

Original Article

ウェアラブル IMU による下肢姿勢角・関節角度の実時間推定
—擬似片麻痺歩行と正常歩行—金賀 駿,^{1,2} 村岡慶裕^{1,2}¹早稲田大学人間科学学術院
²国立病院機構村山医療センター

要旨

Kanega S, Muraoka Y. Real-Time Estimation of Lower Limb Posture and Joint Angles Using Wearable IMUs: Reproduced Hemiparetic and Normal Gait. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2025; 16: 19–29.

【目的】機能的電気刺激（FES）装置に組み込むことを想定し、計算負荷の小さい姿勢推定手法を用いて、歩行時の大腿・下腿傾斜角、膝関節角度を推定し、その精度や処理時間の実用性を検討した。

【方法】2つの慣性計測ユニット（IMU）を大腿部外側と下腿部外側に装着し、健常成人2名が脳卒中片麻痺者特有のぶん回し歩行を模した歩行と正常歩行を平地で行った。また、片麻痺者の時空間的な左右非対称性を再現するため、歩行用ペースメーカーを作製して使用した。測定後、計算負荷の小さいMadgwickフィルタによりマイコン上で姿勢推定（矢状面・前額面）を行い、処理時間を記録した。そして、光学式モーションキャプチャで計測した姿勢データと比較し、二乗平均平方根誤差（RMSE）と相互相関関数によって推定精度を評価した。

【結果】サンプリング、姿勢推定、刺激制御までの合計の処理時間は平均6.8 msであった。矢状面の姿勢角のRMSEはすべて4°以下であり、先行研究と同等の精度で推定できた。前額面の姿勢角については、ぶん回し歩行時の推定精度が比較的高く、ぶん回し動作を捉えることができていた。一方、正常歩行では推定精度が低い傾向にあった。

【結論】先行研究と比較して推定精度を損なうことなく、サンプリング、姿勢推定、刺激制御までの処理を

10 ms 以内に実行できたため、実質的にリアルタイムでの処理（100 Hz 以内）が可能であることが明らかとなった。

キーワード：6軸 IMU、ぶん回し歩行、大腿傾斜角、下腿傾斜角、膝関節角度

はじめに

1. 脳卒中片麻痺歩行と機能的電気刺激

脳卒中片麻痺者の歩行では、左右対称性や協調性が著しく低下し、代償動作が誘発される。例えば、足部クリアランスが低下している場合、つまづきを回避するように麻痺肢を外側に回して踏み出すぶん回し歩行が生じる。また、治療過程においては下肢姿勢角・関節角度などによる歩容や関節可動域の定期的な評価が必要であり、これらの姿勢情報は、機能的電気刺激

（Functional Electrical Stimulation: FES）の制御にも活用することができる。FESとは、電気刺激により麻痺筋を収縮させ、脳卒中や脊髄損傷により低下した運動機能を代償する治療法であり[1-3]、歩行時の麻痺肢の推進力や下肢の振り出しが改善することが報告されている[1]。歩行中のFES制御ではリアルタイムで歩行フェーズを特定する必要がある、フットスイッチ[4]や傾斜センサ[5]、近年では慣性計測装置

（Inertial Measurement Unit: IMU）によるルールベース制御が用いられている[6-9]。しかし、脳卒中片麻痺者の異常歩行では、筋緊張亢進や拘縮などの影響により異常かつ多様なアライメントとなるため、健常者と同様の手法では特定できない場合がある[8, 9]。よって、姿勢を考慮した歩行フェーズ推定や刺激タイミングの決定が必要であると考えられる。また、既存のFES装置は下垂足に特化しており[5]、遊脚期を特定し、前脛骨筋への電気刺激を行うことが多い。しかし、問題となるのは遊脚期だけではなく、立脚期にも膝折れや反張膝のような異常下肢アライメントが生じるため、歩行周期全体を通した下肢姿勢推定およびFESが有効であると考えられる。さらに、IMUにより日常生活下の歩行評価を同時に行い、データをクラウドなどに転送し記録することができるため、退院後のフォローアップや装具の選定など脳卒中歩行リハビリテーションにおいて有用である。よって、本研究では異常歩行時の歩行フェーズ推定およびFES制御の

著者連絡先：村岡慶裕
早稲田大学人間科学学術院
〒359-1192 埼玉県所沢市三ヶ島2-579-15
E-mail：y.muraoka@waseda.jp
2025年4月9日受理

利益相反：本研究に関連し、開示すべきCOI関係にある企業などはない。



This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial NoDerivatives International License.

©2025 Kaifukuki Rehabilitation Ward Association

根幹となる姿勢推定の精度検証を行う。

2. 定量的姿勢計測

歩行時の定量的姿勢計測手法として、高精度な光学式モーションキャプチャシステムが従来から用いられてきた。しかし、設備コストが高額な点、反射マーカの貼付に時間を要する点など、測定環境上の制約があるため、近年は IMU を使用した姿勢推定が行われている [10-17]。IMU は低コスト、小型、高い携帯性などのほか、測定環境上の制約が少ない利点がある。ただし、IMU にも課題がある。加速度センサは静止時に重力加速度の方向から傾斜角を算出できるが、動作時には重力加速度以外の加速度成分も混在するため精度が低下するという欠点がある。一方、ジャイロセンサでは角速度を計測でき、角速度を積分することで姿勢角を算出できるが、積分により誤差が蓄積することが欠点である。これらの欠点を補い合うために、カルマンフィルタ [12]、非線形システムに適応した非線形カルマンフィルタ [13, 14]、相補フィルタ [15, 16]、Madgwick フィルタ [17] などの様々なセンサフュージョン手法が開発されてきた。

3. Madgwick フィルタの利点

上記のセンサフュージョン手法の中では、推定精度の高い非線形カルマンフィルタによる姿勢推定手法が一般的である。しかし、計算負荷が大きいと、マイコン等の低電力・低パフォーマンスのハードウェアに実装するには処理時間が課題となる。また、FES 装置に姿勢推定を組み込む場合、姿勢推定と電気刺激制御をマイコン上で実行する必要があるため、より計算負荷の小さい姿勢推定手法が要求される。一方、相補フィルタの一種である Madgwick フィルタは、一般的なカルマンフィルタと同等の精度で、処理時間が大幅に短縮された [17]。Feng ら (2017) は、Madgwick フィルタと様々なカルマンフィルタの処理時間を比較し、Madgwick フィルタの処理速度が大幅に速いことを報告した [18]。Madgwick フィルタは、スポーツ動作のような複雑な運動や並進加速度の大きい走行時ほど、非線形カルマンフィルタに比べて姿勢推定の精度が低いが、歩行のような単調な運動かつ低速な運動においては非線形カルマンフィルタと同等の精度で姿勢を推定できる可能性があり、さらに短時間での処理が実現できれば FES 装置の制御に活用することが可能となる。また、Madgwick フィルタは、トレッドミル上での正常歩行時の関節角度推定 [19] や杖の向きの推定 [20] においては使用された事例があるが、脳卒中片麻痺歩行における Madgwick フィルタの姿勢推定精度は十分に検証されていない。

