

下腿部の動加速度を用いた歩行評価に関する研究

A study on gait evaluation using dynamic acceleration of lower legs

○学 齋 夏生^{*1}, 佐藤 颯^{*1}, 森地 振一郎^{*2}, 木澤 悟^{*3}, 齊藤 亜由子^{*1}
Natsuki SAI^{*1}, Hayato SATO^{*1}, Shinichiro MORICHI^{*2}, Satoru KIZAWA^{*3} and Ayuko SAITO^{*1}

^{*1} 工学院大学 Kogakuin University

^{*2} 東京医科大学 Tokyo Medical University

^{*3} 秋田工業高等専門学校 National Institute of Technology, Akita College

In this study, we compare the characteristics of normal gait and abnormal gait such as scissors gait using dynamic acceleration. Gravitational acceleration is included in the acceleration sensor output. When the posture of the body part where the sensor is attached changes significantly, the gravitational acceleration is included in each axis output of the sensor. It is difficult to evaluate the acceleration caused only by walking motion. Therefore, the dynamic acceleration is obtained by subtracting the gravitational acceleration from the accelerometer output by sequentially estimating the sensor pose using a sensor fusion that utilizes a three-axis gyroscope, a three-axis accelerometer, and a three-axis magnetometer to evaluate the characteristics of normal gait and abnormal gait. The results demonstrate that the dynamic acceleration describes the change in acceleration caused by walking, which cannot be clearly confirmed using the acceleration sensor outputs. Thus, dynamic acceleration can be expected to be used for a wide range of gait evaluations, such as the identification of gait abnormalities and evaluation of recovery in rehabilitation.

Key Words : Abnormal gait, Dynamic acceleration, Lower legs, Motion sensor, Pose estimation

1. 緒 言

歩行中に下肢の痛みと疲労感が強くなり足を引きずるようになる間欠性跛行や、左右の足の長さが異なることにより片方の足が接地するときに墜落するような歩容が観察される墜落性跛行は、骨や関節の異常に起因する歩行障害である。また、つま先を引きずるように歩く痙性歩行や腰を左右に振りながら歩く動揺性歩行は脳性麻痺に起因する歩行障害として知られている⁽¹⁾。

歩行障害におけるリハビリテーションの効果測定や、運動障害の程度を判定する基準の一つとして歩行評価が行われている⁽²⁾。計測器を使用した定量的評価において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・軽量の慣性センサを用いた歩行評価方法が提案されている。これまでに、単一あるいは少数の慣性センサのみを用いた計測により、歩行における加速度のパターン化⁽³⁾、加速度の周波数解析や特徴量抽出など⁽⁴⁾、加速度を用いた歩行評価が行われている。加速度センサは目視で確認することのできない特異なパターンを検出することが可能であり、異常歩行の判定だけでなく個人の歩容における特徴抽出にも利用されている⁽⁵⁾。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。

これまでに、静止立位時のセンサ傾斜角を用いた重力加速度の除去⁽⁶⁾や、ジャイロセンサを用いたセンサの姿勢計測による重力加速度の除去⁽⁷⁾が行われているが、前者は体幹の傾斜が大きい歩行には対応することができず、後者はドリフト誤差によって時間経過に伴い姿勢計測の精度が低下する。加速度センサ出力から重力加速度を適切に除去するためには、身体に装着したセンサの姿勢を精度よく計測することが重要である。

そこで本研究では、健康者の左右下腿部、腰部に9軸モーションセンサを装着して通常歩行、はさみ脚歩行を模倣した足先で接地する歩行、およびぶん回し歩行を模倣した歩行を計測し、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を評価する。

2. 実 験

被験者は健康成人男性 3 名である。被験者の身体情報を表 1 に示す。歩行計測実験は秋田工業高等専門学校において実施し、本実験については臨床実験に関する秋田工業高等専門学校ヒト倫理審査委員会、工学院大学ヒトを対象とする研究倫理審査委員会の承認を得るとともに、あらかじめ被験者に十分な説明を与え、同意を得た。

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⁽⁸⁾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。

計測実験では通常歩行、両脚をクロスさせる歩容であるはさみ脚歩行⁽⁹⁾を模倣した歩行（以下、はさみ脚歩行）、片足を回すように歩くぶん回し歩行⁽¹⁰⁾を模倣した歩行（以下、ぶん回し歩行）の計測を行った。計測毎の歩幅をそろえるため、あらかじめ被験者の歩幅を計測し、歩行路上へ歩幅長（70cm）毎に目印となるシールを貼付した。また、可能な限り一定の歩幅でメトロノーム 90bpm に合わせて一歩ずつ自然に前進するように指示した。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。

