

# 大腿角度計測における磁気センサの優位性

鶴 智太\*・徳井 亜加根\*\*・青柳 有香\*  
井手 菜帆花\*・大屋 祐輔\*・守本 祐司\*\*\*

## Superiority of Magnetic Sensors in Thigh Angle Measurement

Tomohiro TSURU,\* Akane TOKUI,\*\* Yuka AOYAGI,\* Nahoka IDE,\* Yusuke OYA,\* Yuji MORIMOTO\*\*\*

**Abstract** Among the three types of wearable sensors (acceleration, gyro, and magnetic) used to measure joint angles, it is not clear which sensor provides the most accurate measurement of thigh tilt angle during daily walking, which is important for assessing walking speed loss. The purpose of this study was to compare the errors of the three types of sensors due to physical motion. 12 healthy male subjects wearing the sensors and markers were subjected to perform 3 patterns of foot-stepping and 2 patterns of walking. For the foot-stepping experiment, we calculated the deviation (error) from the data obtained from each of the three types of sensors for each 10% of the walking cycle, assuming that the data values obtained from the video analysis were true values. For the walking experiment, we evaluated the homology between the data patterns obtained from each of the three types of sensors. The results showed that the error of the accelerometer was the largest in the case of fast foot-stepping. In the walking experiment, the data pattern obtained from the gyro sensor was not homologous to the data pattern obtained from the other two sensors. These results indicate that the magnetic sensor is the least sensitive to the effects of body motion.

**Keywords** : gait analysis, walking speed loss, accelerometer, gyroscope, magnetic sensor.

### 1. はじめに

高齢者のフレイルは生活の質を落とすだけでなく多くの合併症の原因となる。フレイルの予防にはプレフレイルの段階での発見が重要であるとされている。

われわれはフレイルの評価項目の1つである「歩行速度の低下」を日常生活においてウェアラブルセンサで計測する方法を検討してきた。歩行速度の低下要因として、「股関節の伸展による体幹の前方推進が不十分である」ことがあげられる。そこでわれわれは大腿部に取り付けたセンサで大腿部の傾斜角度を計測することで、歩行速度の低下を

客観的に評価しようと考えた。

一般的な歩行解析に用いられるセンサには加速度、ジャイロ、磁気の3つのセンサがある[1]。原理的にはいずれのセンサも単独で大腿部の傾斜角度を計算できる。一方で各センサの特性により身体運動による誤差は異なることが予想される。そこでわれわれは本研究でどのセンサが日常生活での身体運動の影響をあまり受けずに計測できるのか検討した。O'Donovanらは加速度センサを中心としたセンサフュージョンの下肢の歩行解析アルゴリズムを提案したが、動的な動作解析には課題があった[2]。一方、ジャイロセンサは安定性が高いため多用されてきた[1]が、積分計算による誤差のドリフト現象が問題とされ[3]、角度計測では加速度センサと併用される場合が多かった。磁気センサは計測環境の磁気に大きく影響されるといわれ補助的に用いられてきた[4, 5]が、動的な運動や軸運動による外乱には頑強である可能性が高いにも関わらず、歩行解析の分野では十分に検討されていない。近年、小走りなどの動的運動においていくつかのセンサをビデオ解析と比較する手法を用いて行われている[6]が、加速度、ジャイロ、磁気に分けて比較しておらず、また実際の運動時の計測を通してセンサ自体の特性を調べた研究は少なかった。

2021年6月8日受付, 2021年10月18日改訂, 2021年12月14日再改訂, 2021年12月15日採択  
Received June 8, 2021; revised October 18, 2021, December 14, 2021; accepted December 15, 2021.

\* 防衛医科大学校医学科

School of Medicine, National Defense Medical College

\*\* 国立障害者リハビリテーションセンター学院義肢装具学科  
College, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities

\*\*\* 防衛医科大学校生理学講座

Department of Physiology, National Defense Medical College

われわれの研究では加速度、ジャイロ、磁気の3種類の標準的な市販センサおよびビデオ解析を同時に用いて通常の足踏みと歩行、速足、股関節の回旋を多く含む歩行を計測し、原理的にどのセンサが大腿部の傾斜角度(大腿角度)を正確に推定できるかの検討を行った。われわれは数人の解析から得られた定性的な傾向について生体医工学シンポジウム 2020 で口頭発表[7]を行ったが、その後12人に対して定量的な解析を行ったので本論文で報告する。