したがって、本研究では、脳卒中片麻痺者への FES を想定した歩行条件下で、計算負荷の小さい Madgwick フィルタによる姿勢推定の精度を検証する。非線形カルマンフィルタを使用した研究のほとんどは PC で演算処理を行っているが、本研究では FES 装置に姿勢推定を組み込むことを想定しているため、マイコン上で姿勢推定を行い、処理時間を記録する。また、脳卒中片麻痺者の時空間的な左右非対称性を正確に再現すること、歩行条件を統制することを目的として歩行用ペースメーカーを自作して使用し、臨床経験を有する健常

成人が片麻痺歩行を模倣した条件で、平地歩行時の下肢の姿勢を推定する。そして、光学式モーションキャプチャで計測した姿勢角・関節角度と比較し、姿勢推定の精度を評価する。

方法

1. IMU 姿勢推定デバイス

大腿部と下腿部に IMU を配置した膝サポーター型の姿勢角推定デバイスを作製した。図 1a に IMU 装着位置を示す。IMU を容易に脱着できるように、膝サポーターにマジックテープを縫い付け、IMU 側にも接着した。3 軸加速度と 3 軸角速度を計測可能な 6 軸 IMU モジュール ICM-42688 (TDK 社製、サイズ: 12.8×10.2×3.0 mm、重量: 約 3.0 g) を 2 つ使用し、図 1a のように大腿部外側と下腿部外側に 1 つずつ装着した。大腿部 IMU は矢状面における股関節回転中心と膝関節回転中心を結ぶ線分上 (股関節回転中心から遠位方向に 30 cm 離れた位置)、下腿部 IMU は膝関節回転中心と足関節回転中心を結ぶ線分上 (膝関節回転中心から遠位方向に 10 cm 離れた位置) に装着した。また、IMU はマイコンボード Portenta H7 Lite Connected (Arduino 社製) により、SPI 通信で制御した。電源はリチウムポリマー電池で供給した。

2. 分析対象とした姿勢角・関節角度と座標軸

本研究において分析対象としたのは矢状面と前額面の姿勢角であり、表 1 のように定義した。また、図 1b に分析対象とした矢状面の姿勢角・関節角度、図 1c

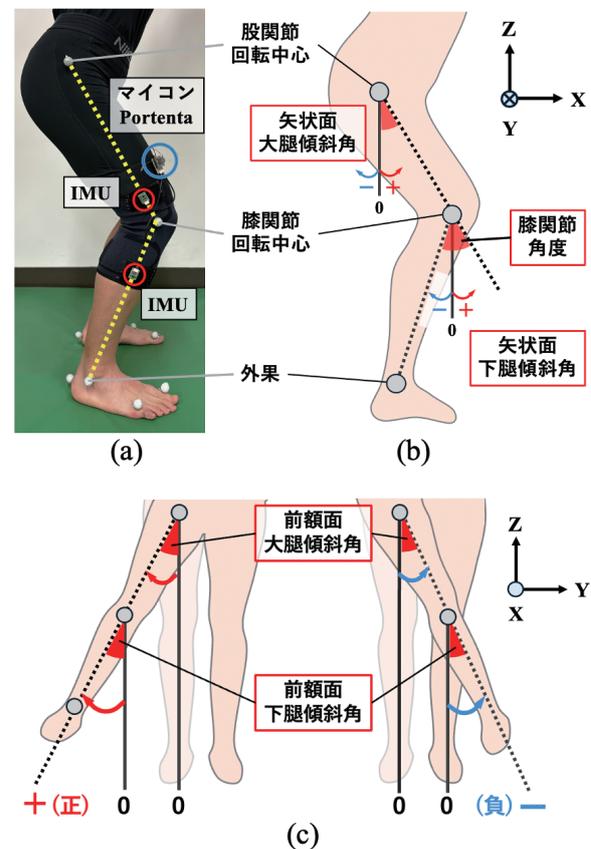


図 1. IMU 装着位置と姿勢角・関節角度の定義

表 1. 分析対象とした矢状面と前額面の姿勢角・関節角度の定義

分析対象	姿勢角・関節角度の定義	基準	符号
矢状面大腿傾斜角	XZ 平面における Z 軸と大腿長軸のなす角	Z 軸重力方向：0°	後傾方向：+
矢状面下腿傾斜角	XZ 平面における Z 軸と下腿長軸のなす角	Z 軸重力方向：0°	後傾方向：+
矢状面膝関節角度	(矢状面大腿傾斜角) - (矢状面下腿傾斜角)	膝関節伸展時：0°	屈曲方向：+
前額面大腿傾斜角	YZ 平面における Z 軸と大腿長軸のなす角	Z 軸重力方向：0°	外転方向：+
前額面下腿傾斜角	YZ 平面における Z 軸と下腿長軸のなす角	Z 軸重力方向：0°	外転方向：+

に分析対象とした前額面の姿勢角を示す。本研究におけるグローバル座標系は、Z 軸マイナス方向を重力方向とした右手座標系で定義した。座標軸は歩行時の前後方向を X 軸、左右方向を Y 軸、鉛直方向を Z 軸とし、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) とした。また、Y 軸に垂直な面を矢状面、X 軸に垂直な面を前額面とした。膝関節角度は大腿長軸に対する下腿長軸の相対的な角度として定義され、機能的にはヒンジ関節とみなせるため [21]、膝関節角度については矢状面のみを分析対象とした。また、FES 制御で使用されるのは主に矢状面の姿勢角・関節角度であるが、ぶん回し動作を捉える必要があるため、前額面の姿勢角も分析対象とした。

3. Madgwick フィルタによる姿勢推定

図 2 に Madgwick フィルタによる姿勢推定アルゴリズムのフローチャートを示す。Madgwick フィルタは相補フィルタの一種であり、ジャイロセンサのドリフトを補正するために使用されるが、一般的な相補フィルタと異なるのは勾配降下法を使用している点である。また、姿勢の表現方法としてクォータニオン q を使用しており、回転角を示すスカラー (q_0) と回転軸を示すベクトル (q_1, q_2, q_3) によって式 (1) のように表される。

$$q = [q_0 \ q_1 \ q_2 \ q_3] \quad (1)$$

Madgwick フィルタには、IMU のみを使用する方法と、IMU と地磁気センサを使用する方法があり [17]、3 次元の姿勢推定においてはヨー角を補正するために地磁気センサが必要となる。ただし、周囲の強磁性体の影響を受けやすく [22, 23]、臨床や自宅での使用時には精度が制限されるため、矢状面と前額面の姿勢角を対象とする本研究では、先行研究 [24] と同様に地磁気センサを使用しなかった。また、地磁気センサを使用しなかった場合、演算量が半分以下となる [17]。よって、3 軸加速度・角速度を入力として、グローバル座標系に対する IMU 座標系の向きをクォータニオンで出力する Madgwick フィルタを使用した。

