

卒業論文要旨

慣性センサを利用したリアルタイム歩行特性推定システムの開発

システム工学群

動的デザイン研究室 1200091 千北 雅彦

1 緒言

高齢化社会の到来に伴い、国内の変形膝関節症や変形股関節症の患者数は非常に多い状況である。これらの患者は、歩行時にかかる膝関節や股関節の関節負荷が小さければ、症状の進行を抑制できる。その実現のためには関節トルクのモニタリングが必要となるが、日常的な歩行における膝関節負荷の計測は難しい。

膝関節負荷計測の代替となる簡易的なアイデアとして、歩行効率に着目し、歩行時のエネルギー消費が小さければ関節負荷が抑えられると仮定する。このアイデアの妥当性を評価するためには、歩幅と歩調を指定した長時間の歩行データが必要であるが、長時間歩行におけるリアルタイムでの歩幅の計測方法が課題となる。本研究の目的は、慣性センサを用いて歩幅をリアルタイムに推定するシステムの開発を目指す。

計測に使用する慣性センサは下腿部に設置し、計測した加速度と角速度から足関節部の加速度を推定し、推定した足首加速度を積分することで同変位を導出する。この変位計算では、立脚中期を1歩分の区間の端点とし、そのときの足関節速度がゼロになるように積分値を補正する積分誤差を補正する。このように、1歩毎の歩幅をリアルタイムで推定する。

2 慣性センサと計測データ処理

本研究で使用する慣性センサは、図1に示す小型無線多機能センサ(ATR-Promotions製、TSND151)である。小型かつ軽量、高精度であるため、人体に装着し、歩行動作の解析に非常に有用である。

このセンサは地磁気、気圧、クォータニオンなどの出力機能があるが、本実験では加速度(±8G)と角速度(±2000dps)の計測のみとする。サンプリング周波数を100Hzとし、BluetoothでPCへ送信する。

PC側では、C#のプログラムを作成し、慣性センサからのデータを受信する。データはバイナリデータで送られてくるため、時間、3軸加速度、3軸角速度のデータを受信と同時にデコードする。

3 歩幅、歩調の推定理論

3.1 座標系の定義

センサの出力値はセンサ座標系の物理量であるため、計測

値をセンサ座標系から計測に使用する座標系に変換する必要がある。歩行解析における座標系は、歩行の進行方向(矢状面前方)の水平軸をX軸、左方向の水平軸をY軸、鉛直方向をZ軸とする。水平軸は歩行方向に応じて変化する絶対座標系とは異なる座標系であるため、本研究ではこれを人体固定座標系と呼び、 $\mathbf{X} = [X \ Y \ Z]^T$ で表す。

人体固定座標系に対するセンサの姿勢は3-2-1オイラー角 φ, θ, ψ で表現する。ただし、センサが人体に固定されているので、基本的には $\psi = 0$ とする。ロール角 φ とピッチ角 θ は、文献⁽²⁾を参考に拡張カルマンフィルタを用いて推定するが、説明の詳細は紙面の都合により割愛する。この手法における水平軸の推定では重力加速度の方向を利用するが、運動による加速度が生じている場合には推定角度に誤差が生じやすくなる。

3.2 足関節加速度の推定

本研究では足関節の変位を基準に歩幅推定を行う。これを行うためには、足関節の加速度が必要になるが、足関節に直接慣性センサを取り付けて固定するためには特別な装具が必要となる。そこで、本研究では図2のように、下腿部に慣性センサを伸縮バンドで固定し、その計測値から足関節加速度を推定する。また、下腿部に装着すると下腿角度がわかるため、歩行状況を推定して1歩区間の区切りを調べられる。

