

大腿部の加速度を用いた歩行評価に関する研究

A study on gait evaluation using thigh acceleration

原島琉空¹⁾, 尹笑天¹⁾
 指導教員 齊藤亜由子¹⁾, 研究協力者 木澤悟²⁾

1) 工学院大学 先進工学部 機械理工学科

2) 秋田工業高等専門学校 創造システム工学科 機械系

本研究では、大腿部に取り付けた加速度センサから重力加速度を除去し、並進、遠心、接線加速度を用いて歩行評価を試みた。正常歩行、はさみ脚歩行、ぶん回し歩行の3つを計測し、特に接線加速度に着目して考察した結果、ぶん回し歩行では右脚の立脚期に接線加速度がほとんど発生しないことが確認された。

キーワード：Acceleration, Gait, IMU, Thigh

1. 緒言

歩行動作における正常と異常を区別する閾値の設定は容易ではない。一般的に、正常歩行は健常者の歩行動作を基準とするが、個々の身体特性や歩行条件により歩容は異なるため、正常歩行の閾値を一義的に決定することは困難である。

これまで、多くの歩行計測・解析において、光学式三次元動作解析装置が用いられ、関節角度を指標とした歩行評価が行われてきた。しかし、個人の身体特性や歩行条件によって関節の可動域が異なるため関節角度のみを用いた異常性の判断は難しい。加えて、光学式三次元動作解析装置は大規模な装置であるため、計測できる環境が限定されていた。近年では、可搬性とユーザビリティに優れた計測方法として、小型・軽量の加速度センサを用いた歩行評価が提案されている。加速度の周波数解析による歩行評価も数多く行われており、パワースペクトル比などが正常と異常を区別するための定量的評価指標として有用であるとされている。しかし、加速度センサ出力には重力加速度が含まれているため、歩行動作のみによって生じる加速度を評価する際には、センサの傾斜角を考慮し、センサ出力から重力加速度を除去する必要がある。

そこで、本研究では、加速度センサ出力から重力加速度を除去し、並進・遠心・接線加速度を用いて歩行評価を試みる。

2. 歩行計測

被験者は身長 186cm, 体重 82Kg の健常成人男性 1 名である。歩行計測においては、3 軸ジャイロセンサ、3 軸加速度センサ、3 軸地磁気センサを搭載した 9 軸モーションセンサ（スポーツセンシング社製、SS-WS1792）を左右の大腿部長さ方向の midpoint 前面に装着した。大腿部に装着した 9 軸モーションセンサのセンサ座標系は、X 軸が体側の左方向、Y 軸が大腿前面方向、Z 軸が大腿部の鉛直下方向をそれぞれ正方向としている。計測実験では、通常歩行、片麻痺に起因するはさみ脚歩行の模倣、および対麻痺に起因するぶん回し歩行の模倣を計測した。9 軸モーションセンサのサンプリング周波数は 100Hz である。

3. 並進・遠心・接線加速度の導出

加速度センサの各軸出力に含まれる重力加速度を見積もるため、センサ姿勢を逐次推定する。はじめに、重力加速度と地磁気センサから得られる磁場を用いて X 軸周りのロール角 (ϕ)、Y 軸周りのピッチ角 (θ)、Z 軸周りのヨー角 (ψ) の初期値を算出する。X 軸周りのロール角 (ϕ) と Y 軸周りのピッチ角 (θ) の初期角度は加速度センサ出力を用いて式(1)、(2)で表すことができる。

$$\phi_A = \arctan \frac{A_y}{A_z} \quad (-\pi < \phi_A < \pi) \quad (1)$$

$$\theta_A = \arctan \frac{-A_x}{\sqrt{A_y^2 + A_z^2}} \quad (-\pi < \theta_A < \pi) \quad (2)$$

ここで, A_x, A_y, A_z は 3 軸方向の加速度センサ出力である.

ヨー角の初期値 ψ_m は式(3)で表すことができる.

$$\psi_m = \text{atan} \frac{-im_y}{im_x} \quad (-\pi < \psi_m < \pi) \quad (3)$$

ここで im_x, im_y は傾斜誤差を補正した磁場である.

動作中におけるロール角, ピッチ角, ヨー角は, オイラー角の微分値を式(4)に適用することによって算出することが可能である.