Table1 Physical characteristics of participants

	Participant A	Participant B	Participant C
Height[mm]	1710	1700	1730
Weight[kg]	51	71	65
Length of thigh[mm]	480	500	460
Length of lower leg[mm]	430	380	410

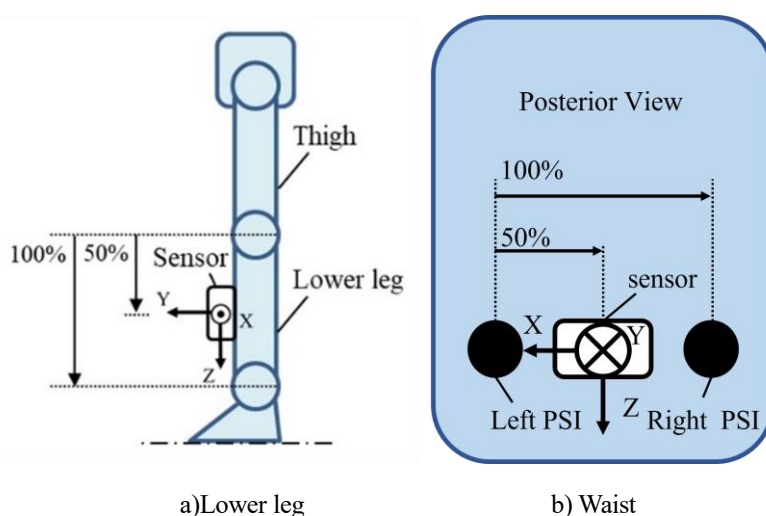


Fig.1 Sensor position and sensor coordinate system

3. 動加速度の導出

基準座標系は鉛直方向を Z 軸とした右手座標系で定義した。X 軸周りの角度をロール角(φ)、Y 軸周りの角度をピッチ角(θ)、Z 軸周りの角度をヨー角(ψ)と定義し、反時計回りを正方向とした。

センサが傾斜した場合、センサの各軸出力には重力加速度が含まれる。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ロール角、ピッチ角、ヨー角の初期値を算出する。ロール角とピッチ角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。⁽¹¹⁾

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

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

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り、 φ_A 、 θ_A は加速度センサ出力を用いて算出したロール角、ピッチ角の初期値を示す。

ヨー角の初期角度算出に用いる地磁気センサ出力は、あらかじめ磁場外乱による影響を除去して用いる⁽¹¹⁾。また、地磁気センサ出力は、センサが傾斜した場合磁場を正確に検出することができなくなるため、式(3)に示す補正式を用いて傾斜誤差を補正する。

$$\begin{bmatrix} i m_x \\ i m_y \\ i m_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_A & \sin \varphi_A \sin \theta_A & \cos \varphi_A \sin \theta_A \\ 0 & \cos \varphi_A & -\sin \varphi_A \\ -\sin \theta_A & \sin \varphi_A \cos \theta_A & \cos \varphi_A \cos \theta_A \end{bmatrix} \begin{bmatrix} m_x \\ m_y \\ m_z \end{bmatrix} \quad (3)$$

ここで、 $i m$ は傾斜誤差を補正した磁場である。傾斜誤差補正後の磁場を用いることにより、センサ座標系におけるヨー角の初期値 ψ_m は式(4)で表すことができる。

$$\psi_m = \text{atan} \frac{-i m_y}{i m_x} \quad (-\pi < \psi_m < \pi) \quad (4)$$

動作中におけるロール角、ピッチ角、ヨー角の微分値は、ジャイロセンサ出力を式(5)に示すロール・ピッチ・ヨー角の微分式へ適用することにより算出可能である。

$$\begin{bmatrix} \dot{\psi}_t \\ \dot{\theta}_t \\ \dot{\varphi}_t \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & \sin \varphi_t \sec \theta_t & \cos \varphi_t \sec \theta_t \\ 0 & \cos \varphi_t & -\sin \varphi_t \\ 1 & \sin \varphi_t \tan \theta_t & \cos \varphi_t \tan \theta_t \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix} \quad (5)$$

ここで、 $\dot{\psi}_t$ 、 $\dot{\theta}_t$ 、 $\dot{\varphi}_t$ はそれぞれロール角、ピッチ角、ヨー角の微分値であり、 φ_t 、 θ_t 、 ψ_t は時刻 t におけるロール角、ピッチ角、ヨー角、 ω_x 、 ω_y 、 ω_z は3軸周りのジャイロセンサの出力である。式(5)を式(6)に適用することによって動作中のセンサ姿勢角を算出することが可能である。

$$\begin{bmatrix} \psi_{t+1} \\ \theta_{t+1} \\ \varphi_{t+1} \end{bmatrix} = \int \begin{bmatrix} \dot{\psi}_t \\ \dot{\theta}_t \\ \dot{\varphi}_t \end{bmatrix} dt + \begin{bmatrix} \psi_t \\ \theta_t \\ \varphi_t \end{bmatrix} \quad (6)$$

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.

