計測自動制御学会東北支部 第 349 回研究集会 (2024.7.12)
資料番号 349-2

計算アルゴリズムがつま先装着型慣性センサによる歩行パラメータ推定精度に与える影響

Effect of computational algorithm on walking parameters estimated using tiptoe-mounted inertial sensor

○三浦健王，大竹真央，佐川貢一
○Kenoh Miura，Otake Mao，Sagawa Koichi
弘前大学
Hirosaki University

キーワード： つま先装着型慣性センサ(Toe-mounted inertial sensor)，光学式動作解析装置(Motion capture system)，姿勢再計算法(Posture recalculation method)，カルマンフィルタ(Kalman filter)，Madgwick フィルタ(Madgwick filter)，歩行解析(Gait analysis)

連絡先： 〒036-8561 青森県弘前市文京町 3 弘前大学理工学部機械科学科
三浦健王，Tel：080-3333-2251，E-mail：h23ms541@hirosaki-u.ac.jp

1．はじめに

歩行能力は認知機能に依存することが知られているため，歩行パラメータを正しく推定することにより，認知症の予兆の発見に役立つことが期待されている．人の動きを計測する最も精度の高い方法の 1 つとして光学式動作解析装置(Motion capture system: MCS)がある．しかし，測定装置が高価なことや測定範囲が限られているという欠点がある．一方，人間の身体能力を計測する方法の一つとして， 装着型の慣性センサが利用されている[1) 2)]．慣性センサは低コストかつ広い範囲で動作測定が可能である．従来，歩幅などの歩行パラメータの推定の際，爪先の加速度と角速度を計測し， 遊脚期終了時のセンサの姿勢を元に，遊脚期のセンサの姿勢を修正することで，慣性センサの出力値のドリフトの影響を除去する方法（以下，姿勢再計算法と呼称）が提案され，大規模健康診断などで利用されている[3)]．また，慣性センサの姿勢推定の手法としてカルマンフィルタ法[4)]や Madgwick フィルタ法[5)]が提案されているが，それぞれのアルゴリズムで推定した歩行パラメータの精度を比較した例はあまりない．

そこで本研究では，姿勢再計算法，カルマンフィルタ法，Madgwick フィルタ法の 3 つの姿勢推定法を適用して，歩幅，爪先高さ，足関節角度を推定し，光学式動作解析装置による測定値と比較することで推定精度を調査した．

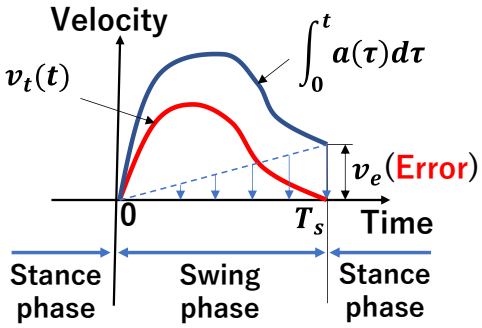


Fig.1 True velocity and integral error

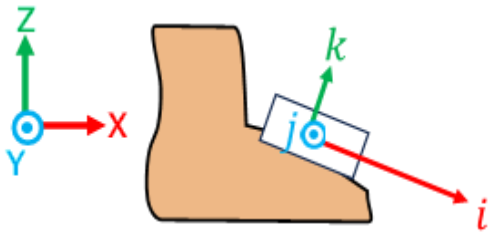


Fig.2 Toe and inertial sensor axis orientation

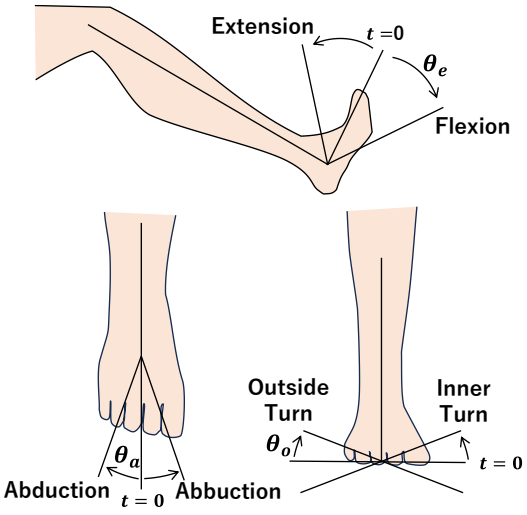


Fig.3 Types of ankle angles

2．原理

2.1　3 次元移動軌跡推定の計算

3 次元移動軌跡を推定する際，加速度を積分することで速度および位置を求めることができる．しかし，数値積分を行うと誤差が発生するため，これを軽減させる処理を行う．まず，人体などの移動座標系で観測された加速度aを以下の式により固定座標系の加速度a_0に変換する．

