

卒業論文要旨

慣性センサ計測に基づく歩幅推定精度の評価

システム工学群

動的デザイン研究室 1220108 富川 功基

1. 緒言

歩幅のばらつきから、加齢による衰えや、疾患の程度を定量的に知ることができる。しかし、慣性センサ (IMU) を用いた歩行の計測の問題点として歩幅の精度が低いことによる歩幅のばらつきとして標準偏差が 3% 程度ある点が挙げられる。また IMU を用いた歩幅計測では主に足部に着けて計測するもの⁽¹⁾と下腿に装着して計測するもの⁽²⁾が先行研究として存在する。下腿部に装着した際のメリットとして接地時にかかる衝撃的な加速度変動を抑制できる点があげられ、足部に装着した場合は計測地点の加速度を積分したらよいので、取り付け位置と知りたい地点の加速度の相対ベクトルの誤差について考慮する必要がなくなる。本研究グループでは、地面からの衝撃的な加速度を抑制できる点、脚部の動作がわかる点、から下腿部に IMU を取り付け計測を行っている。加速度や角速度をもとに歩幅推定を行っていることで、歩幅や歩調の違いによって加速度にノイズが発生することで推定精度が変わることが考えられる。そこで、本研究では歩幅や歩調を変化させたときに歩幅推定のばらつきについて調べることを目的とした。これらの精度の比較に、モーションキャプチャ (MC) から得られた変位データと下腿部に装着した IMU 計測から得られた歩幅推定結果を比較することで、実際に歩いた歩幅の誤差のばらつきを求めた。

2. 歩幅推定

本研究では、IMU のセンサ座標系 (x, y, z) のほかに人体固定座標系を用いる。これは 3-2-1 オイラー角 (ϕ, θ, ψ) で表現され、それぞれロール角、ピッチ角、ヨー角で表現される。進行方向を X 軸、鉛直方向を Z 軸で表現し、進行方向に合わせてヨー回転する座標系である。以下では大文字を人体固定座標系で表し、小文字がセンサ座標系である。 ϕ と θ は参考文献⁽³⁾をもとに拡張カルマンフィルタで推定した。ヨー角は Z 軸回りの角速度を積分して求めた。また、下腿部に取り付けられた IMU のセンサ座標系の加速度と角速度から、足関節加速度 A_a は以下のように表せる。

$$A_a = R_a \{a_s + \dot{\omega} \times r_{sa} + \omega \times (\omega \times r_{sa})\} \quad (1)$$

r_{sa} はセンサ座標系の足関節と IMU との相対変位ベクトルであり $r_{sa} = [-0.02 \quad -0.08 \quad -0.003]^T$ とおいた。 ω と a_s は IMU が計測した角速度、加速度ベクトルである。また、 R_a は ϕ と θ に関する回転変換行列、 $\dot{\omega}$ は中心差分公式により角速度と数値微分をした。ノイズの除去のため、MATLAB の機能にあるゼロ位相ローパスフィルタを次数 8、通過周波数 8Hz 出かけた。足関節の進行方向加速度を積分して進行方向速度を求め、この時ドリフト誤差の影響を低下し防ぐため、立脚中期の速度を 0m/s とする。立脚期には y 軸回りの角速度が 0rad/s で極小値になり、その時のピッチ角も 0rad 付近を



Fig. 1IMUs mounted on lower legs

示したとき立脚中期と判定する。参考文献⁽²⁾に基づいて立脚中期のヨー角は一定と仮定して、歩行周期の推定を行う。

$$\psi(k+1) = \psi(k) + (\omega_z(k) + \bar{A}_i(k)c_x) dt \quad (2)$$

k はデータ番号であり、 \bar{A}_i は人体固定座標系の加速度のノルムであり dt はサンプリング時間である。接地時の角速度が 0rad/s となることから、

$$c_x = -\frac{\sum_{k=1}^N \omega_z(k)}{\sum_{k=1}^N \bar{A}_i(k)} \quad (3)$$

式 (2) で求めたヨー角をもとに足関節加速度を座標変換し、足関節の進行方向加速度 \ddot{X}_a を求め 1 歩行周期の間成分して進行方向速度と変位を求める。

$$\dot{X}_a(k+1) = \dot{X}_a(k) + (\ddot{X}_a(k) + \bar{A}_i(k)c_x) dt \quad (4)$$

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

$\bar{A}_i(k)c_x$ は加速度の補正量を表しており、次式で表す。

$$C_x = -\frac{\sum_{k=1}^N \ddot{X}_a'(k)}{\sum_{k=1}^N \bar{A}_i(k)} \quad (5)$$