センサの姿勢推定のための拡張カルマンフィルタを構成するために, 非線形離散時間システムを構築する. 非線形状態方程式は, 動作中の姿勢角を算出する式(6)を用いて構築する. 非線形観測方程式は, ヨー角の算出式 (式(4)) と加速度センサ出力を用いて構築する. 非線形状態方程式, 非線形観測方程式をそれぞれ式(7), (8)に示す.

$$x_{t+1} = F(x_t) + w_t \quad (7)$$

$$y_t = H(x_t) + v_t \quad (8)$$

ただし,

$$x_t = \begin{bmatrix} \psi_i \\ \theta_i \\ \varphi_i \end{bmatrix},$$

$$F(x_t) = \begin{bmatrix} \psi_i + \sin\varphi_i \sec\theta_i \omega_{y_i} \cdot Ts + \cos\varphi_i \sec\theta_i \omega_{z_i} \cdot Ts \\ \theta_i + \cos\varphi_i \omega_{y_i} \cdot Ts - \sin\varphi_i \omega_{z_i} \cdot Ts \\ \varphi_i + \omega_{x_i} \cdot Ts + \sin\varphi_i \tan\theta_i \omega_{y_i} \cdot Ts + \cos\varphi_i \tan\theta_i \omega_{z_i} \cdot Ts \end{bmatrix},$$

$$y_t = \begin{bmatrix} \psi_{m_i,t} \\ A_{x_i,t} \\ A_{y_i,t} \\ A_{z_i,t} \end{bmatrix},$$

$$H(x_t) = \begin{bmatrix} \psi_t \\ ({}^0R_i)_t^T \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} \end{bmatrix}$$

ここで, t , $t+1$ は時刻を示しており, w_t , v_t は白色雑音である. 拡張カルマンフィルタを解くために $F(x_t)$, $H(x_t)$ の偏微分 $f(x_t)$ と $h(x_t)$ をそれぞれ式(9), (10)に算出する.

$$f(x_t) = \frac{\partial F(x_t)}{\partial x_t} \quad (9)$$

$$h(x_t) = \frac{\partial H(x_t)}{\partial x_t} \quad (10)$$

以上より, 式(11)~(15)で表される非線形離散システムを用いて, 予測ステップ (式(11), (12)) とフィルタリングステップ (式(13)~(15)) から成る拡張カルマンフィルタアルゴリズムを推定値が収束するまで繰り返し計算することにより, 初期姿勢を推定する.

$$x_{t+1}^- = F(x_t) \quad (11)$$

$$P_{t+1}^- = f_t P_t f_t^T + Q \quad (12)$$

$$K_{t+1} = P_{t+1}^- h_{t+1}^T (h_{t+1} P_{t+1}^- h_{t+1}^T + R)^{-1} \quad (13)$$

$$x_{t+1} = x_{t+1}^- + K_{t+1} (y_{t+1} - H_{t+1}) \quad (14)$$

$$P_{t+1} = (I - K_{t+1} h_{t+1}) P_{t+1}^- \quad (15)$$

ここで, P は誤差共分散行列, K はカルマンゲイン, Q, R はそれぞれ非線形状態方程式, 非線形状態方程式における白色雑音 w_t , v_t の共分散行列である. x_{t+1}^- , P_{t+1}^- は時刻 t までの情報を用いて推定した時刻 $t+1$ における状態量と誤差共分散行列であり, x_{t+1} , P_{t+1} は時刻 $t+1$ における状態量と誤差共分散行列である.