$$a_0 = E_n a \qquad (1)$$

E_nはセンサの姿勢を表す 3 行 3 列の姿勢行列であり，3 つの姿勢推定法毎に導出過程が異なる．足部の速度は遊脚期の加速度a_0を積分して求めるが，積分誤差により正確な速度を得るのは困難である．そこで遊脚終了時の積分誤差を利用して遊脚期の速度を修正する．Fig.1 に，真の速度$v_t(t)$と加速度の積分により誤差v_eを含む速度の関係を示す．本研究では，立脚相での足の爪先速度が 0 であると仮定し，加速度積分による速度誤差を除去する．加速度センサによって計測される加速度$a(t)$は，加速度誤差$a_e(t)$と真の加速度$a_t(t)$により次のように表現されると仮定する．

$$a(t) = a_t(t) + a_e(t) \qquad (2)$$

ここで，加速度$a_t(t)$を積分することで得られる真の速度$v_t(t)$は次のような式となる．

$$v_t(t) = \int_0^t a(\tau)d\tau - \frac{v_e}{N}t \qquad (3)$$

Nは爪先離地から踵接地までの時間長，v_eは加速度を積分して得られる踵接地時の速度である．また，歩幅や爪先高さは(3)式をさらに積分して導出する．

2.2　足関節角度の計算

爪先に装着した慣性センサの軸の向きを Fig.2 に示す．足関節角度は，伸展・屈曲の角度θ_e，外転・内転の角度θ_a，外がえし・内がえしの角度θ_oの 3 種類を導出する(Fig.3)．時間tのそれぞれの足関節角度は，立脚期のセンサの姿勢角からの差として以下のように求める．

$$\theta_e(t) = \sin^{-1} i_z(t) - \theta_e(0) \qquad (4)$$

$$\theta_a(t) = \tan^{-1}\left(\frac{i_y(t)}{i_x(t)}\right) - \theta_a(0) \qquad (5)$$

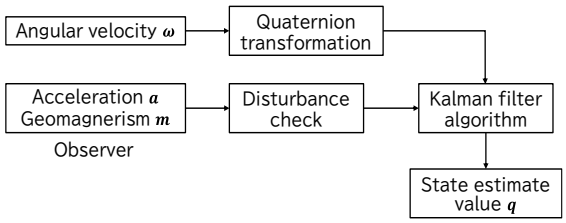


Fig.4 Kalman filter algorithm

$$\theta_o(t) = \sin^{-1} j_z(t) - \theta_o(0) \quad (6)$$

ただし，$\theta_e(0)$，$\theta_a(0)$，$\theta_o(0)$は(7)，(8)，(9)式により求める．

$$\theta_e(0) = \sin^{-1} i_z(0) \quad (7)$$

$$\theta_a(0) = \tan^{-1}\left(\frac{i_y(0)}{i_x(0)}\right) \quad (8)$$

$$\theta_o(0) = \sin^{-1} j_z(0) \quad (9)$$

2.3　センサの姿勢修正法

3 つのセンサ姿勢推定法の違いについて説明する．Fig.4 にカルマンフィルタのアルゴリズムを示す [4]．拡張カルマンフィルタ（Extended Kalman filter: EKF）は，加速度，角速度，地磁気を用いてカルマンゲインKと予測誤差eを導出し，推定観測地と実測値の差が少なくなるようにセンサの姿勢を表すクォータニオンの予測値$\hat{q}$を修正して更新されたクォータニオンqを求める．

$$q(t) = \hat{q}(t) + K(t)e(t) \quad (10)$$

また，事前に設定した加速度や地磁気の閾値によって，姿勢の計算方法を切り替えるアルゴリズムを搭載しており，素早い動きや外乱磁場があったときは，角速度のみで姿勢を更新している．

Fig.5 に Madgwick フィルタのアルゴリズムを示す [5]．Madgwick フィルタは，勾配降下アルゴリズムにより，センサ座標系での重力加速度と地磁気の推定値とセンサ座標系で計測された実測値との差が最小となるとき最適なセンサ姿勢として以下の式で計算している。ここで，${}^S_E q$はセンサ座標系から見た固定座標系でのセンサ姿勢，${}^E d$は固定座標系での重力加速度や地磁気などの成分，${}^S s$はセンサ座標系での成分を示している．

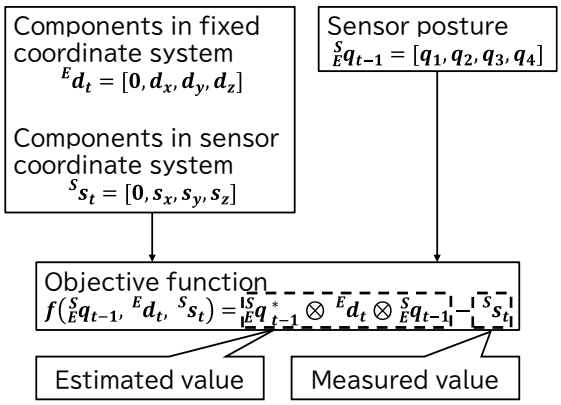


Fig.5 Madgwickfilter algorithm

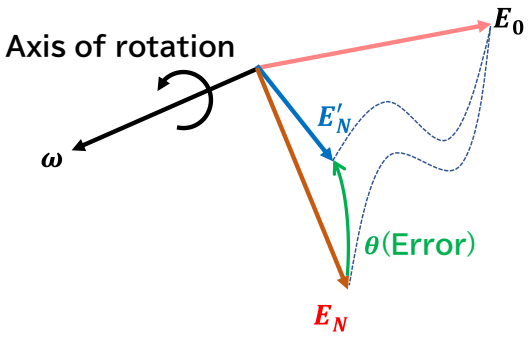


Fig.6 Posture recalculation method

$$f(({}^S_E q_{t-1}, {}^E d_t, {}^S s_t) = {}^S_E q^*_{t-1} \otimes {}^E d_t \otimes {}^S_E q_{t-1} - {}^S s_t) \quad (10)$$