下腿部に装着した慣性センサから足関節への相対変位ベクトル(センサ座標系)を \mathbf{r}_{sa} とする。センサの加速度を \mathbf{a}_s 、センサの角速度を $\boldsymbol{\omega} = [\omega_x \ \omega_y \ \omega_z]^T$ (いずれもセンサ座標系)とすると、足関節加速度 $\mathbf{A}_a = [\ddot{X}_a \ \ddot{Y}_a \ \ddot{Z}_a]$ は次式で表される。

$$\mathbf{A}_a = \mathbf{R}_a \{ \mathbf{a}_s + \dot{\boldsymbol{\omega}} \times \mathbf{r}_{sa} + \boldsymbol{\omega} \times (\boldsymbol{\omega} \times \mathbf{r}_{sa}) \} \quad (1)$$

また、 \mathbf{R}_a はセンサ座標系から人体固定座標系への座標変換行列であり、次式で表される。

$$\mathbf{R}_a = \begin{bmatrix} C_2 & S_1 S_2 & C_1 S_2 \\ 0 & C_1 & -S_1 \\ -S_2 & S_1 C_2 & C_1 C_2 \end{bmatrix}, \quad C_1 = \cos \varphi, \quad C_2 = \cos \theta \\ S_1 = \sin \varphi, \quad S_2 = \sin \theta \quad (2)$$

3.3 足関節加速度のヨー角補正



Fig.1 Inertial Measurement Unit (ATR-Promotions, TSND151)

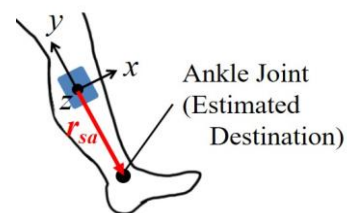


Fig.2 Relative vector from IMU to ankle joint

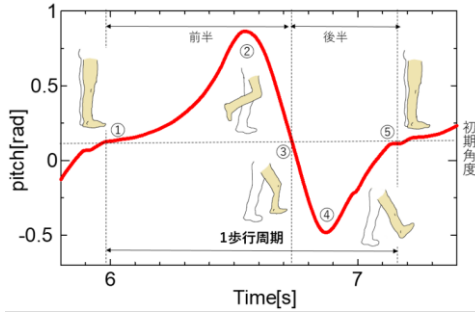


Fig.2 Pitch angle estimation of a lower leg

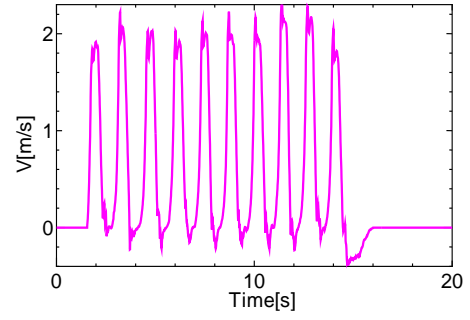


Fig.3 Foot velocity estimation

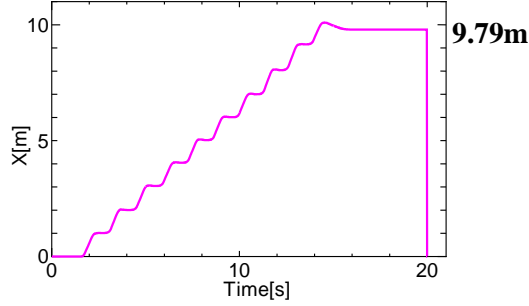


Fig.4 Estimation result of ankle joint displacement

人間が歩行するとき、脚部は人体固定座標系のZ軸(ヨー角)回りにねじれが生じている。そのため、センサの計測値が他の座標系の計測値の影響を受けてしまい、計測誤差が発生する。この誤差を低減するため、1歩あたりのヨー角回転量に応じて、足関節加速度を補正する必要がある。

ここで、歩行周期の始点を $k=1$ 、終点を $k=N$ として、1歩あたりのヨー角回転量は次式で表される。

$$\psi(k+1) = \psi(k) + (\omega_z(k) + \bar{A}_1(k)c_z)dt \quad (3)$$

$\omega_z(k)$ は、センサ座標系のz軸角速度である。式(3)の右辺第3項はヨー角の補正量を表し、下腿部加速度のノルム $\bar{A}_1(k)$ と補正係数 c_z の積で求められる。

