

修士論文要旨

脚部慣性センサの計測に基づく歩容の推定と解析

Gait estimation and analysis based on the measurement from Inertial sensors mounted on a leg

知能機械システム工学コース

動的デザイン研究室 1225058 山本 光亮

1. 緒言

医療の分野では、人間の歩行の計測・解析を行う歩行分析は重要なテーマである。歩行は周期的だが歩幅・歩調を1歩毎に微妙に変化させながら継続する運動である。よって長距離の自然な歩行において、歩容（歩幅、歩行速度、関節トルクなど）の変化と歩調の関係を調査することで力学的な観点から詳細な歩行分析が可能になる。

長距離歩行の計測では慣性センサ（IMU）を用いた計測がモーションキャプチャ（MC）よりも有利である。既報⁽¹⁾にてカルマンフィルタによるIMUの姿勢推定法とセンサ取り付け部以外の3軸加速度推定手法について示した。本稿では下腿部と大腿部外側面のIMUから推定した足関節の加速度を積分してその変位と速度を推定、足関節を基準とするステイックピクチャを図示することで歩行時の歩容を明らかにする。推定精度は歩行実験によって検証する。

2. 座標系の定義

1行目には「表題」を「MS明朝フォント相当・14ポイント本研究ではIMUの姿勢情報に関して、図1左の下腿部に取り付けたIMUのセンサ座標系(x,y,z)から、図1右のX軸を水平な進行方向、Y軸を左手の水平方向、Z軸を鉛直方向とする人体固定座標系(X,Y,Z)に変換することで一般的な歩行解析における座標表現を実現する。このときX軸は座標系のX-Y平面内に位置するためヨー角の推定は不要になり、姿勢情報はロール角φとピッチ角θのみで表現される。

センサ座標系と人体固定座標系の座標変換と、同じくセンサ座標系の角速度ωと人体固定座標系の角速度Ωの座標変換は、次式(1)(2)で行う。

$$\mathbf{X} = \mathbf{R}_a \mathbf{x} \quad (1)$$

$$\mathbf{\Omega} = \mathbf{R}_\omega \boldsymbol{\omega} \quad (2)$$

ここに、

$$\mathbf{R}_a = \begin{bmatrix} C_2 & S_1 S_2 & C_1 S_2 \\ 0 & C_1 & -S_1 \\ -S_2 & S_1 C_2 & C_1 C_2 \end{bmatrix}, \mathbf{R}_\omega = \begin{bmatrix} 1 & S_1 S_2 / C_2 & C_1 S_2 / C_2 \\ 0 & C_1 & -S_1 \\ 0 & S_1 / C_2 & C_1 / C_2 \end{bmatrix}$$

$$C_1 = \cos \varphi \quad S_1 = \sin \varphi \quad C_2 = \cos \theta \quad S_2 = \sin \theta$$

であり、IMUの姿勢角は文献⁽²⁾の拡張カルマンフィルタを用いた手法に沿って、加速度と角速度の出力から推定する。

3. 足関節変位（歩幅）推定の理論

3.1 足関節加速度の推定

足関節変位の推定には足関節加速度が必要である。IMUは関節に直接取り付けることが難しく、足関節における計測は歩行の衝撃で計測値にノイズが混ざってしまう。よって図2のように、衝撃の影響を受けにくい下腿部のIMUによる計

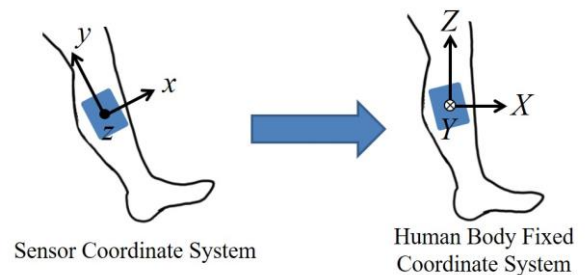


Fig. 1 Human body fixed coordinate system

測値から次式で足関節加速度を計算する⁽¹⁾。

$$\mathbf{A}_a = \mathbf{R}_a \{ \mathbf{a}_l + \dot{\boldsymbol{\omega}}_l \times \mathbf{r}_{sa} + \boldsymbol{\omega}_l \times (\boldsymbol{\omega}_l \times \mathbf{r}_{sa}) \} \quad (3)$$

ここに、

$$\mathbf{a}_l = [\ddot{x}_l \quad \ddot{y}_l \quad \ddot{z}_l]^T, \boldsymbol{\omega}_l = [\omega_{lx} \quad \omega_{ly} \quad \omega_{lz}]^T, \mathbf{A}_a = [\ddot{X}_a \quad \ddot{Y}_a \quad \ddot{Z}_a]^T$$