Madgwick フィルタの姿勢角推定アルゴリズムの概要を図 2 内の Step (a) から Step (d) の 4 ステップに分けて説明する。Step (a) では角速度により姿勢変化率を算出する。Step (b) では加速度を使用した勾配降下法により、回転によるグローバル座標軸と身体座標軸との誤差を推定し、Step (c) でその推定誤差にフィルタゲイン β を積算する。本研究ではフィルタゲイン β を 0.1 に設定した。そして、Step (d) で角速度から算出された姿勢変化率を補正して時間積分

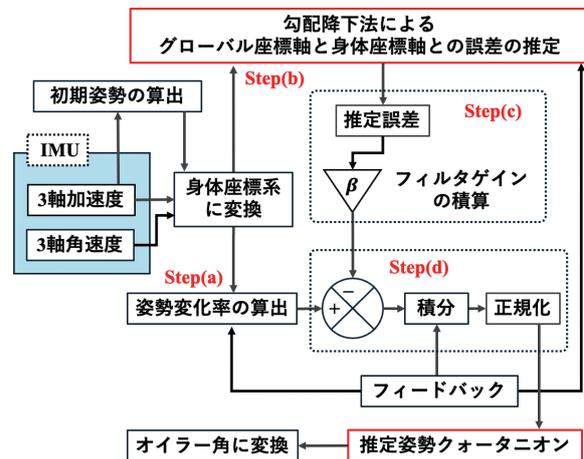


図 2. Madgwick フィルタによる姿勢角推定アルゴリズムのフローチャート

し、姿勢クォータニオンを推定する。

本研究では歩行開始前の立位静止時の姿勢を各歩行の初期姿勢とした。初期姿勢 (ϕ_0, θ_0, ψ_0) は、式 (2) より、加速度センサで測定された重力の方向から算出した。 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 (ψ) は加速度データから算出することができないため、初期姿勢では $\psi_0=0$ と設定した。そして、簡略化のため身体座標系の垂直方向がグローバル座標系の Z 軸と一致すると仮定し [25-27]、式 (3) によってグローバル座標系に対する身体座標系の姿勢を算出した (静的キャリブレーション)。式 (3) は、IMU 座標系から身体座標系へ変換するための回転行列 R_0 を初期姿勢 (ϕ_0, θ_0, ψ_0) から算出し、IMU 出力データ S_{out} (3 軸加速度 $[a_x \ a_y \ a_z]$ および 3 軸角速度 $[g_x \ g_y \ g_z]$) に適用することを表す。Madgwick フィルタでの計算時にはクォータニオンを使用し、最終的な姿勢表現はモーションキャプチャで計測したオイラー角と比較するため、式 (4) によって姿勢クォータニオンをオイラー角 (回転順 ZYX) に変換した。また、オイラー角は式 (5) によってクォータニオンへの変換が可能である。

$$\begin{bmatrix} \phi_0 \\ \theta_0 \\ \psi_0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \arctan 2 (a_y, a_z) \\ \arctan 2 (-a_x, \sqrt{a_y^2 + a_z^2}) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$R_0 S_{out} = \begin{bmatrix} \cos \theta_0 & 0 & -\sin \theta_0 \\ \sin \phi_0 \sin \theta_0 & \cos \phi_0 & \sin \phi_0 \cos \theta_0 \\ \cos \phi_0 \sin \theta_0 & -\sin \phi_0 & \cos \phi_0 \cos \theta_0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_x \\ S_y \\ S_z \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$\begin{bmatrix} \phi \\ \theta \\ \psi \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \arctan 2(2(q_0 q_1 + q_2 q_3), 1 - 2(q_1^2 - q_2^2)) \\ \arcsin(2(q_0 q_2 - q_1 q_3)) \\ \arctan 2(2(q_1 q_2 + q_0 q_3), 1 - 2(q_2^2 - q_3^2)) \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$\begin{bmatrix} q_0 \\ q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\phi}{2}\right)\cos\left(\frac{\theta}{2}\right)\cos\left(\frac{\psi}{2}\right) + \sin\left(\frac{\phi}{2}\right)\sin\left(\frac{\theta}{2}\right)\sin\left(\frac{\psi}{2}\right) \\ \sin\left(\frac{\phi}{2}\right)\cos\left(\frac{\theta}{2}\right)\cos\left(\frac{\psi}{2}\right) - \cos\left(\frac{\phi}{2}\right)\sin\left(\frac{\theta}{2}\right)\sin\left(\frac{\psi}{2}\right) \\ \cos\left(\frac{\phi}{2}\right)\sin\left(\frac{\theta}{2}\right)\cos\left(\frac{\psi}{2}\right) + \sin\left(\frac{\phi}{2}\right)\cos\left(\frac{\theta}{2}\right)\sin\left(\frac{\psi}{2}\right) \\ \cos\left(\frac{\phi}{2}\right)\cos\left(\frac{\theta}{2}\right)\sin\left(\frac{\psi}{2}\right) - \sin\left(\frac{\phi}{2}\right)\sin\left(\frac{\theta}{2}\right)\cos\left(\frac{\psi}{2}\right) \end{bmatrix} \quad (5)$$

4. 歩行条件

片麻痺者の歩行の特徴は、主に歩行速度の低下と左右非対称性の増加である。本研究では、健常成人が片麻痺者特有のぶん回し歩行を模倣し、擬似ぶん回し歩行を行った。なお、擬似ぶん回し歩行の信頼性を確保するために、臨床経験を有し脳卒中片麻痺者の歩容を十分に理解している健常者を被験者とした。歩行の種類は正常歩行とぶん回し歩行、歩行速度は 1.0 km/h および 2.0 km/h とし、4 種類の歩行を 3 回ずつ順に行った。先行研究における亜急性期から慢性期を含む脳卒中者の歩行速度は約 1.0-2.0 km/h であったため [28-31]、本研究における歩行速度を 1.0 km/h および 2.0 km/h に設定した。

