

慣性センサを用いた高精度な歩容推定システムの開発

Development of a highly accurate gait estimation system using inertial sensors

知能機械工学コース

動的デザイン研究室 1255019 中西 凌雅

1. 緒言

人間の歩行は、一步ごとの歩幅が変化していることが知られている⁽¹⁾。歩行の変動は、身体機能や運動メカニズムに関連していると考えられ、慣性センサ（以下、IMU）を用いた歩幅推定が研究されている。過去の研究⁽²⁾では、足部に取り付けた IMU 加速度の二重積分により歩幅の推定誤差の標準偏差が約 46 mm 生じると報告されている。本研究では、接地時の衝撃インパルスを低減するため下腿部 IMU による推定を採用しているが、足関節までの相対位置ベクトルが既知でなければならない。

本研究の目的は、キャリブレーションとして下腿部 IMU を用いた相対位置ベクトル推定を行い、ストライド長の推定精度を検証することである。また、IMU の性能とサンプリング周波数を向上することで推定精度の向上を試みる。

右下腿部側面に取り付けた IMU に基づいて足関節加速度を推定し、二重積分により歩行変位を推定する。足関節加速度の推定には、IMU に基づき推定した下腿部 IMU から足関節までの相対位置ベクトルを利用することで精度の向上を試みる。相対位置ベクトルは、球体関節の運動学的制約⁽³⁾を利用して最小二乗法により定める。相対位置ベクトルと歩行変位の推定精度は、性能の異なる 2 種類の IMU と光学式モーションキャプチャとの比較により検証する。

2. 歩行変位の推定

ここでは、下腿部 IMU の計測に基づき歩行変位を推定する方法について述べる。歩行解析には、進行方向を X 軸、鉛直上向きを Z 軸として人体に固定した座標系（以下、固定座標系）を用いる。姿勢の表現には、3-2-1 オイラー角として ϕ, θ, ψ を用い、それぞれロール角、ピッチ角、ヨー角を表す。姿勢角 ϕ, θ は、拡張カルマンフィルタを用いて推定する。推定した姿勢角を用いて、センサ座標系から固定座標系への回転変換行列 R_a を表現する。固定座標系の変数は大文字で表現する。

続いて、下腿部 IMU の加速度 \mathbf{a} と角速度 $\boldsymbol{\omega}$ に基づき足関節並進加速度 \mathbf{A}_a を推定する。図 1 に示す下腿部が足関節を回転中心とする剛体リンクであると仮定すると、足関節加速度 \mathbf{A}_a は次式で表現できる。

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

ここに、 \mathbf{r}_{sa} は下腿 IMU から足関節までの相対位置ベクトル、 \mathbf{R}_a はセンサ座標系から固定座標系への回転変換行列を表す。

歩行の 1 周期は、右足の立脚中期における足関節速度が 0 m/s となる瞬間 (ZVS) を基準として定める。歩行周期の判定は、直立時の下腿部 IMU のピッチ角を初期ピッチ角 θ_0 とし、現在のピッチ角 θ と初期ピッチ角 θ_0 の差が負から正に切り替わるデータを基準とする。

歩行の 1 周期では、 Z 軸周りのヨー角 ψ が初期状態のヨー角 ψ_0 に一致し、歩行速度 $\dot{\mathbf{X}} = \mathbf{0}$ であることを利用して足関節

加速度の補正を行う。まず、ヨー角の推定は次式に示すオイラー法による Z 軸角速度 Ω_z の積分で導出する。

$$\psi(n+1) = \psi(n) + (\Omega_z(n) + c_\psi \|\mathbf{A}(n)\|) \Delta t \quad (2)$$

ここに、 $\|\mathbf{A}(n)\|$ は下腿部加速度のユークリッドノルム、 n はデータ番号、 Δt はサンプリング間隔を表す。また、 c_ψ はドリフト補正係数であり、1 周期後のデータ番号 $n=N$ とすると次式で計算される。

$$c_\psi = \frac{\sum_{n=1}^N \Omega_z(n)}{\sum_{n=1}^N \|\mathbf{A}(n)\|} \quad (3)$$

続いて、推定したヨー角を用いて回転変換した足関節加速度 $\mathbf{A}'_a = [\mathbf{A}'_x \ \mathbf{A}'_y \ \mathbf{A}'_z]^T$ をオイラー法により積分することで歩行速度・変位を推定する。 X 方向の速度は、次式により求める。

$$\mathbf{V}_x(n+1) = \mathbf{V}_x(n) + (\mathbf{A}'_x(n) + c_x \|\mathbf{A}(n)\|) \Delta t \quad (4)$$