であり、 \mathbf{a}_l と $\boldsymbol{\omega}_l$ はそれぞれIMUで計測したセンサ座標系の加速度と角速度、 \mathbf{A}_a は人体固定座標系における足関節加速度である。 \mathbf{r}_{sa} はセンサ座標系におけるIMUから推定対象の相対位置ベクトルで、右足の場合 $\mathbf{r}_{sa} = [0 \quad -l \quad 0]^T$ となる。 $\dot{\boldsymbol{\omega}}$ は数値微分で求める。足関節における角速度は下腿部と等しいとする。

3.2 ヨー角補正と足関節加速度の推定

前項で推定した足関節加速度を積分して速度と変位（歩幅）を推定する。加速度を積分すると積分誤差が生じるため、足部が接地したタイミングでは足関節速度、角速度が0になることを利用して誤差を補正する。

最初に、積分区間として右足下腿部IMUのピッチ角と直立時の下腿部角度の相対角度から、右足が直立したタイミングを基準点とした歩行周期を推定する。

次にヨー角補正を行う。歩行時の下腿部はZ軸周りに内外旋するためIMU（人体固定座標系）の向きと実際の足部の進行方向の方向角（ヨー角）がずれて推定加速度の誤差となる。よって1歩行周期中にヨー角ψが変化した量を、角速度の積分と速度補正を行う次の式(4)により推定し、式(5)により座標系の向きを変化量に応じて座標変換することで加速度を補正する。

$$\psi(k+1) = \psi(k) + (\omega_{lz}(k) + \bar{A}_l(k)C_\psi)dt \quad (4)$$

$$\mathbf{A}'_a = \begin{bmatrix} \cos \psi & \sin \psi & 0 \\ -\sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \mathbf{A}_a, \mathbf{A}'_a = [\ddot{X}'_a \quad \ddot{Y}'_a \quad \ddot{Z}'_a]^T \quad (5)$$

ここに、 \mathbf{A}'_a は補正後の足関節加速度、 $\bar{A}_l(k)C_\psi$ はZ軸周り

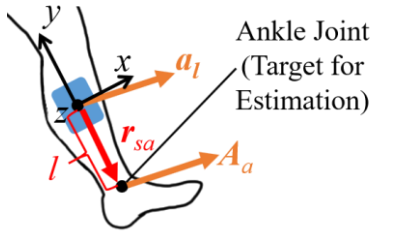


Fig. 2 Schematic diagram in estimation from IMU to ankle joint acceleration

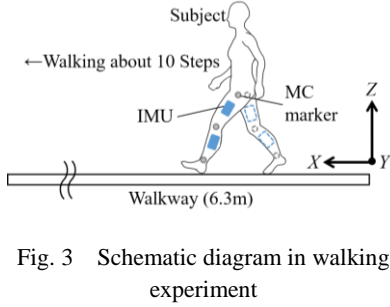


Fig. 3 Schematic diagram in walking experiment

の角速度 $\omega_{ic}(k)$ の補正量である。 C_ψ は歩行周期の区間ごとに式(6)で計算する係数であり、 $\bar{A}_i(k)$ は下腿部加速度のノルムである。

$$C_\psi = -\frac{\sum_{k=1}^N \omega_{ic}(k)}{\sum_{k=1}^N \bar{A}_i(k)} \quad (6)$$

$$\bar{A}_i(k) = \sqrt{\dot{X}_{ix}^2(k) + \dot{Y}_{iy}^2(k) + (\ddot{Z}_{iz}(k) - g)^2} \quad (7)$$

角速度の積分時にはドリフト誤差が発生する。これは IMU の姿勢推定の誤差で重力加速度がドリフト成分として混入することが原因であり、センサの加速度が大きい時に誤差も大きくなると考えられる。よって加速度の大きさに応じた補正量を式(4)のように与えることでドリフト成分を除去する。補正した足関節の進行方向加速度 \dot{X}'_a を式(4)の手法で積分して速度 \dot{X}_a を得る。このとき補正量 C_x は次式で求める。

$$C_x = -\frac{\sum_{k=1}^N \dot{X}'_a(k)}{\sum_{k=1}^N \bar{A}_i(k)} \quad (8)$$