## 2. 方法

### 2.1 計測理論

被験者の大腿部に取り付けた3つのセンサ(加速度、ジャイロ、磁気)を用いて、大腿部長軸と鉛直軸のなす角度の大きさを経時的に計測した。運動系(センサ座標系)を  $x, y, z$ 、観測系(観測者座標系)のうち大腿部を含む平面において鉛直方向を  $V$  とし、同平面において  $V$  に垂直な方向を  $H$  とした。ここで大腿部の運動面、 $x$ - $y$  平面、 $V$ - $H$  平面は常に同一面である。センサの座標系は静止立位時をもって定義し、鉛直上向き方向を  $y$  軸、 $V$ - $H$  平面に含まれ  $y$  軸に垂直な軸を  $x$  軸とした。 $x$ - $y$  平面に垂直な軸を  $z$  軸とし、 $z$  軸の正の向きを左足に対する右足の方向とした。 $t=0$  のときのデバイスの運動系座標を  $x_0, y_0, z_0$  として計測時  $t$  におけるデバイスの運動系座標を  $x', y', z'$  とし、運動面での大腿部の傾斜角度(大腿角度)を  $\theta(t)$ 、 $H$  軸まわりの角度を  $\alpha(t)$ 、 $V$  軸まわりの角度を  $\beta(t)$  とした。なお、 $t=0$  のときのデバイスの運動系座標  $x_0, y_0, z_0$  は、それぞれ  $H, V, z$  軸上に位置するとした。ここで  $\theta$  がヨー( $z$  軸周り)、 $\alpha$  がロール( $H$  軸周り)、 $\beta$  がピッチ( $V$  軸周り)となるオイラー角変換を考えると、以下の式が成立する。

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = Rx(\alpha) * Ry(\beta) * Rz(\theta) * \begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{pmatrix} \\ = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{pmatrix} \\ * \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{pmatrix} \quad (1)$$

加速度センサの出力値はデバイスに付加された加速度  $[m/s^2]$  の2軸方向成分  $ax, ay$  とする。身体運動によりデバイスに付加された加速度  $[m/s^2]$  の2軸方向成分を  $Ax, Ay$  とすると、加速度センサを搭載した装置と水平面との傾き  $\theta(t)$  は、重力の方向を検出することで以下のように計算される。

$$ax(t) = Ax(t) - g * \cos \alpha(t) * \sin \theta(t) \quad (2)$$

$$ay(t) = Ay(t) - g * \cos \alpha(t) * \cos \theta(t) \quad (3)$$

一般に加速度センサ単独で  $\theta(t)$  の解をもとめる場合、 $Ax, Ay$  は  $ax, ay$  に比べて小さいという前提で誤差として捉えられそれを最小化するように処理される[8]。

$$\therefore \theta(t) \cong \tan^{-1} \frac{ax(t)}{ay(t)} \quad (4)$$

$z$  軸は常に  $H$ - $V$  平面に垂直であるため、ジャイロセンサでは  $\theta(t)$  は角加速度の  $z$  軸成分  $\omega z(t)$  から求まる。

$$\theta(t) = \int_0^t \omega z(t) dt + \theta(0) \quad (5)$$

磁気センサでは地磁気ベクトルと計測空間の空間磁気ベクトルの合成磁気ベクトルを運動系の3軸で分解し、運動系の観測系に対する傾きを計算する。合成磁気ベクトルと観測系の  $H$ - $V$  平面のなす角度を  $\gamma(t)$  とする。磁気センサから出力される磁束密度  $mx(t), my(t), mz(t)$  および合成磁気ベクトル  $\vec{m}_0(m_{0x}, m_{0y}, m_{0z})$  の  $H$ - $V$  面成分  $\vec{m}$  の伏角  $f'(t)$  を利用する。 $x$  軸となす角  $[\text{rad}]$  を  $\theta'(t)$  とすると、 $\theta(t)$  は次式で表される。

$$\theta(t) = \theta'(t) - f'(t) \quad (6)$$

本研究において内旋あるいは外旋と屈曲が同時に起こるように大腿がねじれる運動は考えにくいのでロール  $\alpha$  は十分に小さいと考えられ、 $\theta'(t)$  は  $mx(t), my(t)$  の符号により4つの場合に分けて計算される。