拡張カルマンフィルタにより求められるセンサの姿勢を用いて、計測時の加速度センサ出力に含まれる静的加速度を取り除く（式(16)）。

$$A_R = A_{orig} - {}^iA \quad (16)$$

ただし、

$$A_{orig} = \begin{bmatrix} A_x \\ A_y \\ A_z \end{bmatrix}, {}^iA = \begin{bmatrix} -\sin\theta_i \cdot g \\ \cos\theta_i \sin\phi_i \cdot g \\ \cos\theta_i \cos\phi_i \cdot g \end{bmatrix}$$

ここで、 A_R は導出した動加速度、 A_{orig} は補正前の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。

4. 結 果

結果の一例として、被験者 A の通常歩行とぶん回し歩行の結果を図 2～9 に示す。図 2～5 は各歩行の一試行における加速度センサ出力 (Raw), 加速度センサ出力のローパスフィルタ処理後 (Lowpass), 動加速度 (Dynamic) の結果であり、図 6～9 は各歩行の五試行における加速度センサ出力のローパスフィルタ処理後 (Lowpass), 動加速度 (Dynamic) の結果を平均値と標準偏差で示している。なお、腰部に装着した sensor5 の結果においては、右脚の一步行周期区間の結果を示している。

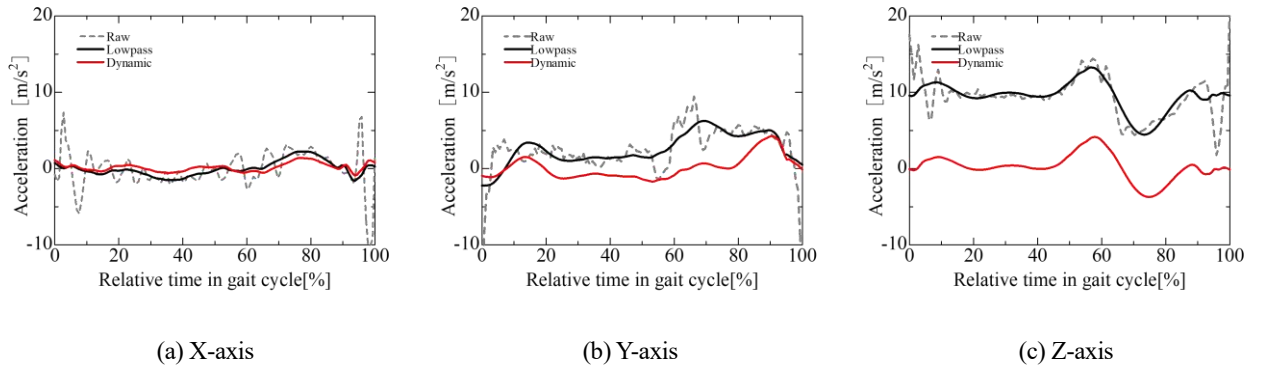


Fig.2 Acceleration of sensor1 (right leg) during normal gait trial 1 (Participant A)

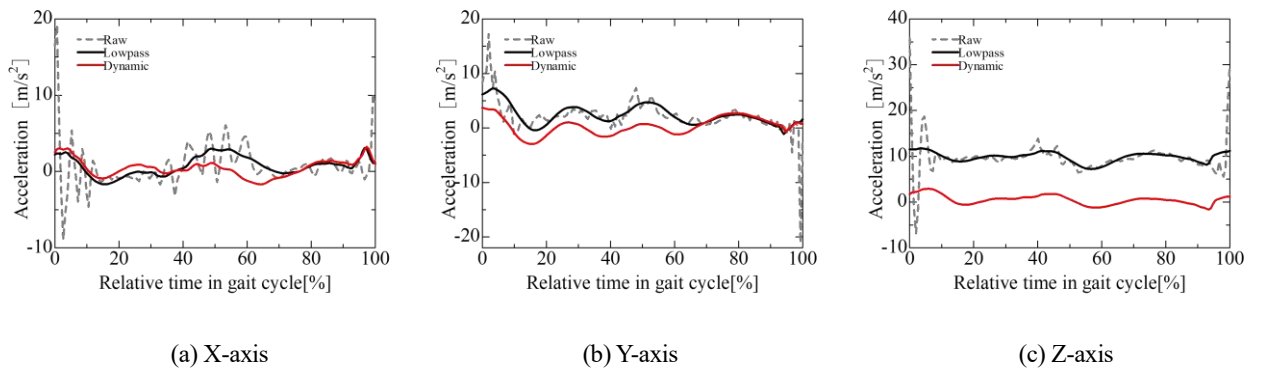


Fig.3 Acceleration of sensor1 (right leg) during circumduction gait trial 1 (Participant A)

