

D-OS5-1-1-02

下腿部における並進・遠心・接線加速度の周波数解析を用いた歩行評価

Gait Evaluation Using Frequency Analysis of Translational, Centrifugal, and Tangential Acceleration in the Lower Leg

○学 黒瀧 和寿^{*1}, 学 齋 夏生^{*1},
森地 振一郎^{*2}, 正 木澤 悟^{*3}, 正 齊藤 亜由子^{*1}
Kazutoshi KUROTA^{*1}, Natsuki SAI^{*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

This study describes gait evaluation using frequency analysis of translational, centrifugal, and tangential acceleration in the lower leg. A healthy adult female participated in the gait measurement. 9-axis motion sensors were attached to the right and left lower legs. The participant performed normal gait, scissors gait, which mimics abnormal gait caused by a central nervous system disorder of the brain, and circumduction gait, which mimics abnormal gait in a state in which only the right leg is paralysed. The translational, centrifugal, and tangential acceleration accelerations are calculated from the accelerometer output by removing the gravitational acceleration. Frequency analysis is performed on each acceleration. The results demonstrate the characteristics of the characteristics of each gait, although the results may difference between individuals.

Key Words : Abnormal gait, FFT Analysis, Dynamic acceleration , Translational acceleration, Centrifugal acceleration, Tangential acceleration.

1. 結 言

脳性麻痺⁽¹⁾などの中枢神経疾患は生後早い時期における診断が困難であることもあり、独歩開始後に歩行異常が発見される例も少なくはない。また、臨床における歩行評価では評価者間の信頼性が課題となることもあり、疾患の見逃しを防ぐためには評価者に依存しない定量的な歩行評価指標を確立する必要がある。

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⁽²⁾。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歩行異常を検出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、加速度センサ出力を用いた周波数解析では、異常歩行と正常歩行の周波数特性が歩行動作によって生じるどのような加速度の特徴を表しているのか説明することが容易でないことも多い。

そこで本研究では、ジャイロ・加速度・地磁気センサを用いたセンサ・フュージョン⁽³⁾を使用して加速度センサ出力から並進加速度、遠心加速度、接線加速度を算出し、歩行における各加速度成分の周波数解析を行うことで、実際の歩行動作によって生じる加速度の特徴と併せて周波数解析結果の特徴について考察する。

2. 実 験

歩行計測の参加者は成人健常女性 1 名である。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）を左右下腿部に、長さ方向中心位置に取り付けた（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 軸正方向が下腿部全面方向、Z 軸方向が下腿部鉛直下方向である。実験参加者は正常歩行、脳の中枢神経に起因する異常歩行を模倣した歩行（以下、ハサミ脚歩行）。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

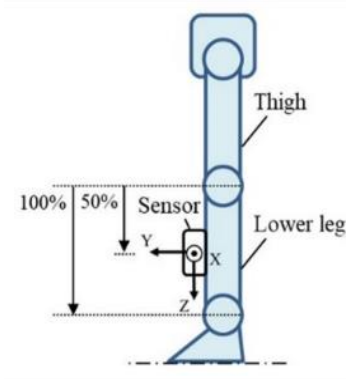


Fig.1 Sensor position

歩行（以下、ぶん回し歩行）を行った．正常歩行は「普段建物内の廊下を歩くときの自然な速度」，異常歩行は「無理のない範囲で正常歩行とほぼ同じ速度」である．9 軸モーションセンサのサンプリング周波数は 200（Hz）である．

3. 解 析

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．

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

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

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．

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

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， 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．

加速度センサ出力 A_s は，並進加速度 $a_{(t)}$ と遠心加速度 $\omega_{(t)} \times \omega_{(t)} \times r$ ，接線加速度 $\dot{\omega}_{(t)} \times r$ ，コリオリの加速度 $2\omega_{(t)} \times \dot{r}$ の和として式(5)で表すことができる．

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

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。

本研究では、並進加速度、遠心加速度、接線加速度に対して周波数解析を行う。

4. 結 果

4・1 並進加速度のセンサ座標系 Z 軸成分

正常歩行 (Normal gait) における右脚並進加速度のセンサ座標系 Z 軸成分を周波数解析した結果を図 2(a)に、ハサミ脚歩行 (Scissors gait) における右脚並進加速度の Z 軸成分周波数解析結果を図 2(b)に、半身麻痺を想定したぶん回し歩行 (Circumduction gait) における左脚並進加速度のセンサ座標系 Z 軸成分の周波数解析結果を図 2(c)に、右脚の結果を図 2(d)に示す。