ぶん回し歩行は左右の時空間的非対称性の増加が特徴であり、麻痺肢に荷重をかけにくくなるため、麻痺肢の片足支持時間を非麻痺肢の約 0.6 倍、麻痺肢側の歩幅を非麻痺肢の約 1.2 倍とした。しかし、これらの時空間的非対称性や歩行速度を各歩行で統制することは難しい。そこで、歩行条件を可能な限り統制するため、5 m のテープ LED を 2 つ使用して、図 3 に示すような歩行用ペースメーカーを作製した。接地位置を予め青色 LED で示し、次に接地すべき位置を事前に設定したタイミングで緑色 LED に変化させた。被験者は 2 本のテープ LED の間を歩行し、右脚用と左脚用の LED に合わせて接地することで、接地位置やタ

イミングの統一化を図った。また、歩行開始のタイミングは圧力センサ (SEN-09376, SparkFun 社製) で検出し、LED による誘導を開始させた。歩行は静止立位から開始し、5 m 歩行して静止させた。ぶん回し歩行は、麻痺側下肢が外側に弧を描くように踏み出す歩行であるため、足部が弧を描きながら、設置したテープ LED 上を通過して踏み出すよう規定した。この規定のもと歩行した場合、遊脚期の足部の軌跡 (麻痺側) は、図 4 に示すように外側方向への移動量が大きくなる (約 0.15-0.20 m)。図 4 の足部軌跡はモーションキャプチャで算出した。なお、ぶん回し時に体幹を麻痺側へ側屈し、遊脚期に麻痺側の骨盤を挙上させて、麻痺側への重心移動が少なくなるように歩行を行った。

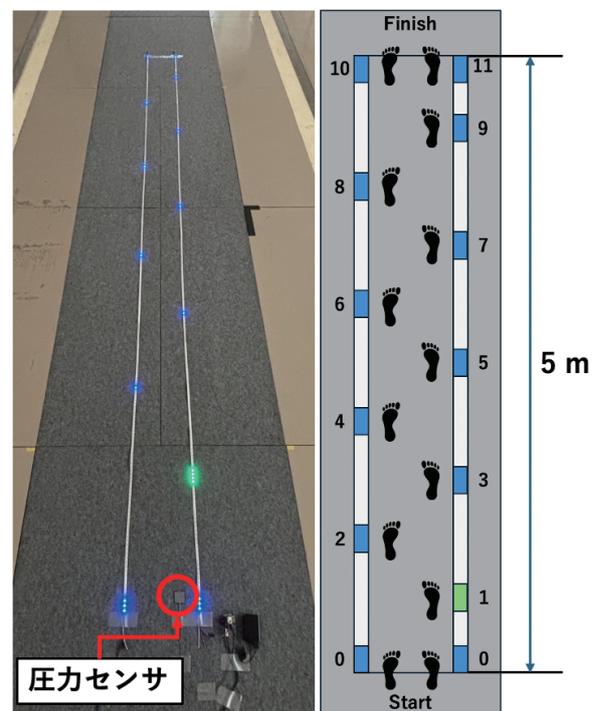


図 3. 自作した歩行用ペースメーカー

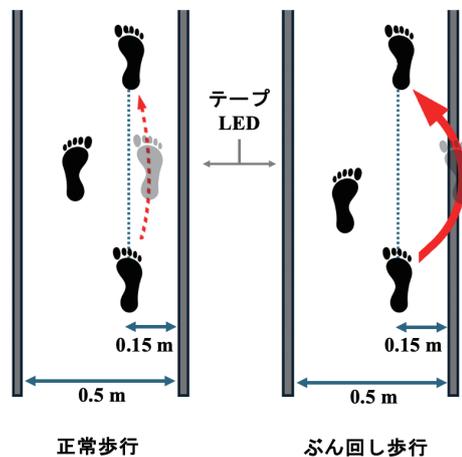
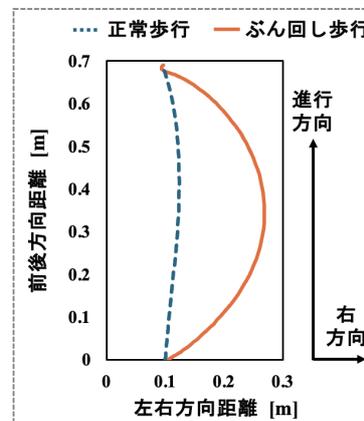


図 4. ぶん回し歩行の運動学的規定



遊脚期の足部軌跡 (モーションキャプチャ)

5. 測定手順

姿勢推定デバイスは右膝関節に装着した。膝サポートは被験者の下肢の太さに適したサイズを使用し、緩みが生じていないことを確認した。そして、大腿部と下腿部に装着した IMU により、歩行時の 3 軸加速度と 3 軸角速度をサンプリング周波数 100 Hz で計測した。この計測データから接地のタイミングや Madgwick フィルタの処理時間などを検討するため、歩行終了後に計測データを PC に無線で送信した。また、下腿部の 3 軸加速度 (a_x, a_y, a_z) を用いて、式 (6) のように合成加速度 a_{total} を算出し、 a_{total} が閾値 (1.5 G) を超えた時点接地のタイミングとした。

$$a_{total} = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \tag{6}$$

次に、光学式モーションキャプチャ MAC3D での歩行計測を行うため、反射マーカを被験者の左右の股関節回転中心、膝関節回転中心、外果、内果、第 1 中足骨頭、第 5 中足骨頭、踵部に貼付した。8 台のカメラで構成された MAC3D System (Motion Analysis 社製) を用いてサンプリング周波数 120 Hz で 3 次元歩行動作を計測した。その後、データ統合解析ソフト KineAnalyzer (キッセイコムテック社製) によって姿勢角・関節角度を算出した。また、IMU とモーションキャプチャ MAC3D で同時計測した。

被験者は著者らとし、下肢の運動障害、感覚障害のない健常成人 2 名とした。なお、本研究が早稲田大学の倫理審査不要の要件を満たしていることを確認し実施した。

6. 分析 (モーションキャプチャ MAC3D と IMU の比較)

FES を制御するためのリアルタイム姿勢推定を想定し、マイコン上で、2 ch の IMU による 3 軸加速度・3 軸角速度のサンプリング (サンプリング周波数 100 Hz) と、FES 制御パルス信号の出力 (刺激周波数 20 Hz) を実行しつつ、事前に計測した各歩行の加速度・角速度データを使用して姿勢推定を行った。そして、各処理時間を計測した。つまり、オフライン解析ではあるが、リアルタイムでの処理に要求される処理時間 10 ms (100 Hz) 以内に、マイコン上でサンプリング、姿勢推定、電気刺激制御を実行することができれば、実質的にリアルタイム処理は可能である。動的な条件での姿勢推定では、IMU のサンプリングレートは 100 Hz 以上必要であり [17]、サンプリングレート 100 Hz を維持し姿勢推定および電気刺激を制御するために必要な処理時間が 10 ms であるため、その値を基準とした。