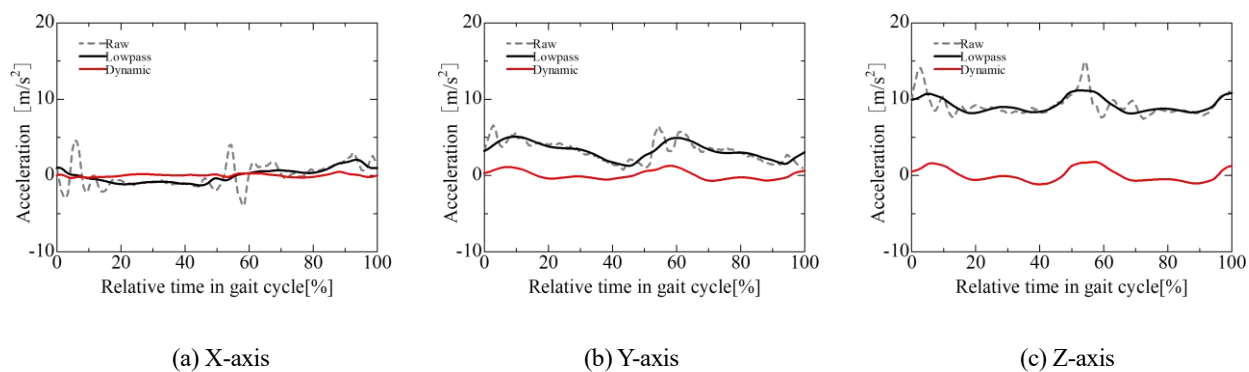


Fig.4 Acceleration of sensor5 (lower-back) during normal gait trial 1 (Participant A)

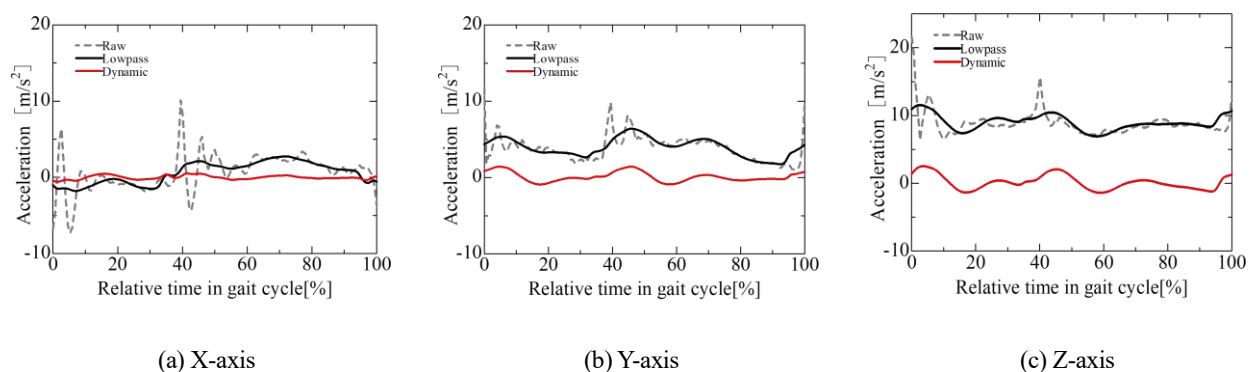


Fig.5 Acceleration of sensor5 (lower-back) during circumduction gait trial 1 (Participant A)

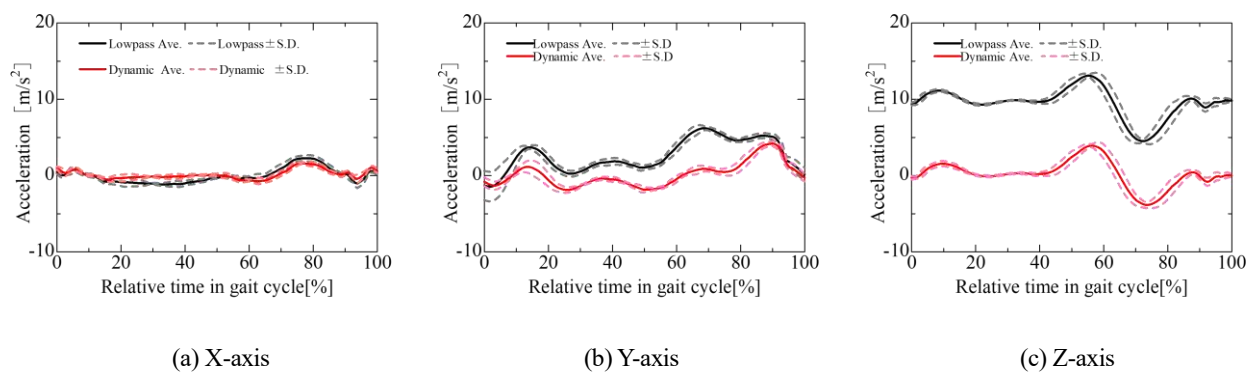


Fig.6 Acceleration of sensor1 (right leg) during normal gait trial 1-5 (Participant A)