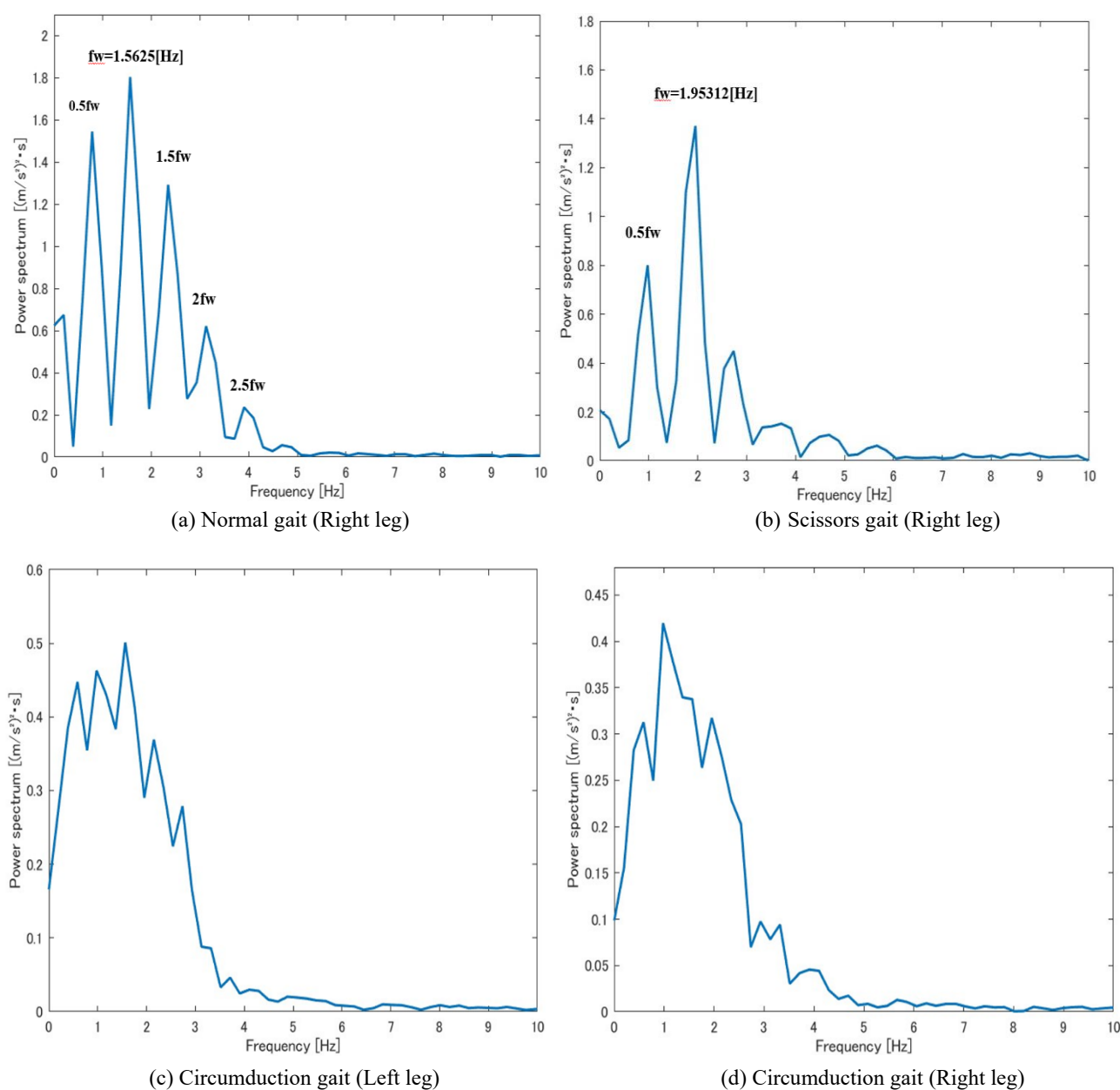


Fig.2 Frequency analysis results of Z-axis components in the translational accelerations