MAC3D のサンプリングレートは 120 Hz であり、

IMU と比較するため 120 Hz の姿勢角・関節角度データを統計ソフト R でリサンプリングして 100 Hz に変換した。Madgwick フィルタによる姿勢推定の精度を評価するため、モーションキャプチャで計測した姿勢データと比較し、二乗平均平方根誤差 (Root Mean Squared Error: RMSE) と相互相関関数で評価した。相互相関関数は、位相のずれとその時点の相関係数 (Correlation Coefficient: CC) を示す。IMU の計測開始のタイミングは無線通信で制御したため、微小時間のずれが生じる可能性があり、位相のずれがある場合には補正して MAC3D データと同期した。RMSE は MAC3D データとの誤差の度合いを示し、CC は類似度や同一性を示す。また、5 m の歩行のうち、中間の 3 周期分の歩行を分析対象とした。

結果

各歩行条件でのサンプリング、姿勢推定、電気刺激に要した処理時間を表 2 に示す。条件間に差はなく、IMU サンプリングの処理時間は平均 0.68 ms、Madgwick フィルタの処理時間は平均 0.11 ms、電気刺激制御の処理時間は平均 6.00 ms、合計の処理時間は平均 6.80 ms であり、10 ms 以内にサンプリング、姿勢推定、刺激制御の処理を実行できた。図 5 に Madgwick フィルタの処理時間の一例を示す。歩行の種類によらず同様の結果であり、0.2 ms 以上の遅延はなかった。

表 3 に、各歩行における大腿・下腿傾斜角、膝関節角度の RMSE [°] と CC の平均値を示す。% で表された () 内の RMSE は、モーションキャプチャで計測した傾斜・関節動作範囲に対する RMSE の割合 (RMSE [°]/動作範囲 [°]) を意味する。また、図 6 は姿勢推定で得られた波形の一例であり、下腿部の加速度データから IMU 装着側 (右脚) の接地タイミ

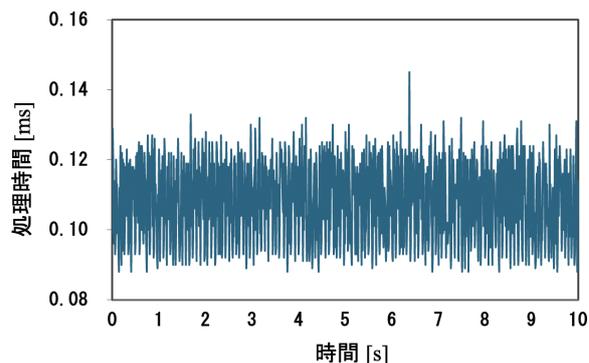


図 5. Madgwick フィルタの処理時間の一例 (10 秒間)

表 2. 各歩行での処理時間の平均値と標準偏差

	サンプリング [μs]	姿勢推定 [μs]	刺激 [μs]	合計 [μs]
ぶん回し歩行 (遅)	683.3±8.7	112.2±12.5	6000.3±22.4	6795.7
ぶん回し歩行 (速)	683.2±8.4	112.3±10.3	6000.2±21.8	6795.7
正常歩行 (遅)	683.3±8.4	112.1±11.5	6000.3±25.2	6795.7
正常歩行 (速)	683.1±8.5	111.9±11.7	6000.2±25.2	6795.3
平均値	683.2±8.5	112.1±11.5	6000.2±23.7	6795.6

表 3. 正常歩行時とぶん回し歩行時の RMSE [°] と CC の平均値

		矢状面			前額面	
		大腿傾斜角	下腿傾斜角	膝関節角度	大腿傾斜角	下腿傾斜角
ぶん回し歩行 (遅)	RMSE [°]	2.288 (8%)	2.033 (5%)	2.858 (15%)	3.379 (17%)	3.271 (18%)
	CC	0.986	0.984	0.647	0.957	0.903
ぶん回し歩行 (速)	RMSE [°]	2.378 (6%)	2.122 (4%)	2.499 (10%)	2.837 (14%)	2.595 (13%)
	CC	0.992	0.992	0.924	0.945	0.940
正常歩行 (遅)	RMSE [°]	1.543 (5%)	2.613 (5%)	3.280 (7%)	4.418 (61%)	5.175 (73%)
	CC	0.989	0.997	0.984	0.827	0.470
正常歩行 (速)	RMSE [°]	1.873 (5%)	3.607 (6%)	3.876 (9%)	4.717 (58%)	5.786 (66%)
	CC	0.990	0.994	0.973	0.828	0.657