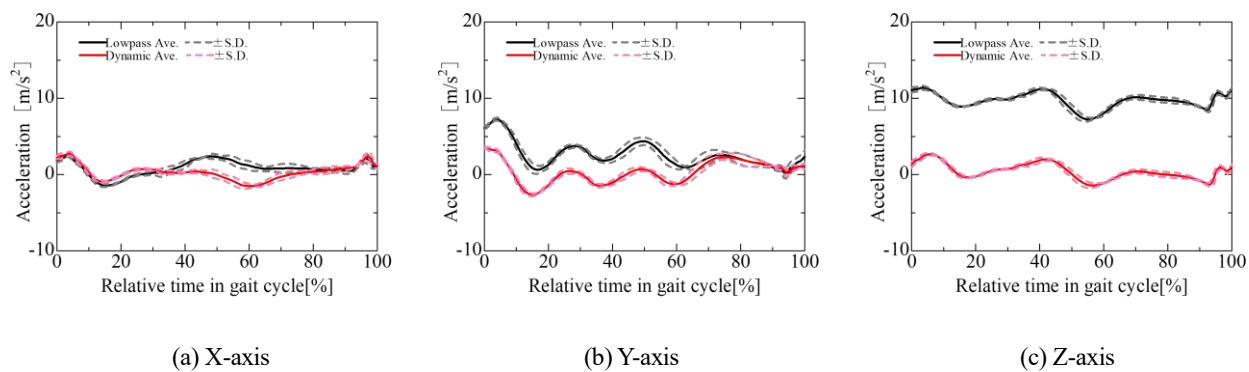


Fig.7 Acceleration of sensor1 (right leg) during circumduction gait trial 1-5 (Participant A)

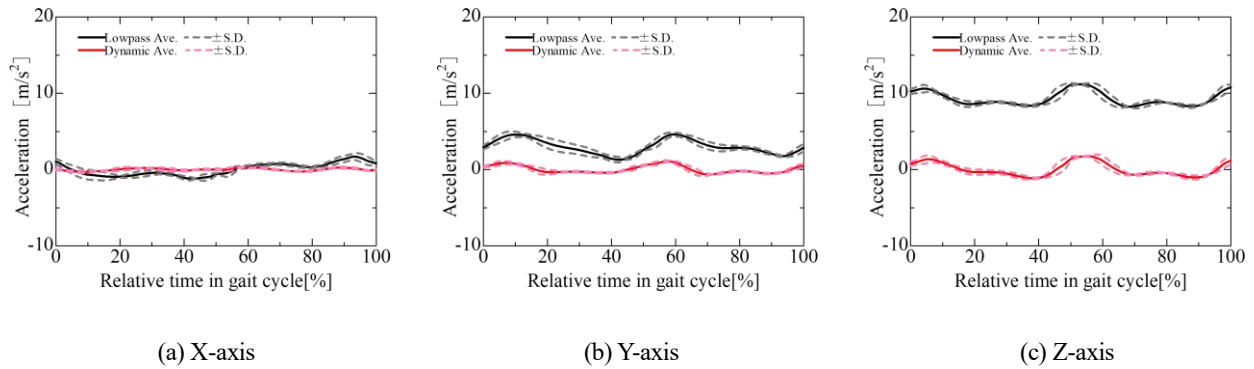


Fig.8 Acceleration of sensor5 (lower-back) during normal gait trial 1-5 (Participant A)