図 2(a)の正常歩行より、パワーが最大の周波数を基本周波数 fw としたとき、 $0.5fw$ 成分（基本周波数の 0.5 倍成分）、 $1.5fw$ 成分（基本周波数の 1.5 倍成分）、 $2fw$ 成分（基本周波数の 2 倍成分）、 $2.5fw$ 成分（基本周波数の 2.5 倍成分）の周波数成分が表れている。一方、ハサミ脚歩行（Scissors gait）は基本周波数 fw と $0.5fw$ のみ顕著に表れている。 $2[Hz]$ 以上の周波数帯に周波数成分が表われていない点も正常歩行との相違点である。ぶん回し歩行では両脚ともに fw （基本周波数）とみられる波が確認できず、左右で周波数特性の明確な差異が見られなかった。通常歩行の右脚（図 2(a)）とぶん回し歩行において健足としていた左脚の結果（図 2(c)）を比較すると、通常歩行では fw の前後に 0.5 倍刻みの周波数成分が表れているが、ぶん回し歩行では基本周波数であることが判別できる程度の大きな波形が見られないことが特徴である。センサ座標系における並進加速度の Z 軸成分は主に体幹の上下動によって影響を受けているため、本結果は右半身麻痺患者を模倣した歩行が正常歩行と比べてより強く踏み出して歩くなどの特徴が現れたものと考えられる。また、通常歩行の右脚（図 2(a)）とぶん回し歩行において患足としていた右脚の結果（図 2(d)）を比較すると、左脚と同様に基本周波数であることが判別できる程度の大きな波形が見られない。本結果は、ぶん回し歩行の患足側では体幹の回旋力を利用して脚を後ろから前に動かす右半身麻痺患者特有の動きが行われるため、通常歩行における並進加速度の Z 軸成分の特徴とは異なる結果になったと考えられる。