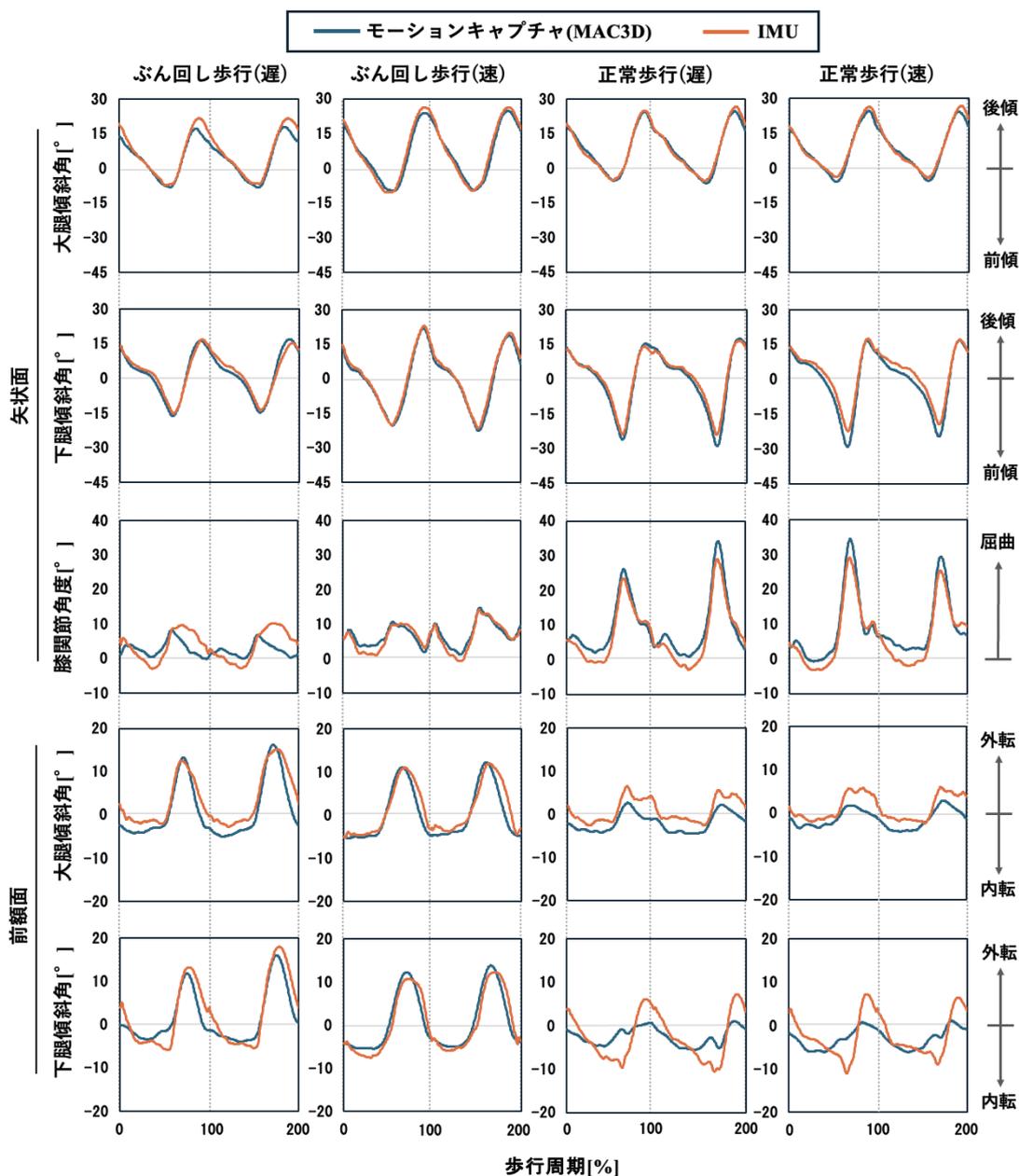


図 6. 各歩行時の姿勢角波形の一例

ングを特定してグラフ上に点線で示した。

IMU とモーションキャプチャの誤差を示す RMSE は、矢状面の姿勢角ではすべて 4° 以下、前額面の姿

勢角ではすべて 6° 以下であった。また、動作範囲に対する RMSE の割合は、ぶん回し歩行時の膝関節角度を除くすべての矢状面の姿勢角で 10% 以下であっ

た。CC は、ほぼすべての矢状面の姿勢角で 0.97 以上の高い値を示した。ただし、正常歩行時の前額面の大腿・下腿傾斜角の CC は 0.70 以下であり、他の姿勢角と比べて低い値であった。

同じ歩行速度のぶん回し歩行と正常歩行の RMSE を比較すると、 1° 以下ではあるが、矢状面の大腿傾斜角のみがぶん回し歩行時に大きかった。一方、矢状面の CC はぶん回し歩行時に小さい傾向があったが、前額面の CC はぶん回し歩行時に大きかった。ぶん回し歩行時には下肢を外側に回しながら振り出すため、麻痺側遊脚期の前額面の大腿・下腿傾斜角が大きくなるが、図 6 左下（ぶん回し歩行時の前額面の姿勢角波形）から、本手法によってぶん回し動作を捉えられることが示された。一方、図 6 右下（正常歩行時の前額面の姿勢角波形）から、正常歩行時の前額面の下腿傾斜角は、モーションキャプチャの姿勢角波形に対して、最大約 8° のずれが生じていることがわかった。

考察

1. Madgwick フィルタの処理時間

各処理時間を計測した結果、10 ms 以内にサンプリング、姿勢推定、刺激制御の処理を実行できることを確認できた。非線形カルマンフィルタのマイコン上での処理時間は数ミリ秒-数十ミリ秒であり [32, 33]、カルマンフィルタの処理時間は Madgwick フィルタの約 20 倍であったという報告もある [34]。よって、本研究のような計算負荷の小さい姿勢推定手法を使用することで、姿勢情報だけでなく、IMU 以外のセンサや筋電計測などの処理を追加することができ、異常歩行でのより正確な FES リアルタイム制御が可能となると考えられる。

2. Madgwick フィルタによる姿勢角推定の精度

Madgwick フィルタによる姿勢角・関節角度推定の精度について、測定条件・歩行条件が本研究と類似している先行研究と比較して考察する。Madgwick フィルタにより、トレッドミル正常歩行（歩行速度 2 km/h）時の矢状面の膝関節角度を推定した Soussé らの研究 [21] では、RMSE は 4.71° 、CC は 0.96 であった [21]。本研究における歩行速度 2 km/h 時の姿勢推定では、RMSE は 3.88° 、CC は 0.97 であり、Madgwick フィルタの先行研究よりも高い推定精度であることが確認できた。拡張カルマンフィルタにより、トレッドミル正常歩行（歩行速度平均 2 km/h）時の矢状面の膝関節角度を推定した Lora-Millan らの研究 [35] では、RMSE は 3.60° であった [35]。よって、先行研究の推定精度を下回ったが、誤差は 0.3° 以下であり、同程度の推定精度であると考えられる。また、カルマンフィルタにより、トレッドミル正常歩行（歩行速度 1 km/h）時の矢状面の大腿・下腿傾斜角を推定した Teruyama らの研究 [36] では、大腿傾斜角の RMSE は約 1.75° 、CC は 0.99、下腿傾斜角の RMSE は約 1.70° 、CC は 0.99 であった [36]。本研究における歩行速度 1 km/h 時の姿勢推定では、大腿傾斜角の RMSE は 1.54° 、CC は 0.99、下腿傾斜角の RMSE は 2.61° 、CC は 0.99 であり、大腿傾斜角の推定精度については先行研究を上回った。ただし、先行研究と

の誤差はどちらも 1° 以下であり、大腿・下腿傾斜角についても同等の推定精度であることが示された。

脳卒中片麻痺歩行時の姿勢推定および前額面の大腿・下腿傾斜角については、言及されている論文が不足しており、先行研究と比較できなかったが、矢状面の姿勢角と比較すると、ぶん回し歩行時には誤差が 1° 以下（RMSE : 3.5° 以下、CC : 0.9 以上）であり、精度よく推定できていたと考えられる。また、足部の前額面の傾斜角を推定した研究 [24] での RMSE は 5.97° であり、矢状面より 1° 以上大きかったという報告がある。その他の先行研究 [37-39] においても前額面の誤差は矢状面より大きくなる傾向にあり、歩行中の矢状面の可動域が大きくなり、他の面での運動学的クロストークが大きくなるのが要因であると考えられる。

よって、先行研究では PC で姿勢推定時の演算処理を実行しており、リアルタイムでの処理を想定していないことを考慮する必要があり、歩行条件や測定環境も異なるため単純に比較することはできないが、先行研究と同等の推定精度であることが示唆された。

