016 IEEE 27th Annual International Symposium on Personal, Indoor, and Mobile Radio Communications (PIMRC), Valencia, Spain, 48 September 2016; pp. 16.
- [9] Z Tian et.al;Pedestrian dead reckoning for MARG navigation using a smartphone, *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing* volume 2014
- [10] Jian Kuang, Xiaoji Niu, ”Robust Pedestrian Dead Reckoning Based on MEMS-IMU for Smartphones”, *Sensors (Basel)*. 2018 May; 18(5): 1391. Published online 2018 May 1.
- [11] R. Mahony, T. Hamel, and J.-M. Pflimlin, “Nonlinear complementary filters on the special orthogonal group,” *Automatic Control, IEEE Transactions on*, vol. 53, no. 5, pp. 12031218, 2008.

- [12] H. Fourati, "Heterogeneous data fusion algorithm for pedestrian navigation via foot-mounted inertial measurement unit and complementary filter," *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 64, no. 1, pp. 221229, Jan 2015.
- [13] Jan Racko, Peter Brida, "Pedestrian Dead Reckoning with Particle Filter for Handheld Smartphone", 2016 International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation (IPIN), 4-7 October 2016, Alcal de Henares, Spain
- [14] Nimsiri Abhayasinghe* and Iain Murray † Department of Electrical and Computer Engineering,"Human Gait Phase Recognition Based on Thigh Movement Computed using IMUs",2014 IEEE Ninth International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing (ISSNIP)
- [15] S. Ayub, X. Zhou, S. Honary, A. Bahraminasab, and B. Honary, "Indoor Pedestrian Displacement Estimation Using Smart phone Inertial Sensors," *Int. J. Innovative Computing and Applications.*, vol. 4, pp. 35-42, 2012.

- [16] F. Zampella, M. Khider, P. Robertson, and A. R. Jimnez, “ Unscented Kalman filter and Magnetic Angular Rate Update (MARU) for an improved Pedestrian Dead-Reckoning, ” in Position Location and Navigation Symposium (PLANS), 2012 IEEE/ION, pp. 129 139, april 2012.