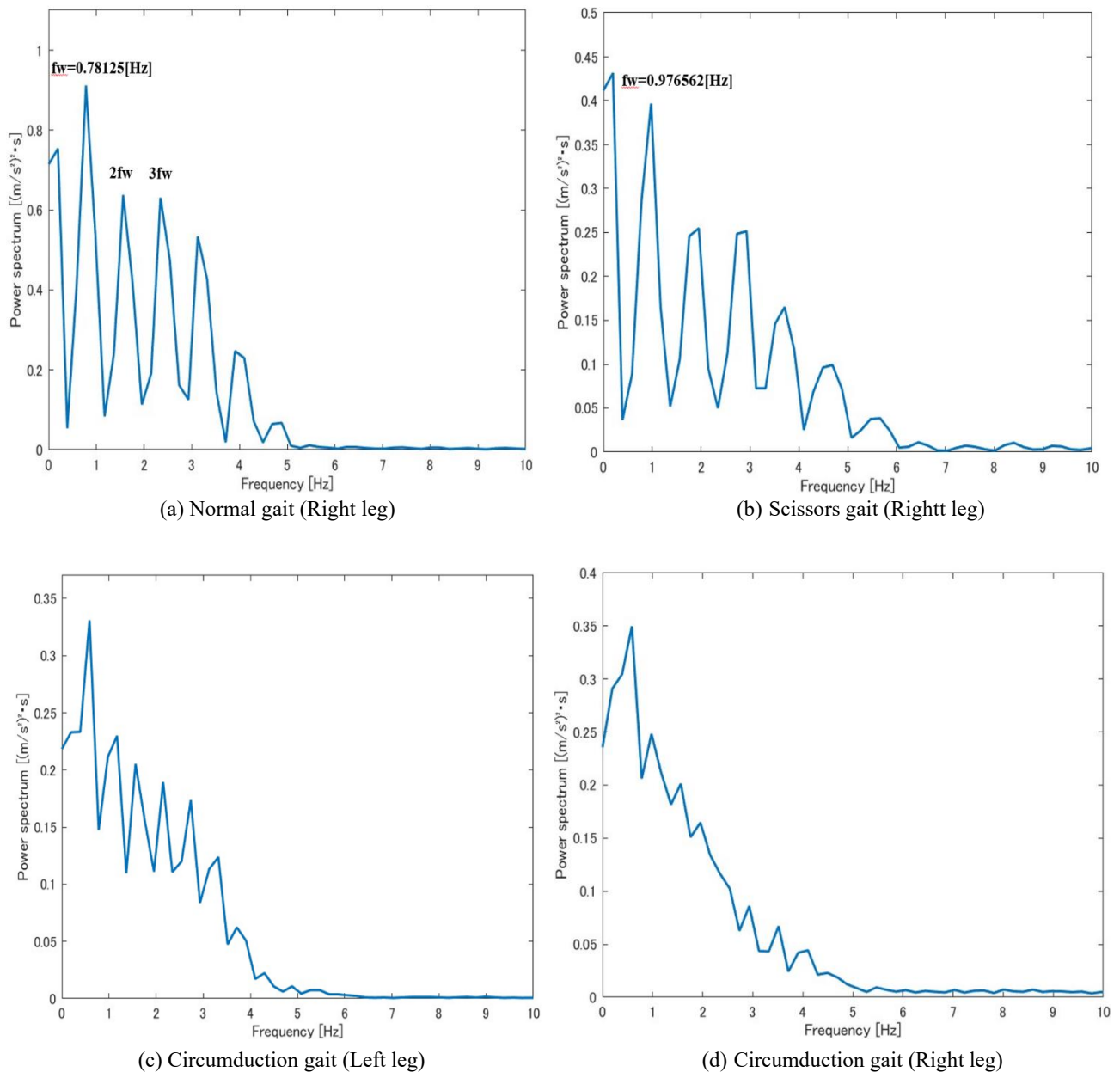


Fig.3 Frequency analysis results of Z-axis components in the centrifugal accelerations

4・2 遠心加速度のセンサ座標系 Z 軸成分

正常歩行 (Normal gait) における右脚遠心加速度のセンサ座標系 Z 軸成分の周波数解析結果を図 3(a)に、ハサミ脚歩行 (Scissors gait) における右脚遠心加速度の Z 軸成分周波数解析結果を図 3(b)に、半身麻痺を想定したぶん回し歩行 (Circumduction gait) における左脚遠心加速度のセンサ座標系 Z 軸成分の周波数結果を図 3(c)に、右脚の結果を図 3(d)に示す。

図 3(a)より、正常歩行では fw (基本周波数), $2fw$ (基本周波数の 2 倍成分), $3fw$ (基本周波数の 3 倍成分) の整数倍成分が表れている。一方、ハサミ脚歩行では、基本周波数のみ明確なピークパワーを持っている波として表れている。以降も大きな波が表れているが、台形状でピーク値がはっきりと確認できない。以上より、通常歩行では、 fw の整数倍の周波数成分が確認できることが特徴であり、ハサミ脚歩行では、 fw の周波数成分が明確に現れないことが特徴であると考えられる。ぶん回し歩行の結果では左右の結果共に明確な最大ピークが確認できない。遠心加速度の Z 軸成分は主に膝の屈曲・伸展に起因する加速度であることから、本結果においては、右半身麻痺の歩き方を模倣した場合、健足・患足ともに正常歩行における膝の屈曲・伸展とは動きが異なることが表れていると考えられる。