3. 擬似片麻痺歩行

本研究では、時空間的非対称性や歩行速度を統制するために歩行用ペースメーカーを作製して、健常者が片麻痺者特有のぶん回し歩行を模倣した。平地歩行では、メトロノームと事前に配置した歩幅間隔のテープによって歩行速度を統制する手法が一般的であるが [13]、これは左右対称な正常歩行にしか適用できない。一方、本研究で作製した歩行用ペースメーカーでは時間・距離パラメータを細かく設定することができ、ぶん回し動作を特徴とする片麻痺異常歩行のより正確な模倣が可能となったと考えられる。

次に、擬似片麻痺歩行時の姿勢角推定精度について、正常歩行と比較して考察する。ぶん回し歩行は正常歩行に比べて、誤差 1° 以下ではあるが、矢状面の大腿傾斜角の推定精度が低いことがわかった。この要因としては、ぶん回し歩行は正常歩行に比べて大腿部の回転動作が大きいため、回転により生じる向心加速度や接線加速度の影響を受けていると考えられる。一方、前額面の傾斜角の推定精度は高く、歩行速度が速い場合でも、その精度は維持されていた。さらに、図 6 の姿勢角波形より、ぶん回し動作時に前額面の傾斜角が外転方向に増加していることを確認でき、ピーク時に約 $10-15^\circ$ の傾斜が生じていることが示された。これにより、ぶん回し動作の評価、歩行フェーズ推定におけるぶん回し量に応じた加速度と角速度の補正またはぶん回しが生じた場合の閾値の設定が可能となり、FES 制御に活用できる可能性がある。

4. IMU の装着位置と装着方法

正常歩行時の前額面下腿傾斜角の CC が特に小さく、図 6 の波形からも MAC3D との一致度が低いことがわかった。これは、正常歩行時には前額面姿勢角の動作範囲が小さく、推定誤差の影響を大きく受けていると考えられる。また、この要因に加え、IMU 装着位置や装着後の身体座標軸と IMU 座標軸のずれ、軟部組織の振動 [39, 40] などによる IMU の不安定さが影響していると推察される。本研究では大

腿部外側と下腿部外側に IMU を装着したが、下肢の IMU 装着面は曲面であり、IMU の方向が一意に安定しない可能性があるため、より安定しやすい IMU 装着位置を検討する必要があると考えられる。

結論

脳卒中片麻痺者は痙縮や筋力低下の影響により、健常者とは異なる姿勢での歩行となる。片麻痺者の歩行をサポートするために FES が使用されるが、FES のタイミングを制御するためには歩行フェーズを特定する必要がある。ただし、正常歩行と同様の手法では異常歩行時の歩行フェーズ検出精度が低下するため、姿勢を考慮した歩行フェーズ検出アルゴリズムを構築する必要がある。リアルタイムでの姿勢推定が重要な役割を果たす。さらに下肢姿勢情報は、退院後のフォローアップや日常生活下での歩行分析、装具の選定や制動力の調整に活用することができる。そのため、本研究では FES デバイスに姿勢推定を組み込むことを想定し、計算負荷の小さい Madgwick フィルタによる姿勢推定をマイコン上でを行い、処理時間を記録した。また、健常成人 2 名が片麻痺者特有のぶん回し歩行を模した歩行と正常歩行を行った。そして、モーションキャプチャで計測した姿勢データと比較した結果、矢状面の姿勢角は、先行研究と同等の精度で姿勢推定を行うことができた。前額面の姿勢角については、分回し歩行時に推定精度が高く、正常歩行時に低い傾向があった。また、リアルタイム処理に要求される処理時間 10 ms (100 Hz) 以内に、加速度・角速度のサンプリング、姿勢推定、電気刺激制御までの処理をマイコン上で実行することができた。よって、先行研究と比較して精度を損なうことなく、実質的にリアルタイムでの FES 制御が可能であることが明らかとなった。

謝辞

本研究は JSPS 科研費 JP23KJ2046 の助成を受けた。

文献

- Ota M, Aoki J, Fuji C, Yamada T, Tamori M. Effects of Gait Training Using Functional Electrical Stimulation of the Tibialis Anterior Muscle on the Gait Pattern of Convalescent Hemiplegic Stroke Patients. *Rigakuryoho Kagaku* 2021; 36(1): 119–23. Japanese.
- Jaqueline da Cunha M, Rech KD, Salazar AP, Pagnussat AS. Functional electrical stimulation of the peroneal nerve improves post-stroke gait speed when combined with physiotherapy. A systematic review and meta-analysis. *Ann Phys Rehabil Med* 2021; 64(1): 101388.
- Marquez-Chin C, Popovic MR. Functional electrical stimulation therapy for restoration of motor function after spinal cord injury and stroke: a review. *Biomed Eng Online* 2020; 19(1): 34.
- Hausdorff JM, Ring H. Effects of a new radio frequency-controlled neuroprosthesis on gait symmetry and rhythmicity in patients with chronic hemiparesis. *Am J Phys Med Rehabil* 2008; 87(1): 4–13.
- Bethoux F, Rogers HL, Nolan KJ, Abrams GM, Annaswamy TM, Brandstater M, et al. The effects of peroneal nerve functional electrical stimulation versus ankle-foot orthosis in patients with chronic stroke: a randomized controlled trial. *Neurorehabil Neural Repair* 2014; 28(7): 688–97.
- Prasanth H, Caban M, Keller U, Courtine G, Ijsspeert A, Vallery H, von Zitzewitz J. Wearable Sensor-Based Real-Time Gait Detection: A Systematic Review. *Sensors* 2021; 21(8): 2727.
- Rueterbories J, Spaich EG, Larsen B, Andersen OK. Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. *Med Eng Phys*. 2010; 32(6): 545–52.
- Kotiadis D, Hermens HJ, Veltink PH. Inertial Gait Phase Detection for control of a drop foot stimulator Inertial sensing for gait phase detection. *Med Eng Phys*. 2010; 32(4): 287–97.
- Mansfield A, Lyons GM. The use of accelerometry to detect heel contact events for use as a sensor in FES assisted walking. *Med Eng Phys*. 2003; 25(10): 879–85.
- Picerno P. 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: A review of methodological approaches. *Gait Posture* 2017; 51: 239–46.
- Tadano S, Takeda R, Miyagawa H. Three dimensional gait analysis using wearable acceleration and gyro sensors based on quaternion calculations. *Sensors* 2013; 13(7): 9321–43.
- Cooper G, Sheret I, McMillan L, Silverdis K, Sha N, Hodgins D, Kenney L, Howard D. Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *J Biomech* 2009; 42(16): 2678–85.
- Saito A, Miyawaki K, Kizawa S, Kobayashi Y. A study on estimating the knee joint angle during walking using the motion sensors (Focusing on the effect of centrifugal acceleration and tangential acceleration), *Transactions of the JSME* 2018; 84(857): 17–00488.
- Sy LWF, Lovell NH, Redmond SJ. Estimating Lower Limb Kinematics Using a Lie Group Constrained Extended Kalman Filter with a Reduced Wearable IMU Count and Distance Measurements. *Sensors* 2020; 20(23): 6829.
- Feldhege F, Mau-Moeller A, Lindner T, Hein A, Marksches A, Zettl UK, Bader R. Accuracy of a custom physical activity and knee angle measurement sensor system for patients with neuromuscular disorders and gait abnormalities. *Sensors* 2015; 15(5): 10734–52.
- Mahony RE, Hamel T, Pflimlin JM. Nonlinear Complementary Filters on the Special Orthogonal Group. *IEEE Transactions on Automatic Control* 2008; 53(5): 1203–18.
- Madgwick SO, Harrison AJ, Vaidyanathan R. Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics* 2011, 1–7.
- Feng K, Li J, Zhang X, Shen C, Bi Y, Zheng T, Liu J. A New Quaternion-Based Kalman Filter for Real-Time Attitude Estimation Using the Two-Step Geometrically-Intuitive Correction Algorithm. *Sensors* 2017; 17(9): 2146.