$mx(t) \geq 0, my(t) < 0$  のとき

$$\theta'(t) = \tan^{-1} \left| \frac{my(t)}{mx(t)} \right| \quad (7)$$

$mx(t) \geq 0, my(t) \geq 0$  のとき


$$\theta'(t) = 2\pi - \tan^{-1} \left| \frac{my(t)}{mx(t)} \right| \quad (8)$$

$mx(t) < 0, my(t) \geq 0$  のとき

$$\theta'(t) = \pi + \tan^{-1} \left| \frac{my(t)}{mx(t)} \right| \quad (9)$$

$mx(t) < 0, my(t) < 0$  のとき

$$\theta'(t) = \pi - \tan^{-1} \left| \frac{my(t)}{mx(t)} \right| \quad (10)$$

さらに、より  $f'(t)$  は次式で表される。

$$f'(t) = \tan^{-1} \frac{\tan f * \cos \alpha}{\cos \gamma(t)} \quad (11)$$

$$\gamma(t) = \sin^{-1} \frac{mz(t)}{m_{0x}} \quad (12)$$

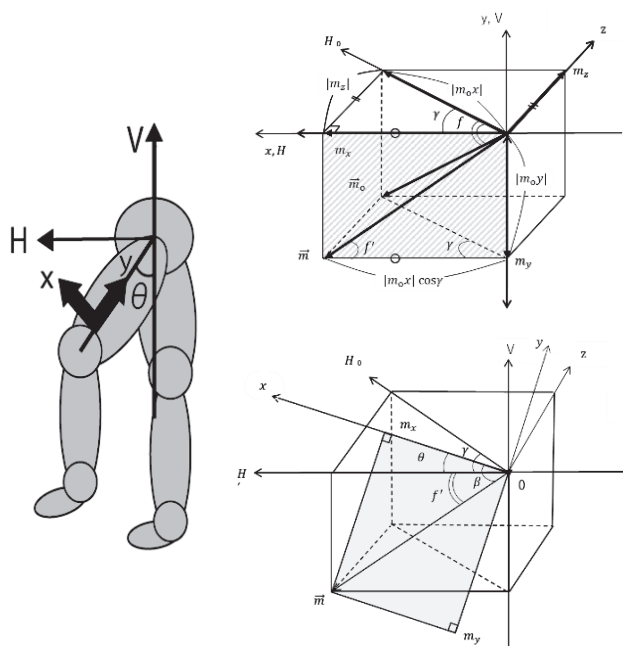


図1 座標軸の定義(左),  $\gamma(t)$  の計算方法(右上)および  $\theta(t)$  の計算方法(右下).

Fig. 1 Definition of the coordinate axes (left), Calculation method for  $\gamma(t)$  (upper) and  $\theta(t)$  (lower).

## 2.2 対象

健康成人男性 12 名 (平均年齢 20.5, 標準偏差 1.8) を対象に計測を行った. 計測はヘルシンキ宣言に則り被験者のインフォームドコンセントを得て, 防衛医科大学校倫理委員会 (埼玉県所沢市) の承認の上で実施された (承認番号 4243).

## 2.3 計測装置

一般的に歩行解析に使用されるセンサとして, 加速度センサ, ジャイロセンサは HiLetgo 社の GY-521MPU6050<sup>®</sup> を, 磁気センサは STMicroelectronics 社の LSM303D<sup>®</sup> を使用した [9, 10]. 加速度センサのレンジは  $\pm 8 \text{ G}$  ( $\text{G} = 9.81 \text{ m/s}^2$ ), ジャイロセンサのレンジは  $\pm 250^\circ/\text{s}$ , 磁気センサのレンジは  $\pm 2 \text{ gauss}$  であった. 被験者の左大腿部の中央に大腿部長軸と平行に装着された計測装置は, センサ, ブレッドボード, 定規, マジックテープから構成され, ビデオによる自動画像解析のための直径 40 mm の赤色と緑色のマーカが貼付されている (図 2). 計測装置の全体の重量は 80 g, 規格は 310 mm  $\times$  30 mm  $\times$  46 mm である. センサの出力値は I<sup>2</sup>C 通信でマイクロコンピュータ ZOOKEE ArduinoNanoV3.0 互換ボード (CPU は ATmega328P CH340 G) に同期して集約され, 34 Hz (実測) で計測用パーソナルコンピュータに記録された.