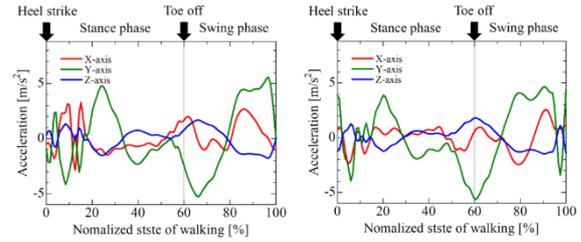
$$\begin{bmatrix} \psi \\ \theta \\ \varphi \end{bmatrix}_{t+1} = \int \begin{bmatrix} \dot{\psi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\varphi} \end{bmatrix} dt + \begin{bmatrix} \psi \\ \theta \\ \varphi \end{bmatrix} \quad (4)$$

ここで, $\psi_{t+1}, \theta_{t+1}, \varphi_{t+1}$ は時刻 $t+1$ におけるロール角, ピッチ角, ヨー角であり, $\psi_t, \theta_t, \varphi_t$ は時刻 t におけるロール角, ピッチ角, ヨー角を示す.

センサの姿勢推定には拡張カルマンフィルタを用いる. 非線形離散時間システムを構成するため, 式(4)を用いて非線形状態方程式, 式(3)と加速度センサ出力を用いて非線形観測方程式を構築する. 加速度センサ出力 $A_{s(t)}$ は, 並進加速度 $a_{(t)}$ と遠心加速度 $\omega_{(t)} \times \omega_{(t)} \times r_{(t)}$, 接線加速度 $\dot{\omega}_{(t)} \times r$, コリオリの加速度 $2\omega_{(t)} \times r_{(t)}$ の和として式(5)で表すことができる.

$$A_{s(t)} = a_{(t)} + \omega_{(t)} \times \omega_{(t)} \times r_{(t)} + \dot{\omega}_{(t)} \times r + 2\omega_{(t)} \times r_{(t)} + g \quad (5)$$

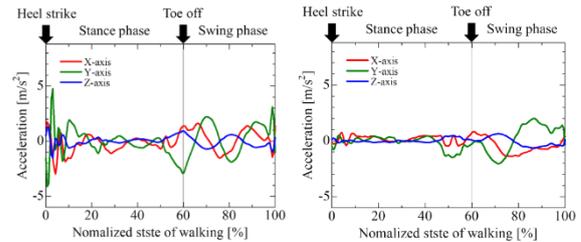
ここで, ω はジャイロセンサ出力, r は位置ベクトルであり, g は重力加速度である. 身体に加速度センサを取り付けた場合, 関節から加速度センサまでの位置ベクトルとなり, ほぼ一定 ($r \approx 0$) となるためコリオリの加速度は非常に小さくなる. 遠心加速度と接線加速度はジャイロセンサ出力を用いて計算することが可能であり, 拡張カルマンフィルタにより推定したセンサの姿勢を用いて, 加速度センサ出力に含まれる重力加速度を計算することが可能であるため, これらの加速度を加速度センサ出力から除去することで並進加速度を得ることができる.



(a) Left thigh

(b) Right thigh

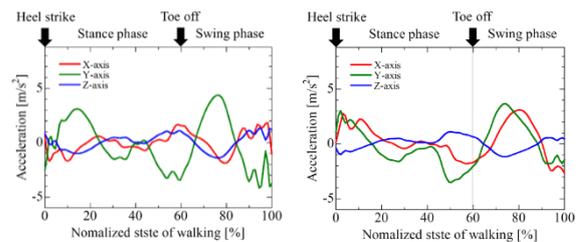
Fig.1 Tangential acceleration during normal gait



(a) Left thigh

(b) Right thigh

Fig.2 Tangential acceleration during circumduction gait



(a) Left thigh

(b) Right thigh

Fig.3 Tangential acceleration during scissors gait

4. 結果

各歩行における特徴が最も明確に表れたのは接線加速度であったため, 本稿においては接線加速度に着目して考察する. 左脚に関して, 正常歩行とはさみ脚歩行では股関節の屈曲伸展に起因すると考えられる Y 軸成分が一歩行周期を通して連続的に大きく変化しているが, ぶん回し歩行では全体的に変化が少ない. 右脚に関して, 正常歩行およびはさみ脚歩行は左右対称に行われていたため, 左脚とほぼ同様の結果が得られた. 一方で, ぶん回し歩行における右脚は立脚期においてほぼ接線加速度が発生していない. 以上の結果より, 接線加速度によって正常歩行とぶん回し歩行の違いは確認できたが, はさみ脚歩行の特徴抽出や歩行種類の判別については今後の課題である.