

動加速度の周波数解析による歩行評価

Frequency analysis of dynamic acceleration for gait assessment

学生氏名: 黒瀧和寿¹⁾, 楠天晴¹⁾, 齊夏生²⁾

指導教員: 齊藤亜由子¹⁾, 研究協力者: 森地振一郎³⁾

1) 工学院大学 先進工学部 機械理工学科

2) 工学院大学大学院 工学研究科 機械理工学専攻

3) 東京医科大学 小児科・思春期科学分野

キーワード: Abnormal gait, Dynamic acceleration, Frequency analysis, Gait assessment, Low pass filter

1. 緒言

歩行運動において、正常と異常を区別する閾値の設定は非常に難しい問題だ。一般的に正常歩行とは健康者の歩行運動が基準とされる。しかし、個人の身体特性や、歩行状況によって歩行速度、歩幅にばらつきがあ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。

近年では可搬性とユーザビリティの双方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になり得ると示されている。しかし、加速度センサ出力には重力加速度が含まれており、歩行によって生じる動加速度を評価するためには、センサの傾斜角を考慮して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た動加速度を用いて歩行の周波数解析を行い、歩行評価を試みる。

2. 実験

歩行計測の参加者は成人健常男性1名(身長1.73m, 体重65kg)である。歩行計測においては、9軸モーションセンサ(スポーツセンシング社製, SS-WS1792)を左右下腿部長さ方向中心位置と腰部(左右PSIの中心)に取り付けた(図1)。下腿部に装着した9軸モーションセンサのセンサ座標系はX軸正方向が体の側面左方向、Y軸正方向が下腿部前面方向、Z軸正方向が下腿部長さ下方向である。腰部に装着した9軸モーションセンサのセンサ座標系はX軸正方向が体の側面左方向、Y軸正方向が体幹前面方向、Z軸正方向が体幹長さ下方向である。

実験参加者は通常歩行、両脚をクロスさせる歩容であるはさみ脚歩行を模倣した歩行(以下、はさみ脚歩行)、半身麻痺を想定し、体幹を回旋させることで足を前進させるぶん回し歩行を模倣した歩行(以下、ぶん回し歩行)を行った。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. 解析

センサ出力から重力加速度を除去するため、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。

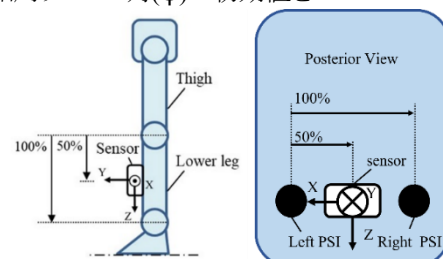


Fig.1 Sensor position

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。

$$\varphi_A = \text{atan2} \frac{A_y}{A_z} \quad (-\pi < \varphi_A < \pi) \quad (1)$$

$$\theta_A = \text{atan2} \frac{-A_x}{\sqrt{A_y^2 + A_z^2}} \quad (-\pi < \theta_A < \pi) \quad (2)$$

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。

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

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。

$$\begin{bmatrix} \psi_{t+1} \\ \theta_{t+1} \\ \varphi_{t+1} \end{bmatrix} = \int \begin{bmatrix} \dot{\psi}_t \\ \dot{\theta}_t \\ \dot{\varphi}_t \end{bmatrix} dt + \begin{bmatrix} \psi_t \\ \theta_t \\ \varphi_t \end{bmatrix} \quad (4)$$

ここで、 ψ_{t+1} , θ_{t+1} , φ_{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、 ψ_t , θ_t , φ_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。

さらに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静的加速度を取り除く(式(5))。

$$A_R = A_{orig} - iA \quad (5)$$

ただし,

$$A_{orig} = [A_x \ A_y \ A_z], \quad iA = [-\sin\theta_i \cdot g \ \cos\theta_i \sin\varphi_i \cdot g \ \cos\theta_i \cos\varphi_i \cdot g]$$

ここで, A_R は導出した動加速度, A_{orig} は加速度センサ出力を示しており, iA は加速度センサ出力に含まれる重力加速度を示す. これらを用いて導出した動加速度に対して周波数解析を行う.

4. 結果

本研究においては, 周波数解析結果のパワー比

Table1 Frequency analysis results (Normal gait)

	Dynamic ACC		Lowpass ACC	
	Frequency	Power	Frequency	Power
First peak	0.78125	0.376258	0.78125	0.607561
Second peak	2.34375	0.283468	2.34375	0.354101
Third peak	3.125	0.179331	7.03125	0.0744992

Table2 Frequency analysis results (Sissors gait)

	Dynamic ACC		Lowpass ACC	
	Frequency	Power	Frequency	Power
First peak	1.5625	1.34543	1.5625	1.30294
Second peak	0.78125	1.06826	3.125	0.565431
Third peak	2.34375	0.774632	6.25	0.137687

ーク値上位3つの周波数・パワーを抽出し, 歩行の特徴について考察する. 通常歩行, はさみ足歩行における Sensor1 (右下腿部) のX軸動加速度, X軸加速度(ローパス処理のみ)の結果をそれぞれ表1, 2に示す.

通常歩行においては, ローパス後の加速度, 動加速度共にすべての軸で倍成分や3倍成分などの整数倍の周波数成分のみが確認できた. 本結果については右下腿部に装着したセンサ1, 左下腿部に装着したセンサ2, 腰部に装着したセンサ3共に同様の傾向が得られている.

模擬はさみ足歩行においては, ローパス後の加速度, 動加速度共にX軸・Y軸で倍成分や3倍成分などの整数倍の周波数成分のみが確認できた. 一方で, Z軸においては, ローパス後の加速度, 動加速度共に整数倍の周波数成分ではない周波数でピークを確認した.

ローパス後の加速度, 動加速度の差異に着目すると, 模擬はさみ足歩行のX軸加速度において, ローパス後の加速度では第一ピークのパワーが通常歩行の2倍程度であるのに対し, 動加速度では通常歩行の4倍と大きく, 動加速度の結果はローパス後の加速度と比較して模擬はさみ足歩行における左右方向への下肢の振り出しの様子が明瞭に現れており, 歩行の判別が可能となっている.