足踏みに関しては身体に対して側面からウェブカメラ (LogicoolC615 HD Webcam, 最大解像度: 1080 p, 視野角:  $78^\circ$ ) によるビデオ撮影を行った. ビデオ撮影は水準器を用いて水平に保持した状態で, 左足から 1.0 m の距離

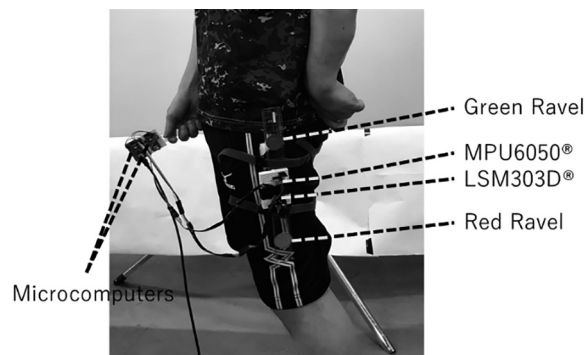


図2 デバイスを装着した被験者.  
Fig. 2 Subject wearing the device.

で行い, 30 Hz (実測) で別の計測用パーソナルコンピュータに記録した. 実際に歩き出した時刻をもとにセンサのデータと同期した. 歩行のビデオ解析は, 移動距離の長さから今回実施しなかった.

ジャイロセンサの出力値は微小変動によるドリフト現象を抑制するため単位時間あたりの平常的な増加量である  $0.011 \text{ rad/s}$  ( $0.63^\circ/\text{s}$ ) を減じて計算した. ジャイロセンサは静止状態でオフセットを取ったうえで時間積分を行い大腿部の傾斜角度を計算した. 磁気センサは空間的に一回転して得られた z 成分の出力値の最大値と最小値の平均値でオフセットをとった.

## 2.4 計測

計測のはじめに, 静止立位でセンサの y 軸方向の出力値が重力加速度に相当する  $-9.81 \text{ m/s}^2$  になるようにセンサの取り付け角度を調整し, 続いて磁気センサでも静止立位で大腿部の傾斜角度が  $0^\circ$  になるように被験者にその場で姿勢の向きを変えてもらった.

左足の蹴り出しから次の蹴り出しまでを 1 回の歩行とし, 1 分間あたりの歩行回数をケーデンスとしてメトロノームにより被験者に指示した. 被験者に提示した課題は, ①その場足踏み 8 回 (ケーデンス 60 回/分), ②その場足踏み 8 回 (ケーデンス 90 回/分), ③その場足踏み 8 回 (ケーデンス 120 回/分), ④直線歩行 (8 歩行周期, ケーデンス 60 回/分), ⑤股関節の回旋を多く含む歩行 (8 歩行周期, ケーデンス 60 回/分) の 5 つである. なお, その場足踏みでは, 膝は  $45^\circ$  近くまで上げるように指示し, 任意側の片足が着地する回数をカウントした.

股関節の回旋を多く含む歩行では, 蹴り出しを  $45^\circ$  外方および内方に交互に 8 歩行を行うよう指示した (図 3). センサを装着した左足の出す方向が進行方向に対して  $45^\circ$  ずつ左右に向くように遊脚期に股関節から分回した. このような歩行を採用した理由は, ①股関節の回旋を含む歩行は日常生活で (部屋の角を曲がる時などに) よく使用される動きであり, ②経験的にジャイロセンサにずれが生じると推測されたためである.



図3 本研究での股関節の回旋を多く含む歩行モデル。  
Fig. 3 Walking with a lot of hip rotation in this study.

### 2.5 データ解析

ウェブカメラからのビデオ動画を1/30秒ごとに抽出し、OpenCV4.1.0によりHSV色空間に変換し、赤色と緑色をピクセルごとのHSV値で抽出してその重心の座標をマーカ中心の座標とした。2色のマーカ中心を結ぶ線分の傾きから鉛直方向に対する大腿部の傾斜角度を求めた。

本解析では、センサの信号処理およびビデオ解析のプログラム上で1次のFIR (Finite Impulse Response) フィルタを使用した。ローパスフィルタにおけるカットオフ周波数を2.25 Hzとした。この値の根拠は歩行のテンポがケードンス120回/分以下であれば計測したい角度の変化は2 Hz以下であるためである。本実験では大腿部の傾斜角度の変化のみを計測対象としたため、接地や最大伸展時の反動に伴う振動を無視し、大腿部をたわみのない剛体とみなした。