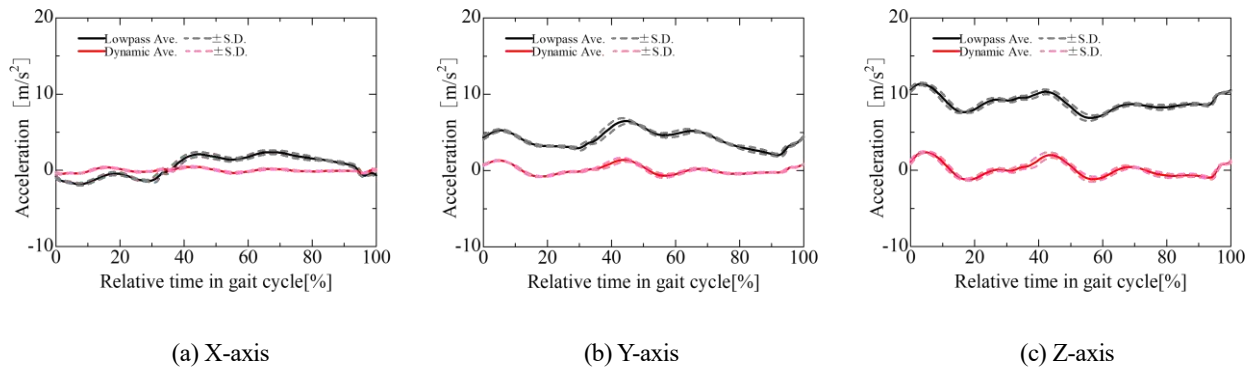


Fig.9 Acceleration of sensor5 (lower-back) during circumduction gait trial 1-5 (Participant A)

一試行分の結果（図2～5）より，加速度センサ出力とローパスフィルタ処理後の結果が同様の傾向を示していることから，歩行の特徴を失うことなく適切にローパスフィルタ処理できていることが確認できる．また，ローパスフィルタ処理後の結果と動加速度の結果を比較すると，姿勢推定によって重力加速度を除去できていることが示されている．

また，五試行分の結果（図6～9）においては標準偏差が小さいことから，歩行の再現性が確認できる．

5. 考 察

ローパスフィルタ処理後の結果と動加速度の結果を比較することにより，歩行評価における動加速度の有用性について検討する．通常歩行において，脚部のX軸（Fig.6(a)）ではローパス処理後と動加速度の結果がほぼ一致していることから，下腿部は内外転していないことが示されている．Y軸（Fig.6(b)）ではローパス処理後の結果において遊脚期開始時に進行方向への加速度が大きく増加しているが，動加速度は遊脚期開始時の加速度増加が小さく，遊脚期中期に増加している．本結果より，遊脚期初期の膝屈曲によりセンサY軸が重力方向を向くためY軸出力に含まれる重力加速度は増大するが，動加速度においてはY軸出力に含まれる重力速度を除去できている可能性を示している．また，動加速度が遊脚期中期から後期にかけて増加しているのは，HC（踵接地）に向けた進行方向への加速度が増加していることに起因すると考えられる．すなわち，ローパス処理後の結果においては遊脚期中期以降の膝屈曲減少によりY軸出力に含まれる重力加速度が減少する一方で進行方向への加速度が増大しており，HCに向けた進行方向への加速度増加が明確に確認できない結果となっている．しかし動加速度においては進行方向への加速度増加が明確に確認できる点で，遊脚期後期の進行方向への下腿部加速度の評

価においては動加速度の有用性が示唆された。さらに Z 軸 (Fig.6 (c)) では遊脚期前半でローパス処理後と動加速度の差分がやや小さくなっている。本結果は、遊脚期前半において膝の屈曲により下腿部の長さ方向が重力方向から逸れるため、センサ出力の Z 軸成分に含まれる重力加速度が減少したことを示していると考えられる。

腰部の結果において、X 軸 (Fig.8 (a)) ではローパス処理後と動加速度の結果がほぼ一致していることから、腰部は内外転していないことが示されている。Y 軸 (Fig.8 (b)) では立脚期前半と遊脚期にローパス処理後の結果と動加速度の差が大きくなっている。本結果は、立脚期前半と遊脚期に体幹が屈曲傾向であるため、加速度センサの Y 軸出力に重力加速度が含まれている可能性を示している。Z 軸 (Fig.8 (c)) においては、ローパス処理後と動加速度が重力加速度分オフセットしており、センサの Z 軸方向が常にほぼ重力方向を向いていることを示している。

ぶん回し歩行において、脚部の X 軸 (Fig.7 (a)) ではぶん回す側の足である右脚において立脚期後半から遊脚期にかけてローパス処理後の値が大きくなっている。本結果は右脚をぶん回した際、すなわち外転させたときに X 軸が重力方向に傾いた可能性があり、この変化は通常歩行の X 軸動加速度には見られない特徴である。Y 軸 (Fig.7 (b)) では立脚期においてローパス処理後の結果が動加速度よりもややプラスにオフセット傾向である。本結果は、立脚期における膝の屈曲が大きいことが要因で下腿部が重力方向に傾いており、Y 軸出力に重力加速度が含まれている可能性を示している。Z 軸 (Fig.7 (c)) ではローパス処理後と動加速度が重力加速度分オフセットしており、センサの Z 軸方向が常にほぼ重力方向を向いていることを示している。