得られた速度を積分することで足関節変位を求められる。

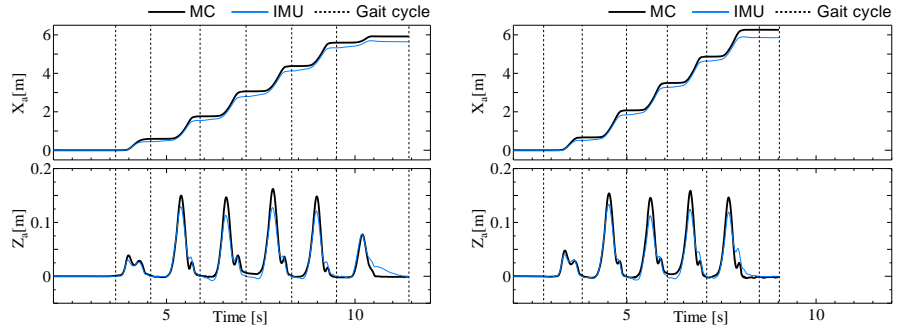
$$X_a(k+1) = X_a(k) + \dot{X}_a(k)dt \quad (9)$$

鉛直方向の変位は鉛直方向加速度 \ddot{Z}'_a について進行方向と同様の手法を適用することで得られる。水平面の歩行の場合、接地時の高さが一定となるため高さ Z_a について同様の手法を適用した補正が可能となる。

4. 歩行実験

4.1 実験条件

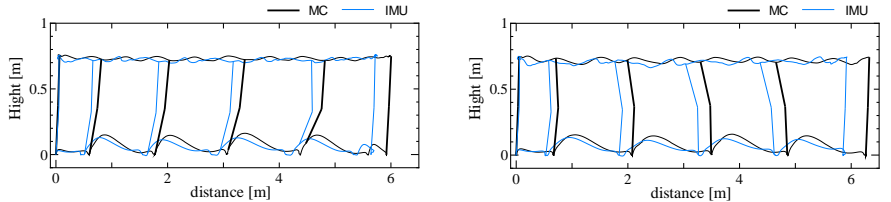
本稿で示した推定理論を歩行実験で検証した。実験概要を図3に示す。被験者1名(男性, 22歳)に対し、素足による10歩の水平面の直線歩行をパターン別に3試行ずつ実施した。歩行パターンとして、A: 自由歩行, B: 歩調 80 bpm, 歩幅 60cm, C: 歩調 120 bpm, 歩幅 70cm の3通りを設定した。IMU (TSND151, ATR-Promotions 社製) と MC (システム: MAC3D system, カメラ: Kestrel 12 台, Motion Analysis 社製) を使用して、100 Hz のサンプリング周波数で計測した。6個の MC の反射マーカーと4個の IMU を図3のように取り付けた。IMU はゴムバンドとマジックテープで下腿部に固定した。IMU と MC の計測値に対し、MATLAB (MathWorks



(a) PatternA,1

(b) PatternC,1

Fig. 4 Estimated displacement of right ankle joint



(a) PatternA,1

(b) PatternC,1

Fig. 5 Estimated stick picture of legs

社製) のゼロ位相ローパスフィルタ機能(次数 8, 通過周波数 8 Hz) によって平滑化処理を行なった。

4.2 結果

右下腿 IMU の計測値から推定した足関節加速度から、進行方向と鉛直方向の右足関節変位をそれぞれ求めて同じ位置の MC の変位と比較した。足関節のヨー角は歩行周期の基準点で 0.1[rad] と設定した。図4に結果を示す。(a) (b) はそれぞれパターン A と C の1回目である。進行方向変位はどちらも距離と共に誤差が拡大している。しかしグラフの傾いている部分では MC と IMU に大きな差はないため速度補正は有効に機能していると考えられる。

IMU 計測で推定した足関節変位を基準に膝関節, 股関節の変位を求めて両脚部のスティックピクチャを作成し, MC の変位から求めたものと比較した。図5に結果を示す。左から順に0秒と5, 6, 7, 8, 11秒付近の脚部の状態であり, (a) (b) はそれぞれパターン A と C の1回目である。どちらも進行方向変位が 50cm ほどの位置から既にずれ始めていることが分かる。対して鉛直方向変位の誤差が小さいため膝の角度など身体セグメントの姿勢は大きな誤差なく推定できることを確認できた。

5. 結言

本稿では両足大腿と下腿に設置した IMU を活用して歩行実験のデータから足部変位を推定し, さらに脚部のスティックピクチャを作成して歩容の解析が可能であるとの見通しを得た。今後は変位推定の精度向上および膝関節モーメントと歩調の推定を行い, 歩容の変化との関連を調査する。

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”, 日本機械学会 福祉工学シンポジウム 2019, 講演番号 OS08-1-2, (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)”, 人間工学 vol.50, No.4 (2014), pp182-190.