ここに、 $\mathbf{V}_x(n)$ は X 方向の歩行速度、 c_x は次式で表す補正係数である。

$$c_x = -\frac{\sum_{n=1}^N \mathbf{A}'_x(n)}{\sum_{n=1}^N \|\mathbf{A}(n)\|} \quad (5)$$

Y, Z 方向の歩行速度も同様に、補正係数 c_y, c_z を用いて補正した足関節加速度の積分により求める。

歩行変位 \mathbf{X}_a は、次式の歩行速度の積分により推定する。

$$\mathbf{X}_a(n+1) = \mathbf{X}_a(n) + \mathbf{V}_x(n) \Delta t \quad (6)$$

式 (6) により計算した 1 周期の開始と終了時の歩行変位の差をとることによりストライド長を得る。

3. 相対位置ベクトル推定

ここでは、下腿部 IMU から足関節までの相対位置ベクトルを推定する方法について述べる。本手法では、図 1 に示す足関節を球体関節に近似した剛体リンクモデルを扱う。下腿部 IMU から足関節までの相対位置ベクトルを \mathbf{r}_{sa} と定義し、 \mathbf{r}_{sa} が既知であれば足関節の並進加速度は次式で記述できる。

$$\tilde{\mathbf{a}}(k) = \mathbf{a}(k) + \boldsymbol{\omega}(k) \times (\boldsymbol{\omega}(k) \times \mathbf{r}_{sa}) + \dot{\boldsymbol{\omega}}(k) \times \mathbf{r}_{sa} \quad (7)$$

ここに、 $\mathbf{a}(k), \boldsymbol{\omega}(k)$ は IMU の加速度、角速度を表し、 k はデータ番号を表す。すべての変数は、センサ座標系で表現する。下腿部 IMU から \mathbf{r}_{sa} を推定するために、足部が接地、かつ足部と足関節が静止していると仮定する。IMU で計測した加速度には重力加速度が含まれるため、IMU から求めた足関節加速度のノルムと重力加速度が等しく、次式が成り立つ。

$$\|\tilde{\mathbf{a}}(k)\| - g = 0 \quad (8)$$

ここに、 $\|\cdot\|$ はユークリッドノルム、 g は重力加速度を表す。式 (8) の左辺の二乗和を評価関数 J とし、 J が最小となるよ

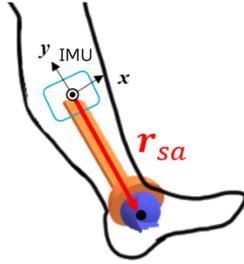


Fig. 1 An IMU attached to the lower leg to estimate the relative position vector in the sensor coordinate system.

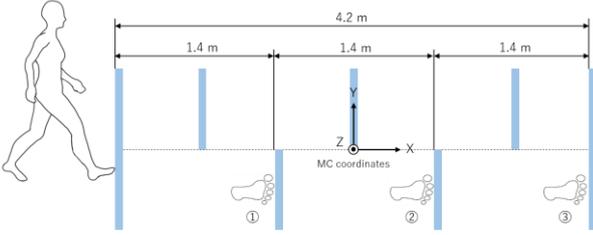


Fig. 2 Schematic diagram of the walking experiment.

うに r_{sa} を決定する.

$$J(r_{sa}) = \sum_{k=1}^N e_k^2, \quad e_k = \|\tilde{a}(k)\| - g \quad (9)$$

本研究では、推定した相対位置ベクトルを用いて式 (8) を計算し、平均値から大きく外れたデータを除いて再び最小二乗法により推定する 2 ステップ推定を行う。

4. 精度検証実験

4.1 実験方法

下腿部 IMU を用いた相対位置ベクトル推定および歩行変位推定の精度は、モーションキャプチャを使用した 3 次元動作解析システム (以下, MC) との比較により検証する。

IMU として, ADIS16465 (Analog Devices, 以下 ADIS) と TSND151 (ATR-Promotions, 以下 TSND) を被験者の右下腿部側面に取り付ける。MC として, 12 台のカメラを使用した 3 次元動作解析システム (MAC3D System, Motion Analysis) を用い, IMU 上に 4 個と Helen-Hayes マーカセットに従い 29 個のマーカを被験者に配置した。ADIS, TSND, MC のサンプリング周波数は, それぞれ 200 Hz, 100 Hz, 100 Hz とした。