ヨー角補正した足関節加速度 A_y は次式で表される。

$$A_y = R_y A_a \quad (4)$$

R_y は足関節加速度をヨー角補正するための座標変換行列であり、次式で表される。

$$R_y = \begin{bmatrix} C_y & S_y & 0 \\ -S_y & C_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad \begin{aligned} C_y &= \cos(\psi(k)) \\ S_y &= \sin(\psi(k)) \end{aligned} \quad (5)$$

3.4 歩幅の推定

歩幅は1歩行周期当たりの歩行変位である。歩行周期は、下腿部におけるピッチ角の変化で判定する。歩行時の下腿部ピッチ角は図2のように変化するため、1周期分の正弦波を1歩行区間とみなすことができる。また、歩行変位は足関節加速度を、1歩行周期区間で2階積分することで求められる。

ヨー角の補正と同様の考え方で歩幅を推定する。まず、歩行速度 $\dot{X}_a(k)$ は次式で表される。

$$\dot{X}_a(k+1) = \dot{X}_a(k) + (\ddot{X}_a(k) + \bar{A}_1(k)c_x)dt \quad (6)$$

ここで、加速度にはドリフト成分が含まれているので、加速度の大きさに応じて、速度を補正する必要がある。式(7)の右辺第3項はドリフトの補正量を表し、下腿部加速度のノルム $\bar{A}_1(k)$ と補正係数 c_x の積で求められる。歩行変位 $X_a(k)$ は、速度の積分で求められるので、次式のように表される。

$$X_a(k+1) = X_a(k) + \dot{X}_a(k)dt \quad (7)$$

この計算によって、歩幅 $X_a(N)$ が求められる。

4 歩幅推定の検証

4章3.4節に基づいて、歩行実験を行い、慣性センサの計測データから1歩ごとの歩幅をリアルタイムで計算し、歩行変位を推定した。被験者は健康な20代男性3名である。歩行パターンは自由歩行とし、10mの平坦な歩行路をまっすぐ歩行する。このとき、歩幅は1mを目安にし、歩行路を10歩で歩行するようにした。慣性センサは右足下腿部に装着し、サンプリングタイムを10msに設定し、試行回数を3回とした。

代表として、被験者①の3回目の歩行速度および変位の推定結果を、図3、図4に示す。今回は、推定の際に、下腿部加速度と足関節加速度に1.5倍の重みをかけている。まず、歩行速度は、図3より右足接地時(停止状態)の歩行速度に0m/sからの変動が見られた。特に歩行終わりの10歩目で速度の変動が顕著に現れた。

歩行変位は、図4より実際の歩行距離10mに対して、推定した変位が9.79mという結果であった。歩行変位は歩行速度の積分計算で求められるため、速度推定で生じた誤差の影響が大きく表れている。歩行速度の推定誤差は、足関節加速度の推定誤差によるものであり、この誤差が歩行速度の推定精度を低下させていると考えられる。

5 結言

慣性センサの計測データから、リアルタイムで歩幅推定するシステムを開発した。検証の結果、10mの歩行距離に対して、誤差-0.21mの精度で推定することができた。また、接地時の足関節速度が0m/sとならず、推定誤差が生じているため、さらなる推定方法の改善が必要である。

今後はさらに歩幅推定の精度向上を目指し、最終的には歩幅・歩調とエネルギー消費との関係を調査して歩行効率を評価する。

参考文献

- (1) 山本 光亮, 園部 元康, 井上 喜雄 “下腿部に装着した慣性センサの計測に基づく足関節の加速度推定”, LIFE2019, 2019.
- (2) 廣瀬 圭, 近藤 亜希子, “人間工学のための計測手法 第1部: 動作計測(2) -慣性センサによる動作計測-”, 人間工学 Vol50, No.4, 2014, pp182-190.
- (3) 鈴木 崇史, 足立 高広, 廣瀬 圭, “ウェアラブルフォースプレートを用いた歩行パラメータ推定の精度向上に関する研究”, 秋田大学修士論文, 2018.