19. de Almeida TF, Morya E, Rodrigues AC, de Azevedo Dantas AFO. Development of a Low-Cost Open-Source Measurement System for Joint Angle Estimation. *Sensors* 2021; 21(19): 6477.
20. Fernandez IG, Ahmad SA, Wada C. Inertial Sensor-Based Instrumented Cane for Real-Time Walking Cane Kinematics Estimation. *Sensors* 2020; 20(17): 4675.
21. Soussé R, Verdú J, Jauregui R, Ferrer-Roca V, Balocco S. Non-rigid alignment pipeline applied to human gait signals acquired with optical motion capture systems and inertial sensors. *J Biomech* 2020; 98: 109429.
22. Bachmann ER, Xiaoping Yun, Peterson CW. An investigation of the effects of magnetic variations on inertial/magnetic orientation sensors. *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA '04. 2004; 2(2): 1115–22.*
23. de Vries WH, Veeger HE, Baten CT, van der Helm FC. Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors. *Gait Posture* 2009; 29(4): 535–41.
24. d'Andrea F, Taylor P, Yang K, Heller B. Can inertial measurement unit sensors evaluate foot kinematics in drop foot patients using functional electrical stimulation? *Front Hum Neurosci* 2023; 17: 1225086.
25. Niswander W, Wang W, Kontson K. Optimization of IMU Sensor Placement for the Measurement of Lower Limb Joint Kinematics. *Sensors* 2020; 20(21): 5993.
26. Fasel B, Spörri J, Schütz P, Lorenzetti S, Aminian K. Validation of functional calibration and strap-down joint drift correction for computing 3D joint angles of knee, hip, and trunk in alpine skiing. *PLoS One* 2017; 12(7): e0181446.
27. Favre J, Jolles BM, Aissaoui R, Aminian K. Ambulatory measurement of 3D knee joint angle. *J Biomech* 2008; 41(5): 1029–35.
28. Motoya R, Yamamoto S, Naoe M, Taniguchi R, Kawahara A, Iwata T. Classification of abnormal gait patterns of poststroke hemiplegic patients in principal component analysis. *Jpn J Compr Rehabil Sci.* 2022; 12: 70–7.
29. Bae YH, Ko YJ, Chang WH, Lee JH, Lee KB, Park YJ, Ha HG, Kim YH. Effects of Robot-assisted Gait Training Combined with Functional Electrical Stimulation on Recovery of Locomotor Mobility in Chronic Stroke Patients: A Randomized Controlled Trial. *J Phys Ther Sci.* 2014; 26(12): 1949–53.
30. Bethoux F, Rogers HL, Nolan KJ, Abrams GM, Annaswamy T, Brandstater M, Browne B, Burnfield JM, Feng W, Freed MJ, Geis C, Greenberg J, Gudesblatt M, Ikramuddin F, Jayaraman A, Kautz SA, Lutsep HL, Madhavan S, Meilahn J, Pease WS, Rao N, Seetharama S, Sethi P, Turk MA, Wallis RA, Kufta C. Long-Term Follow-up to a Randomized Controlled Trial Comparing Peroneal Nerve Functional Electrical Stimulation to an Ankle Foot Orthosis for Patients With Chronic Stroke. *Neurorehabil Neural Repair.* 2015; 29(10): 911–22.
31. Morone G, Fusco A, Di Capua P, Coiro P, Pratesi L. Walking training with foot drop stimulator controlled by a tilt sensor to improve walking outcomes: a randomized controlled pilot study in patients with stroke in subacute phase. *Stroke Res Treat.* 2012; 2012: 523564.
32. Fico VM, Arribas CP, Soaje AR, Prats MÁ, Utrera SR, Vázquez AL, et al. Implementing the Unscented Kalman Filter on an embedded system: A lesson learnt. *IEEE International Conference on Industrial Technology (ICIT)* 2015; 2010–2014.
33. Valade A, Acco P, Grabolosa P, Fourniols JY. A Study about Kalman Filters Applied to Embedded Sensors. *Sensors* 2017; 17(12): 2810.
34. Caruso M, Sabatini AM, Laidig D, Seel T, Knafitz M, Della Croce U, Cereatti A. Analysis of the Accuracy of Ten Algorithms for Orientation Estimation Using Inertial and Magnetic Sensing under Optimal Conditions: One Size Does Not Fit All. *Sensors* 2021; 21(7): 2543.
35. Lora-Millan JS, Hidalgo AF, Rocon E. An IMUs-Based Extended Kalman Filter to Estimate Gait Lower Limb Sagittal Kinematics for the Control of Wearable Robotic Devices. *IEEE Access* 2021; 9: 144540–144554.
36. Teruyama Y, Watanabe T. Effectiveness of variable-gain Kalman filter based on angle error calculated from acceleration signals in lower limb angle measurement with inertial sensors. *Comput Math Methods Med* 2013; 2013: 398042.
37. Palermo E, Rossi S, Patané F, Petrarca M, Castelli E, Cappa P. Experimental validation of a sensor to segment calibration procedure for MIMU based gait analysis. *Gait & Posture* 2013; 38: S110.
38. Han YC, Wong KI, Murray I. 2-Point Error Estimation Algorithm for 3-D Thigh and Shank Angles Estimation Using IMU. *IEEE Sensors Journal* 2018; 18: 8525–31.
39. Akbarshahi M, Schache AG, Fernandez JW, Baker R, Banks S, Pandy MG. Non-invasive assessment of soft-tissue artifact and its effect on knee joint kinematics during functional activity. *J Biomech* 2010; 43(7): 1292–301.
40. McGrath T, Stirling L. Body-Worn IMU-Based Human Hip and Knee Kinematics Estimation during Treadmill Walking. *Sensors* 2022; 22(7): 2544.