被験者は 20 代男性 8 名を対象とし, 相対位置ベクトル推定のためのキャリブレーション動作を 5 回計測した。キャリブレーション動作として, 0.75 秒で膝を 1 回転させる運動を連続して 10 秒間計測した。その後, 3 種類の歩調 (80, 100, 120 bpm) による直線歩行を各 10 回ずつ計測した。図 2 に示す 4.2 m の直線歩行路を歩行し, 1 回の試行では, 右足 2 歩分 (1 歩あたり約 1.4 m) のデータを解析した。キャリブレーション動作および歩行のリズムは, 電子メトロノーム (TDM-700G, YAMAHA) の音で合図した。

4.2 実験結果

相対位置ベクトル推定と歩行変位推定の結果について報告する。まずは, 相対位置ベクトル推定の結果について述べる。ADIS から推定した相対位置ベクトルの各成分と長さの標準偏差について, 全被験者の平均を表 1 に示す。標準偏差は, 長さで約 16 mm, 各成分の値で約 8~18 mm であった。MC との比較は, 次式で表される IMU の推定ベクトル \hat{r}_{sa} と対照とする MC の相対位置ベクトル r_{sa} の差である誤差ベク

Table 1 Standard deviation of relative position vectors estimated from ADIS.

	x [mm]	y [mm]	z [mm]	Length [mm]
SD	8.85	18.5	9.07	16.2

Table 2 Mean and Standard deviation of stride length estimation error.

	Cadence [bpm]	80	100	120
ADIS	Mean [m]	-0.0102	0.0117	0.0264
	SD [m]	0.0322	0.0326	0.0321
TSND	Mean [m]	0.0253	0.0399	0.0474
	SD [m]	0.0511	0.0428	0.0391

トルのノルム E で評価する。

$$E = \|\hat{r}_{sa} - r_{sa}\| \quad (10)$$

IMU の相対位置ベクトル推定の誤差 E は, 全被験者の平均 ± 標準偏差は約 0.057 ± 0.014 m であった。推定誤差 E のばらつきと IMU の推定値のばらつきは同程度あり, IMU の推定は再現性があった。

続いて, 歩行変位の推定結果について述べる。歩行変位の推定には, キャリブレーション動作から推定した相対位置ベクトルの 5 回平均を用いた。IMU から推定したストライド長と MC の差として推定誤差を算出し, 各歩調における全被験者の平均 (Mean) と標準偏差 (SD) を表 2 に示す。ADIS を用いたストライド長の推定誤差の標準偏差は約 32 mm であり, 先行研究より個人の推定誤差のばらつきを低減することができた。ADIS と TSND を比較すると, IMU の性能の向上により推定誤差の平均値のみならず被験者内のばらつきも低減した。誤差の原因としては, 下腿部 IMU が回転中心である足関節から離れることにより, 立脚期の下腿部加速度の変動が大きくなることが影響していると考えられる。相対位置ベクトルや下腿部加速度の推定誤差が足関節加速度の推定に与える影響が大きくなると考えられる。

5. 結言

本研究では, IMU に基づく相対位置ベクトルの推定を歩行変位推定に利用することで, 下腿部 IMU を用いた歩幅推定の精度向上を試みた。結果として, 下腿部 IMU から相対位置ベクトルを推定するキャリブレーションを実現できた。相対位置ベクトルの推定精度はデータに依存し, 下腿運動が励起する動作が好ましい。ストライド長の推定については, 相対位置ベクトルの推定誤差が影響する可能性が示唆された。また, IMU のサンプリング周波数や計測性能が向上することにより, 推定精度の向上につながる事が結論付けられる。

文献

- (1) Collin, S. H., and Kuo, A. D., "Two Independent Contributions to Step Variability during Over-Ground Human Walking", PLoS One, 8-8, 2013.
- (2) Kitagawa, N., and Ogihara, N., "Estimation of foot trajectory during human walking by a wearable inertial measurement unit mounted to the foot", Gait and Posture, 45, pp.110- 114, 2016.
- (3) Seel, T., Schauer, T., and Raisch, J., "Joint axis and position estimation from inertial 40 measurement data by exploiting kinematic constraints", IEEE International Conference on Control Applications, pp.45-49, 2012.