

慣性センサを活用した一定条件下の屋外歩行における歩行効率の評価

Assessment of walking efficiency on the overground under specific conditions maintained by inertial sensors

知能機械工学コース

動的デザイン研究室 1245013 千北 雅彦

1. 緒言

歩行中の消費エネルギーは、歩幅や歩調に応じて変化し、経験的に効率的な歩行を選択すると考えられている。先行研究では、普段の歩行速度 (Preferred Walking Speed, PWS) が最も効率的であることが報告されている⁽¹⁾。

歩行と効率性を調べるためには、複数パターンの歩幅・歩調で歩く必要があるが、歩行条件を常に維持して歩くには、歩幅・歩調をリアルタイムで被験者に伝え、自力で歩幅・歩調を調節しなければならない。足部の慣性センサ (以下 IMU) から歩幅を推定する手法が提案されているが、歩幅の推定誤差の標準偏差が約 40 mm 生じる⁽²⁾。

本研究の目的は、屋外歩行においてリアルタイムで歩幅・歩調を推定するシステムを構築し、規定条件での定常歩行を実現させることである。歩幅推定の標準偏差を 10 mm 程度に抑えることを目標とする。歩幅は、速度が 0m/s となる立脚中期を境界条件として足関節加速度の積分により推定する。ヨー角も同様に補正することで推定精度の向上を試みる。



Fig. 1 IMUs mounted on lower legs

2. 歩行解析システムについて

2.1 システムの概要

歩行解析システムは、2台の IMU と PC アプリケーションで構成され、IMU を用いて歩行動作をサンプリング周波数 100Hz で計測し、計測データに基づいて、1 歩ごとの歩幅をリアルタイムで推定して、結果を画面表示する。

IMU (TSND151, ATR-Promotions 社製) で計測した 3 軸加速度・3 軸角速度データは、Bluetooth によりオンラインで PC に直接送信する。接地時の衝撃緩和のために、IMU は、図 1 のように足部から離れた下腿部に装着される。

歩幅・歩調を推定するアプリケーションとして、WPF (C#) による GUI アプリケーションを作成した。開発環境は Visual Studio 2017 (Microsoft) である。IMU から受信した加速度と角速度データに基づいて、1 歩ごとの歩幅をリアルタイムで推定し、図 2 のようにアプリケーションの画面上に数値とグラフで表示する。本システムでは設定した歩調に合わせてビープ音が鳴り、設定した歩幅に応じて音程が変化するため、被験者は歩幅と歩調を調節できる。

2.2 歩幅の推定

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、人体の進行方向が X 軸、左手方向を Y 軸となるように進行方向に合わせてヨー回転する座標系である。IMU の姿勢角は 3-2-1 オイラー角 (ϕ, θ, ψ) で表現し、それぞれロール角、ピッチ角、ヨー角である。以下では、センサ座標系の計測値を小文字で、人体固定座標系の変数を大文字で表す。 ϕ と θ は拡張カルマンフィルタを用いて推定し⁽³⁾、 ψ は Z 軸回りの角速度を積分して求める。

下腿部の IMU の加速度・角速度から、足関節加速度 A_a を推定する。センサ座標系における足関節の相対変位ベクトル r_{sa} を用いて⁽⁴⁾、足関節加速度 A_a は、以下ようになる。

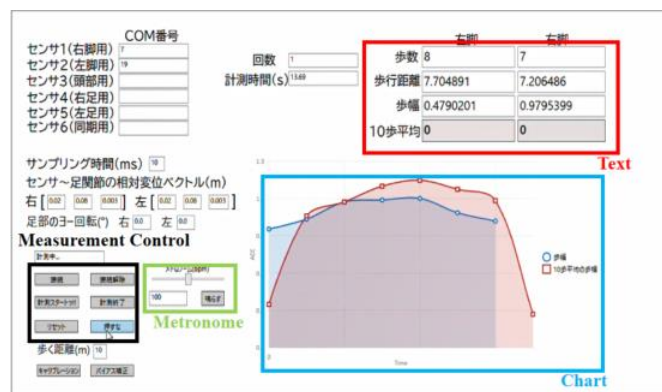


Fig. 2 Developed stride estimation application

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

ここに、 a, ω は計測した加速度および角速度ベクトルであり、 R_a は、 ϕ と θ に関する回転変換行列、 $\dot{\omega}$ は後退差分公式による数値微分で求める。

足関節加速度における進行方向加速度を積分して、進行方向速度を求める。このとき、ドリフト誤差が生じるため、立脚中期の足関節速度を 0 m/s とみなす。立脚中期になると、 Ω_y が 0 rad/s 付近で極小となるため、それらを 1 歩行区間の始点 ($k=1$) と終点 ($k=N$) として歩行周期を推定する。

進行方向加速度を求めるために、ヨー角 ψ に基づいて足関節の水平加速度を補正する。立脚中期におけるヨー角は一定と仮定して、 $\psi(1) = \psi(N)$ とする。 $\psi(1)$ 、 $\psi(N)$ は、後述す