各歩行周期の最後のデータ $X_a(N)$ が歩幅である。

3. 歩行実験

本研究では歩幅や歩調の影響が歩幅推定精度にどの程度影響を及ぼすのか検証することを目的とした。そこで IMU の歩幅推定精度の誤差の標準偏差を比較することでそれぞれの歩行条件の時の精度検証を行う。そこで、MC と IMU を用いて歩行実験を行った。歩幅のばらつきを求めるために MC から得られる同じ位置のマーカ変位を正解値として同じ位置のマーカ変位のばらつきを比較することで歩幅のばらつきを検証する。健康な 20 代男性被験者 4 名に対して、2 種類の実験を行った。被験者に対して歩調はメトロノームで指示し、被験者はメトロノームのカウントに合わせて歩行した。また被験者には歩行のはじめと終わりは静止状態で停止するように指示した。また、左右の歩数差を減らすため偶数回の実験は歩行路を反対側からスタートして実験した。サンプリング周波数は IMU も MC も 100Hz で統一した。

3.1 実験 1

歩調を 100bpm の一定のリズムで歩幅を 100cm (A) , 120cm (B) , 140cm (C) の 3 パターンでの歩行を各 10 回ずつ被験者に歩幅を変化させたときの歩行実験を行った。

3.2 実験 2

歩幅を 120cm の一定で歩調を 80bpm (D) , 100bpm (E) , 120bpm (F) の 3 パターンでの歩行を各 10 回ずつ被験者に歩調を変化させたときの歩行実験を行った。

4. 歩幅のばらつきの計算

MC で計測した足関節のマーカ変位から推定した歩幅より、IMU で推定した歩幅の精度検証を行う。IMU のタイムスタンプ基準 MC と IMU のデータ数はそろえているため、IMU と MC の歩幅は、3.4 節で判定した歩行周期判定において決定した立脚期のデータどうしを比較した。取り出す歩幅は、最初と最後の 1 歩を除いた歩幅を使った。実験 1 において、各被験者の右足についての歩数を合計し、IMU と MC で推定した歩幅の標準偏差をそれぞれ σ_1 , σ_2 とする。また推定した 2 つの歩幅の差の標準偏差を σ_{error} とすると、

$$\begin{aligned} \sigma_1 &= \sqrt{\sigma_S^2 + \sigma_{IMU}^2} \\ \sigma_2 &= \sqrt{\sigma_S^2 + \sigma_{MC}^2} \\ \sigma_{error} &= \sqrt{\sigma_{IMU}^2 + \sigma_{MC}^2} \end{aligned} \quad (6)$$

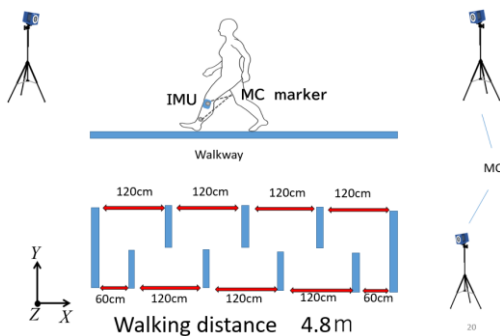


Fig.2 Schematic diagram of walking experiment

Table1 Standard deviation of stride length estimated from IMUs

Pattern	σ_{IMU} [m]	
	Left	Right
A	0.034557	0.042851
B	0.046964	0.051451
C	0.078884	0.055191
D	0.075171	0.055573
E	0.062922	0.048557
F	0.050416	0.022432

σ_S は実際の歩幅の標準偏差、 σ_{IMU} と σ_{MC} はそれぞれ IMU 計測あるいは MC 計測から歩幅を推定したことによって生じた誤差の標準偏差である。また、

$$\sigma_S = \sqrt{\frac{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - \sigma_{error}^2}{2}} \quad (7)$$

式 (6) と式 (7) から、歩幅推定誤差の標準偏差は、

$$\sigma_{IMU} = \sqrt{\sigma_1^2 - \sigma_S^2} \quad (8)$$

となる。左足下腿部 IMU についても左足足関節マーカと同様の手順で求めることができる。また、実験 2 についても同様の手順で求めた。

5. 結果

本実験の結果から、歩幅を大きくすると歩幅推定の誤差のばらつきが大きくなり、歩調が遅い場合も歩幅推定誤差が大きくなった。歩幅推定誤差のばらつきを抑えるような歩行をするためには、歩調を速くし、歩幅を小さくするような歩行が歩幅推定誤差の低減につながるということが示唆された。

6. 結言

本研究では IMU の歩行計測における歩幅や歩調を変更した際に歩幅推定精度の違いを求めるために、歩幅推定精度の誤差の標準偏差を使い精度を比較した。結果として、歩幅は短いとき歩幅推定誤差の標準偏差が最も低減し歩調は最も速いとき歩幅推定誤差の標準偏差が最も低減した。

文献

- (1) Naoki Kitagawa, Naomichi Ogihara, "Estimation of foot trajectory during human walking by a wearable inertial measurement unit mounted to the foot", *Gait & Posture*, Vol.45, (2016), pp182-190.
- (2) 千北 雅彦, 園部 元康, "慣性センサを活用した屋外歩行におけるリアルタイム歩幅歩調推定システム (歩行効率の評価への適用)" 日本機械学会, 第 17 回「運動と振動の制御」シンポジウム (MoViC2021)
- (3) 廣瀬 圭, 近藤 亜希子, "特集③: 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-", 一般財団法人日本人間工学会, vol. 50, No. 4, pp. 182-190, (2014)