3つのセンサに対するトリガーは自動的に取得されるためセンサ間での同期は取れていたが、ビデオ撮像にはトリガーを設けなかったため、センサとビデオとの同期は取れなかった。そのため、ビデオ解析から得られた出力値と各センサから得られた出力値との差を求める際には、歩行区間を切り出して歩行区間10%時刻ごとの値を補間処理で求めて計算した。ローパス後のデータにおいて角度が減少から増加に変わる極小値を検出し、その極小値から次の極小値までを1歩行区間として区間ごとに別々のファイルとして保存した。保存した区間ごとに、その1歩行区間の全時間を100%として、データの計測時刻を%表示に変換した。

統計解析には、被験者がメトロノームのリズムになじんで安定した歩行になる。左足の3回目接地から4回目接地までの区間のデータを用いた。

### 2.6 統計処理

足踏みに関しては、1歩行周期について3つのセンサとビデオ解析の出力値を歩行周期10%時点ごとに12人のデータの平均値を算出して比較した。また、歩行周期全体での差異をみるためにWelchのt検定を行った。

歩行に関しては、ビデオ解析を実施しなかったため、3つのセンサ間の出力値パターンの相同性を計算して、各センサの精度度を間接的に得ることとした。その目的で、同じ時刻における各センサ間のPearson相関係数を計算した。その際、被験者12人に関して一人あたり取得するデータ数を等しくすることで被験者による個体の効果を抑

制した。

## 3. 結 果

### 3.1 足踏み

ケードンス60回/分では3つの各センサによって計測された大腿角度の値はビデオ解析によって算出された大腿部の傾斜角度の値とほぼ等しかった(図4)。足踏みの歩数が90回/分、120回/分と増大するにつれて、加速度センサから得られた出力値とビデオ解析から得られた出力値との乖離が大きくなっていった(図5, 6, 7)。一方、ジャイロセンサと磁気センサから得られた出力値とビデオ解析から得られた出力値との乖離に関しては、ケードンス増大による変化は見られず、ほぼ一定であった(図5, 6, 7)。

### 3.2 歩行

歩行速度60回/分で歩行した場合、3種類のセンサによる大腿部の傾斜角度の値に差はなかった(図8)。ところが、股関節の回旋を多く含む歩行の場合、ジャイロセンサから得られた出力値は、他の2つのセンサから得られた出力値に対して乖離がみられた(図9)。そして、股関節の回旋を多く含む歩行の場合、磁気センサ-ジャイロセンサ間、およびジャイロセンサ-加速度センサ間のPearson相関係数は、加速度センサ-磁気センサ間よりも有意に小さかった(図10)。

## 4. 考 察

本実験の結果、加速度センサは遊脚期に大腿部の傾斜角度を過小に評価してしまう可能性があることがわかった(図5, 6)。とくに身体加速度が大きいテンポが速い足踏みでは加速度センサの乖離(誤差)が大きくなった。これは身体運動の加速度が原因であると考えられるため、この誤差を補正することは難しく、Djuric-Jovicicらはカルマンフィルタを用いても急激な下肢の運動による誤差は除去できず大きく影響してしまうことを指摘している[11]。これらのことから加速度センサは身体加速度の補正の困難さに弱点があり、歩行速度の低下を評価するセンサとして単独での使用には適さないといえる。

一方で、ジャイロセンサは股関節の回旋を多く含む歩行において実際の着地時の角度より計測値が大きくなった(図9)。これは、回旋を多く含む歩行の場合、つま先を外側にして右足から遠い側に移動する時にx軸回りおよびy軸回りに大きな角速度が生じるため、これらの角速度成分の一部がz軸回りの角速度に重層してしまい、この誤差が積分計算で蓄積されたことに因ると考えられる。ジャイロセンサの角度計測におけるこうした弱点を加速度センサで補う複合型センサが製品化されているが、一方で複合型センサの場合、加速度センサの弱点である身体運動による誤差の影響も大きくなる[12]。これらを考慮すると、ジャイロセンサは股関節の回旋運動の補正の困難さに弱点があ

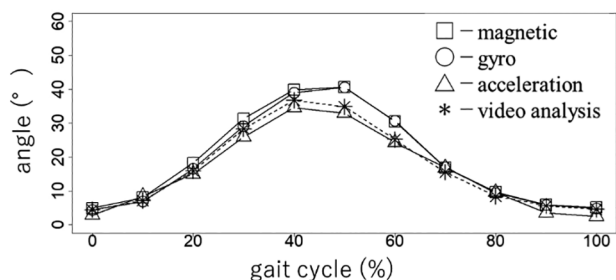


図 4 60 回/分の足踏みにおける大腿部の傾斜角度の推移 (12 例の平均値).

