

# 頭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 head acceleration

尹笑天<sup>1)</sup>, 原島琉空<sup>1)</sup>

指導教員 齊藤亜由子<sup>1)</sup>, 研究協力者 木澤悟<sup>2)</sup>

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

本研究では後頭部に単一の9軸モーションセンサを装着し、歩行計測・解析を行った。正常歩行、はさみ脚歩行、ぶん回し歩行の三種類を解析対象とし、接線加速度の結果から正常歩行とはさみ脚歩行の違いは主に側方向加速度に現れ、ぶん回し歩行は左右脚共に他二種類の結果と大きく異なる傾向であることが分かった。

キーワード：Acceleration, Gait, Head, IMU

### 1. 緒言

歩行は日常生活における移動手段として重要な動作の一つである。しかし、個人間や外的環境条件等によって歩行速度や歩幅は異なる。これに加え、運動機能を司る中枢神経や、関節・筋に疾患を有する場合は健常者の正常歩行と歩容が異なることが多い。そこで本研究では健常者による正常歩行、異常歩行二種類を模倣した歩行の計三種類の歩行を9軸モーションセンサにより計測・解析する。

9軸モーションセンサは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コンパクトで可搬性とユーザビリティに優れたセンサである。9軸モーションセンサや加速度センサは計測場所に制限を受けないことから、様々な研究において歩行計測に用いられているが、そのほとんどにおいて重力加速度を含む加速度解析が行われている。しかし、歩容の異常性は動作に起因する加速度に現れるため、加速度センサ出力から重力加速度を除去した加速度に対する解析が重要である。

そこで本研究では、センサの姿勢を逐次推定することで、加速度センサ出力から重力加速度を除去し、動作に起因する加速度のみを用いて歩行中の加速度を解析する。

### 2. 実験

被験者は身長 186cm、体重 82kg の健常成人男性

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）を図1に示す後頭部に装着した。単一の加速度センサを用いた歩行解析では体幹動揺から歩容を評価することが多い。しかし、本研究の最終的な目標は低年齢児の歩行解析であり、動作中における低年齢児の頭部動揺が成人とは異なる特徴を持つことから、頭部加速度解析の第一歩として本研究では頭部へセンサを装着している。9軸モーションセンサはX軸が体側の左方向、Y軸が進行方向、Z軸が頭部の鉛直下方向をそれぞれ正方向としている。計測実験では正常歩行、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

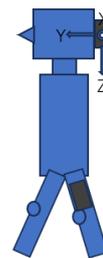


Fig.1 Sensor position

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 ( $\phi$ ), Y 軸周りのピッチ角 ( $\theta$ ), Z 軸周りのヨー角 ( $\psi$ ) の初期値を算出する. X 軸周りのロール角 ( $\phi$ ) と Y 軸周りのピッチ角 ( $\theta$ ) 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  $\psi_m$  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.

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

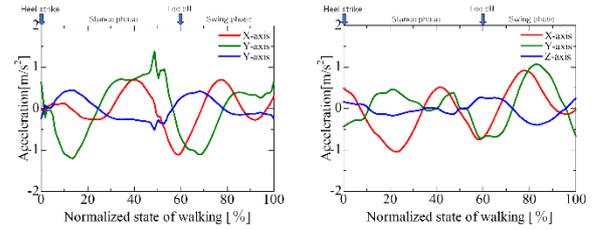
ここで,  $\phi_{t+1}$ ,  $\theta_{t+1}$ ,  $\psi_{t+1}$  は時刻  $t+1$  におけるロール角, ピッチ角, ヨー角であり,  $\phi_t$ ,  $\theta_t$ ,  $\psi_t$  は時刻  $t$  におけるロール角, ピッチ角, ヨー角を示す.

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  $A_s$  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.

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

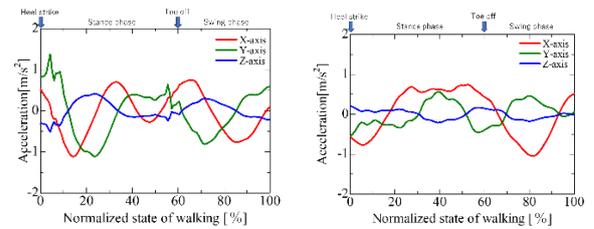
ここで,  $\omega$  はジャイロセンサ出力,  $r$  は位置ベクトルであり,  $g$  は重力加速度である. 身体に加速度センサを取り付けた場合, 関節から加速度センサまでの位置ベクトルとなり, ほぼ一定 ( $r \approx 0$ ) となるた



(a)Right

(b)Left

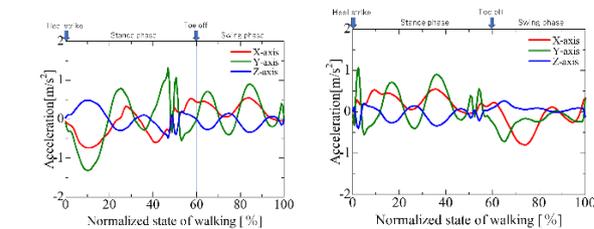
Fig.1 Tangential acceleration during normal gait



(a)Right

(b)Left

Fig.2 Tangential acceleration during scissors gait



(a)Right

(b)Left

Fig.3 Tangential acceleration during circumduction gait

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.

#### 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. 各歩行における接線加速度を図 1~3 に示す. 正常歩行とはさみ脚歩行は左右対称の結果であり, 二種類の歩行の違いは主に X 軸加速度に表れている. ぶん回し歩行は左右非対称であり, 左右共に他二種類の結果と大きく異なる傾向である.