腰部の結果において、X 軸 (Fig.9 (a)) では動加速度が一歩行周期を通してほぼ 0 を維持しているのに対し、ローパス処理後の結果では立脚期後半から遊脚期にかけて動加速度よりもやや大きな値を維持している。本結果は、ぶん回し歩行において立脚期後半から遊脚期にかけて体幹が側屈しているため加速度センサの X 軸出力に重力加速度が含まれている可能性を示している。Y 軸 (Fig.9 (b)) において、動加速度は一歩行周期を通してほぼ 0 を維持しているが、ローパス処理後の結果は一歩行周期を通してプラス側にオフセットしており、歩行中常に体幹が屈曲していた可能性が考えられる。Z 軸 (Fig.9 (c)) ではローパス処理後の結果と動加速度が重力加速度分オフセットしており、センサの Z 軸方向が常にほぼ重力方向を向いていた可能性を示している。

6. 結 言

本研究では加速度を用いた通常歩行と異常歩行の鑑別のため、3 個の 9 軸モーションセンサを左右下腿部、腰部に取り付け歩行計測実験を行い、センサの姿勢変化を考慮して加速度センサ出力から重力加速度を除去した。重力加速度を除去した動加速度と、加速度センサ出力のローパスフィルタ処理後の結果を比較することにより、左右下腿部、腰部に装着した 3 個のセンサの動加速度を用いて、通常歩行と異常歩行を識別できる可能性について検討した。その結果、主に膝の屈曲伸展に伴う各軸の重力加速度成分の増減によって、加速度センサ出力からは明確に確認できない歩行によって生じる加速度の変化を動加速度で確認できる可能性を示すことができた。

文 献

- (1) 御所南リハビリテーションクリニック (2018) 「歩行障害の種類とその原因とは？」 (online), available from <goshominami-clinic.jp>, 参照日 (2023 年 6 月 15 日)
- (2) Sarathy, K., Doshi, C. and Aroojis, A., Clinical examination of children with cerebral palsy, Indian Journal of Orthopaedics, Vol.53, No.1 (2019), pp. 35-44. DOI: 10.4103/ortho.IJOrtho_409_17
- (3) Onozaki, A., Ogawa, M., Nitta, S., Sato, M., Satake, M. and Shioya, T., Relationships between acceleration and walking weight load determined by triaxial accelerometry and a foot pressure measurement system, Rigakuryoho Kagaku (in Japanese), Vol.30, No.6 (2015), pp. 903-907.
- (4) Sarathy, K., Doshi, C. and Aroojis, A., Harmonic ratio is the most responsive trunk-acceleration derived gait index to rehabilitation in people with Parkinson's disease at moderate disease stages, Gait & Posture, Vol.97 (2022), pp. 152-158. DOI: 10.4103/ortho.IJOrtho_409_17

- (5) Yang, P., Yang, Q. and Watanabe, Y., User identification on walking by deep learning based on 3-axis acceleration after coordinate transformation of smartphone, IEICE Technical Report (in Japanese), Vol.122, No.29 (2022), pp.85-90.
- (6) Kavanagh, J. J., Barrett, R. S. and Morrison, S., Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men, *Gait & Posture*, Vol.20, No.3 (2004), pp. 291-298.
- (7) Tanaka, T., Sato, H., Kamide, N. and Shiba, Y., Reliability of trunk acceleration during gait using a gyro-accelerometer combo sensor: correcting for the effect of gravity based on the sensor's orientation, *Journal of the Society of Biomechanisms* (in Japanese), Vol.36, No.1 (2012), pp.36-41.
- (8) 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, *バイオメカニズム*, Vol.11 (1992), p.23-33
- (9) 岐阜大学大学院医学系研究科脳神経内科学分野(2018)「2つの鋏脚(はさみあし)歩行/scissors gait」(online), available from <<https://www.med.gifu-u.ac.jp/neurology/column/observation/022.html>>, 参照日 (2023 年 6 月 15 日)
- (10) AYUMIEYE(2022)「ぶん回し歩行」とは? 脳の病気との意外な関係性について」(online), available from <<https://www.ayumieye.com/circumduction-gait/>>, 参照日 (2023 年 6 月 15 日)
- (11) 齊藤亜由子, 森地振一郎, 齋夏生, 八木勇紀, 木澤悟, 痙性麻痺に起因する歩行障害の運動学的評価に関する研究, *Dynamic & Design Conference* (2022), DOI: 10.1299/jsmedmc.2022.506