Fig. 4 Changes in the thigh tilt angle during the stepping of 60 steps/minute (average of 12 cases).

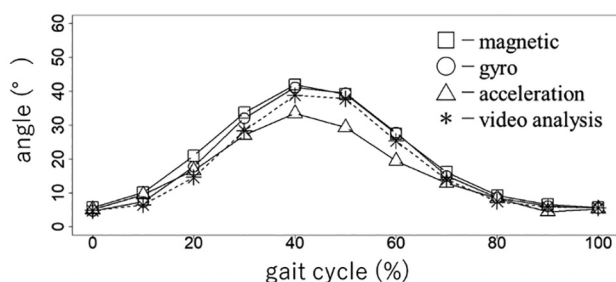


図 5 90 回/分の足踏みにおける大腿部の傾斜角度の推移 (12 例の平均値).

Fig. 5 Changes in the thigh tilt angle during the stepping of 90 steps/minute (average of 12 cases).

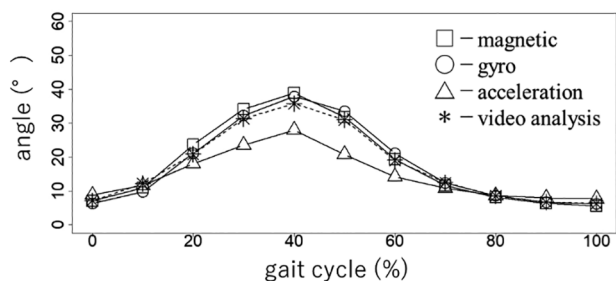


図 6 120 回/分の足踏みにおける大腿部の傾斜角度の推移 (12 例の平均値).

Fig. 6 Changes in the thigh tilt angle during the stepping of 120 steps/minute (average of 12 cases).

り、歩行速度の低下を評価するセンサとして単独での使用は適さないといえる。

磁気センサは歩行解析においてこれまで加速度センサやジャイロセンサから構成される慣性センサ (IMU) の補助としてドリフト現象の補正などの目的で利用されてきた [13, 14]. Kolen らは地磁気センサを利用して肩関節角度を計測することに成功したが [15], 他の原理によるセンサと比べた場合、股関節角度計測における有用性は不明であった。本研究では、磁気センサを単独で用いた場合、加速度センサやジャイロセンサよりも速足や股関節の回旋といった身体運動に対して誤差が少なく大腿部の傾斜角度を

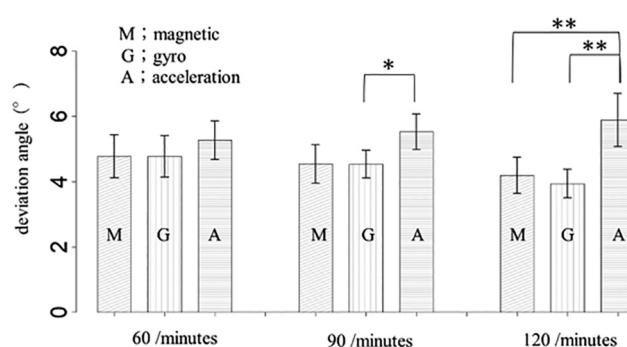


図 7 12 人の足踏みのデータにおいて各センサとビデオ解析との誤差の絶対値の平均値.

Fig. 7 The deviation between the thigh tilt angle measured by each sensor and by video analysis (standard error, \* $p < 0.05$  \*\* $p < 0.005$ ).

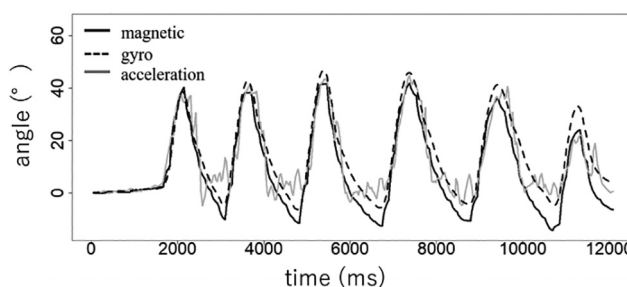


図 8 通常歩行における大腿部の傾斜角度の推移 (典型的な 1 例).

Fig. 8 Changes in the thigh tilt angle during the normal walking (typical 1 case).