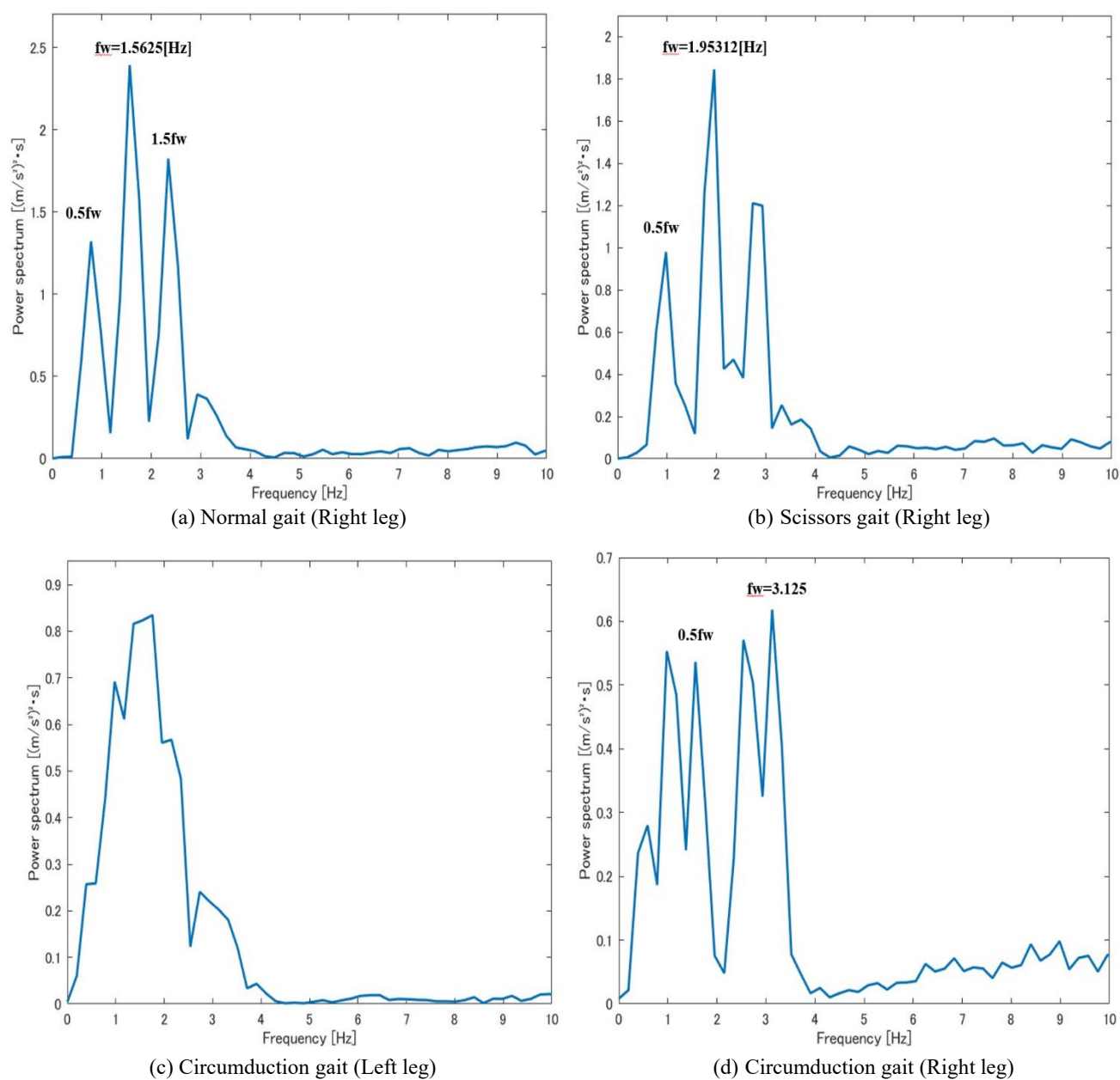


Fig.4 Frequency analysis results of Z-axis components in the tangential accelerations

4・3 接線加速度のセンサ座標系 Y 軸成分

正常歩行 (Normal gait) における右脚接線加速度のセンサ座標系 Y 軸成分の周波数解析結果を図 4(a)に、ハサミ脚歩行 (Scissors gait) における右脚接線加速度の Y 軸成分周波数解析結果を図 4(b)に、半身麻痺を想定したぶん回し歩行 (Circumduction gait) における左脚接線加速度のセンサ座標系 Y 軸成分の周波数解析結果を図 4(c)に、右脚の結果を図 4(d)に示す。

図 4(a)より、正常歩行においては fw (基本周波数) とその前後に $0.5fw$ (基本周波数の 0.5 倍成分), $1.5fw$ (基本周波数の 1.5 倍成分) の周波数成分が表れている。図 4(b)より、ハサミ脚歩行では基本周波数と $0.5fw$ の周波数成分が確認でき、正常歩行と異なる点は $1.5fw$ の周波数成分が表れていないことである。ぶん回し歩行の左脚では、基本周波数と判別できる明確なピーク波が確認できず、その前後にも周波数成分が表れなかった。ぶん回し歩行の右脚では基本周波数と $0.5fw$ の周波数成分が表れている。また、ぶん回し歩行の左右の脚を比較すると、周波数特性の明確な違いが確認できる。接線加速度の Y 軸成分は主に膝の屈曲・伸展に起因する加速度であり、ぶん回し歩行の非対称性が顕著に表れていることを確認できた。

5. 結 言

本研究では、動加速度を分解した並進加速度、遠心加速度、接線加速度を用いて周波数解析することで、定量的な歩行評価の指標を試みた。解析結果から、正常歩行、ハサミ脚歩行、ぶん回し歩行の特徴とみられる周波数特性を確認することができた。

文 献

- (1) MSD マニュアル家庭版 (online), available from <<https://www.msdsmanuals.com/ja-jp/>>, 参照日 (2024 年 6 月 28 日).
- (2) 中村早希, 増尾明, 竹尾淳, 佐久間拓人, 加藤昇平, 渡邊航平, 川出義浩, 間辺利江, 赤津裕康, 3 軸加速度センサーによる歩行特徴量を用いた中・高齢者の身体的虚弱状態検出, 電気学会論文誌 C(電子・情報・システム部門誌), Vol.142, No. 12 (2022), pp.1262-1268.
- (3) Ayuko Saito, Satoru Kizawa, Yoshikazu Kobayashi, Kazuto Miyawaki, Pose estimation by extended Kalman filter using noise covariance matrices based on sensor output, ROBOMECH Journal, Vol.7, No. 36 (2020), DOI: 10.1186/s40648-020-00185-y.