る推定歩行距離に基づいて決定する。

$$\psi(k) = \psi(k-1) + (\Omega_z(k) + \bar{A}(k)c_z)\Delta t \quad (2)$$

ここに、 Δt はサンプリング時間、 $\bar{A}(k)$ は IMU の加速度ノルムである。式 (2) では、加速度が大きいときにドリフトが生じやすいと仮定してドリフト補正⁽²⁾を行った。式 (2) を変形して、ドリフト成分の補正係数 c_z は次式の通りである。

$$c_z = -\frac{\sum_{k=1}^N \Omega_z(k)}{\sum_{k=1}^N \bar{A}(k)} \quad (3)$$

式 (2) で得られたヨー角を用いて式 (1) の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 を求める。これを 1 歩行周期区間で積分して、進行方向速度と変位を求める。

$$\left. \begin{aligned} \dot{X}(k+1) &= \dot{X}(k) + (\ddot{X}(k) + \bar{A}_n(k)c_x)\Delta t \\ X_a(k+1) &= X_a(k) + \dot{X}_a(k)\Delta t \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

歩幅 X_{stride} は、 $X_a(1)$ と $X_a(N)$ の差で求められる。式 (4) 第 1 式を変形して、ドリフト成分の補正係数 c_x は次式の通りである。

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

3. 歩幅推定の精度検証

モーションキャプチャ (MAC3Dsystem, Motion Analysis 社, 以下 MC) を用いて、歩幅の推定精度を検証した。健康な 20 代男性被験者 3 名に対して、歩行路上に 70 cm おきに貼られたテープを目安にして約 5m 歩くように指示した。歩調を 80, 100, 120 bpm の 3 パターンに分け、それぞれ 10 回ずつ計測した。両足関節に反射マーカをそれぞれ 2 個、両下腿部に IMU を 1 台ずつ装着した。IMU と MC のサンプリング周波数はいずれも 100 Hz である。

MC の足関節マーカの変位と IMU より推定した歩幅を比較する。片足の歩幅が約 140cm となる右脚 60 歩分と左脚 90 歩分の比較により、歩調 80, 100, 120bpm で歩いた時の誤差の標準偏差は、それぞれ 41.0, 29.8, 26.2 mm であり、平均すると 32.3mm であった。そこで、目標の推定精度とするために、10 歩分の歩幅の平均を 1 歩ごとに推定することで、誤差の標準偏差は 12 mm 程度にまで低減される。

4. 規定条件下における定常歩行の検証および心拍数計測

4.1 計測方法

歩幅・歩調推定システムを用いて、健康な 20 代男性の被験者 4 名に対して、PWS における 5 パターンの歩幅・歩調で 200m 歩いた時の心拍数を計測した。IMU は両下腿部に、心拍計 (Polar H10, Polar 社) は胸部に装着した。サンプリング周波数は、IMU が 100 Hz, Polar H10 が 1 Hz である。

最初に、歩幅・歩調を指定せず自由に歩くように指示し、PWS を求めた。これをパターン 3 とする。他のパターンでは、PWS における平均歩幅を基準にして歩幅を 10cm 刻みで増減させ、歩調は歩幅に対応するように設定した (図 4)。

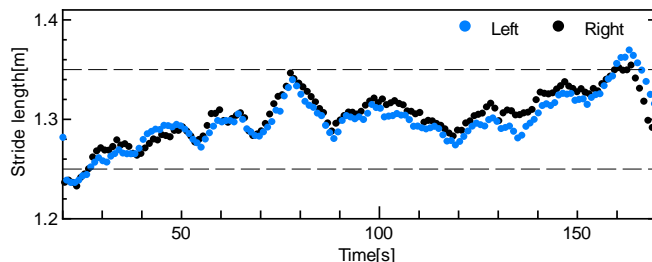


Fig. 3 Time series data of estimated left and right stride length

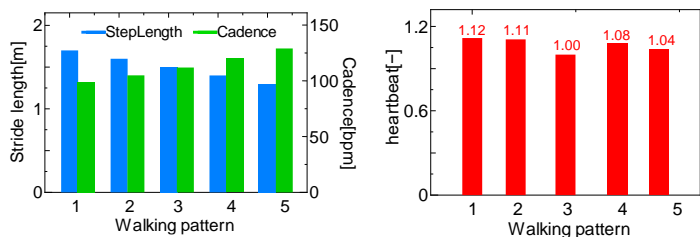


Fig. 4 Stride length and cadence

Fig. 5 Average heartbeat

4.2 結果

代表として被験者 1 名のパターン 5 における 10 歩平均の歩幅の推定結果を図 3 に示す。図 3 より、推定値が設定した歩幅 ± 5 cm 内の区間 (図 3 中の破線) に概ね収まり、一定条件の歩幅・歩調で歩けたといえる。

次に、各パターンにおける 1~2 分間の平均心拍数をパターン 3 の平均心拍数で正規化して図 5 に示す。図 5 より、パターン 3 の心拍数が最も小さく、歩幅・歩調を調節せずに歩くことが最もエネルギー消費が少ないことが示唆され、緒言で述べた知見(1)を裏付けた。パターン 3 以外では、歩幅が大きく歩調が小さくなるほど心拍数が大きくなっており、脚部の遊脚運動やバランス維持にエネルギーをより多く消費していたと考えられる。

5. 結言

本研究では、歩幅・歩調を固定した一定条件下の歩行を実現するために、リアルタイムで歩幅・歩調を推定するシステムを開発した。加速度の積分計算において足関節加速度とヨー角のドリフト補正を施した結果、課題であった推定誤差のバラツキが低減され、規定条件下での歩行を実現した。

文献

- (1) Neptune RR, Sasaki K, Kautz SA, "The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics", *Gait & Posture*, Vol. 28, No.1 (2008), pp. 135-143.
- (2) 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), pp. 110-114.
- (3) 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*, Vol. 50, No. 4 (2014), pp182-190.
- (4) 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 講演論文集*, pp 170-172.