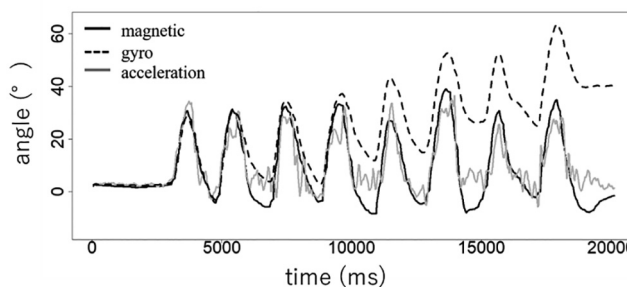


図 9 股関節の回旋を多く含む歩行における大腿部の傾斜角度の推移 (典型的な 1 例).

Fig. 9 Changes in the thigh tilt angle during the walking with a lot of hip rotation (typical 1 case).

計測できることが示唆された。

磁気センサが加速度センサやジャイロセンサに比して優れていた要因として、磁気センサの 3 つの特性があげられる。1 つ目は加速度センサと同様に外部の一定なベクトルを利用しているため、誤差の積分によるドリフト現象が生じないことである。2 つ目は、磁気センサで計測する合成磁気ベクトルは加速度センサで計測される加速度ベクトルとは異なり身体運動で変化しない利点がある [12] ことである。そのため、速足時でも誤差が小さいと考えられる。3

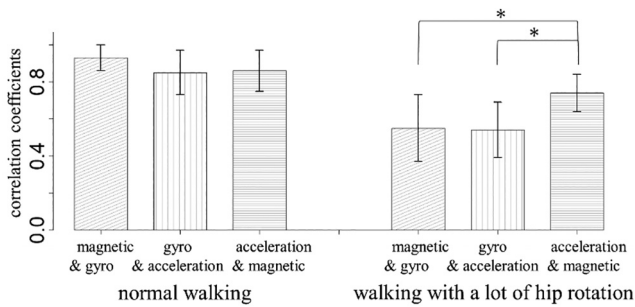


図 10 12 人の歩行における各センサ間の相関係数.

Fig. 10 Correlation coefficients between each sensor in two walking patterns (standard deviation,  $*p < 0.05$ ).

つ目は、磁気センサは加速度センサと同じく  $\beta$  の変化量が出力値に影響しづらいことである。そのため、股関節の回旋運動による誤差も小さいと考えられる。

ただし磁気センサにも課題はある。合成磁気ベクトルの向きと直交に近い向き ( $\gamma(t) = \pi/2$ ) に運動すると、磁気ベクトルの水平成分が小さくなり計測精度が低下する問題があり、計測方法の工夫が求められる。

本研究の限界として、①大腿部の傾斜角度のみの計測であるため、歩行解析全般については不明であること、②計測は特殊な二種類の運動にとどまっているため、それ以外の日常生活における運動については不明であること、③各センサの角度算出方法は単独で使用した場合に限られているため、種類の異なるセンサを組み合わせた場合は不明であること、があげられる。

## 5. ま と め

本研究では、大腿部の傾斜角度を計測するウェアラブルセンサを検討するため、いくつかの歩行モデルにおいて加速度センサ、ジャイロセンサ、磁気センサの身体運動の影響を比較検討した。加速度センサでは速足の場合、重力加速度のベクトル分解が適切に行えなくなるため誤差が大きくなった。ジャイロセンサでは股関節の回旋を多く含む歩行の場合、回転軸の向きが変動することで地磁気センサや加速度センサとの間の誤差が増大した。他方、磁気センサは速足や股関節の回旋による誤差は小さいことがわかった。今後の展望として、磁気センサを積極的に利用することで身体運動による誤差を抑えた歩行速度計測装置を開発していきたい。また本研究で分かったセンサの特性の知見を歩行速度計測以外に歩容を調べるセンサの研究などでも応用していきたい。

**利益相反** 日本生体医工学会の投稿規定の基準による開示すべき利益相反関係は無い。

**謝辞** 防衛医科大学校物理学講座の金長正彦博士、同大学校医用工学講座の平沢壮博士には論旨推敲に関して指導

をいただいた。慶應義塾大学の塩田琴美博士には計測装置の貸与ならびに実験遂行に関して助言いただいた。神奈川大学の松村秋芳博士、東京医科大学の竹内京子博士には実験遂行に関して助言いただいた。深く感謝申し上げます。

## 文 献

1. Tao W, Liu T, Zheng R, Feng H: Review gait analysis using wearable sensors. *Sensors*. **12** (2), pp. 2255-2283, 2012.
2. O'Donovan KJ, Kamnik R, O'Keefe DT, Lyons GM: An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *J Biomech*. **40** (12), pp. 2604-2611, 2007.
3. Tunçel O, Altun K, Barshan B: Classifying human leg motions with uniaxial piezoelectric gyroscope. *Sensors*. **9** (11), pp. 8508-8546, 2009.
4. Bachmann ER, Yun X, Brumfield A: Limitation of attitude estimation algorithms for inertial/magnetic sensor modules. *IEEE Robot Autom Mag*. **14** (3), pp. 76-87, 2007.
5. de Vries WHK, Veeger HEJ, Baten CTM, van der Helm FCT: Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors. *Gait Posture*. **29** (4), pp. 535-541, 2009.
6. Robert-Lachaine X, Parent G, Fuentes A, Hagemester N, Aissaoui R: Inertial motion capture validation of knee kinematics at various gait speed on the treadmill with a double-pose calibration. *Gait Posture*. **77**, pp. 132-137, 2020.
7. 井手菜帆花, 鶴智太, 大屋祐輔, 大原暉, 青柳有香, 永楽弘裕, 蛭原操揮, 岡口佳祐, 亀山風雅, 高田謙吾, 多田光一, 積田朋弥, 斎藤寧夫, 清水大雅, 鈴木雅士, 仁科友希, 長谷川優太, 春本光輝, 花村隼, 広富優華, 古木凌真, 柵木裕, 松本直子, 村田晃佑, 徳井亜加根, 竹内京子, 守本祐司: 歩行時の関節動態解析のための3種類のウェアラブルな計測方法の正確性の比較. 生体医工学シンポジウム 2020 抄録集. 日本生体医工学会, オンライン, 2020.
8. Saito H, Watanabe T: Kalman-filtering-based joint angle measurement with wireless wearable sensor system for simplified gait analysis. *IEICE Trans Inf Syst*. **94** (8), pp. 1716-1720, 2011.
9. Fitriani DA, Andhyka W, Risqiwati D: Design of monitoring system step walking with MPU6050 sensor based android. *J Inf Netw Comput Sci*. **1** (1), 2017.
10. Sandoval-Gonzalez OO, Flores-Perez JA, Aguila-Rodriguez G: Design and development of a portable electronic system for biomechanical analysis. *Glob J Adv Eng Technol Sci*. **5** (10), pp. 29-36, 2018.
11. Djuric-Jovicic MD, Jovičić NS, Popović DB: Kinematics of gait: New method for angle estimation based on accelerometers. *Sensors*. **11** (11), pp. 10571-10585, 2011.
12. Luinge HJ, Veltink PH: Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Med Biol Eng Comput*. **43**, pp. 273-282, 2005.
13. Lin F, Wang A, Zhuang Y, Tomita MR, Xu W: Smart insole: A wearable sensor device for unobtrusive gait monitoring in daily life. *IEEE Trans Ind Inf*. **12** (6), pp. 2281-2291, 2016.
14. Dai R, Stein RB, Andrews BJ, James KB, Wieler M: Application of tilt sensors in functional Electrical Stimulation. *IEEE Trans Rehabil Eng*. **4** (2), pp. 63-72, 1996.
15. Kolen PT, Rhode JP, Francis PR: Absolute angle measurement using the earth-field-referenced Hall effect sensors. *J Biomech*. **26** (3), pp. 265-270, 1993.

鶴 智太 (ツル トモヒロ)

2016年防衛医科大学校入学，現在に至る。2019年第1種ME技術実力検定試験合格。



青柳 有香 (アオヤギ ユカ)

2016年防衛医科大学校入学，現在に至る。

井手 菜帆花 (イデ ナホカ)

2017年防衛医科大学校入学，現在に至る。

大屋 祐輔 (オオヤ ユウスケ)

2018年防衛医科大学校入学，現在に至る。

徳井 亜加根 (トクイ アカネ)

2014年早稲田大学大学院スポーツ科学研究科修士課程修了。2005年義肢装具士免許取得，(株)小豆澤整形器製作所入社，2011年国立障害者リハビリテーションセンター学院教官，教育および臨床・研究業務に従事。



守本 祐司 (モリモト ユウジ)

1988年防衛医科大学校卒。現在，防衛医科大学校生理学講座教授。人間医工学に関する診断・治療，とくに光線力学治療技術の研究開発を進めている。