そして，推定された姿勢を表すクォータニオンを用いて磁気ひずみおよび角速度のドリフト誤差を補正する．

Fig.6 に姿勢再計算法による姿勢の修正方法を示す [3]．姿勢再計算法は，重力加速度から遊脚期開始時（立脚期終了時）と終了時（立脚期開始時）の慣性センサの姿勢を導出し，その間の姿勢を角速度積分により導出する．重力加速度から得られた立脚期のセンサ姿勢E'_Nと，角速度積分によって得られた遊脚終了時の姿勢E_Nは一般に一致しないため，E_NをE'_Nに一致させる回転行列の回転軸ωと回転角θ_eを求め，立脚期のセンサ姿勢に一致するように遊脚期のセンサ姿勢を次式によ

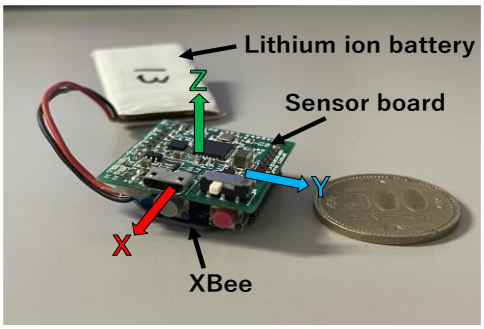


Fig.7 Inertial sensor

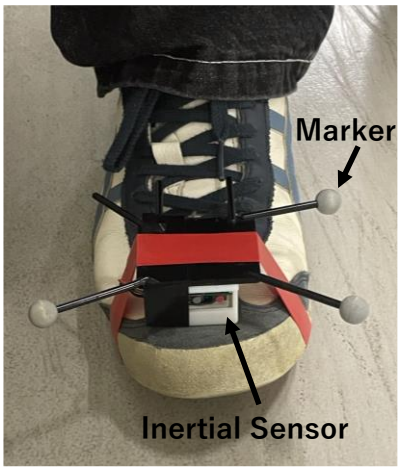


Fig.8 Mounting position of inertial sensor and 3 markers

り再計算している．

$$E'_N = R^{\omega\cdot\frac{n}{N}\theta_e}E_N \quad (n = 1,2,\cdots,N) \qquad (11)$$

ただし$R^{\omega\theta}$はω軸周りにθだけ回転させる行列である．

3．実験

3.1　実験装置

実験で使用する慣性センサは，加速度，角速度，地磁気を計測する 9 軸センサモジュール（MPU-9250，InvenSence Inc, ±156.8[m/s²]，±2000[deg/s]，±1200[μT]），マイコン（Michrochip），RF モジュール（XBee，Maxstream Inc，通信速度 115200[bps]），MicroSD カード，リチウムイオン電池で構成されている（Fig.7）．この慣性センサに光学式反射マーカを 3 つ取り付け，被験者の靴のつま先にビニールテープで固定する（Fig.8）．MCS での歩行計測は，カメラ 8 台（OptiTrack Flex:V100）を使用し，測定対象を囲むように設置して行った．

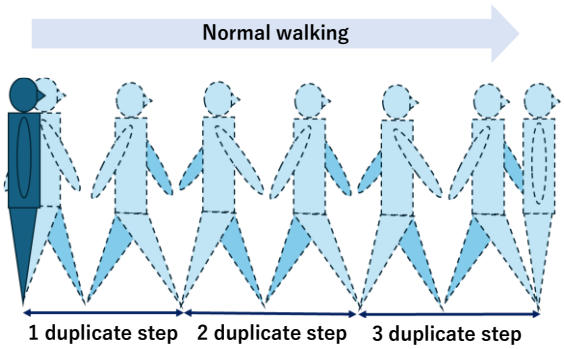


Fig.9 Overview of experiment

3.2　実験方法

実験の概要図を Fig.9 に示す．歩き方は通常歩行とし，左足から歩き始め，右足の 3 重複歩分を計測する．被験者は 20 歳代の男性（身長 175cm，体重 72 kg）1 名であり，10 回（合計 30 重複歩分）計測した．MCS で計測した歩行パラメータを真値とする．

4．実験結果と考察

4.1　実験結果

Fig.10 に各アルゴリズムにおける 1 計測分の移動距離，Fig.11 に各アルゴリズムにおける推定歩幅の誤差の平均値と標準偏差を示す．ここで，Recalc は姿勢再計算法を表している．Fig.10，Fig.11 から，歩幅の推定では，姿勢再計算法が最も誤差が小さく，次に，Madgwick フィルタ，最も誤差が大きいのは EKF ということがわかる．また，多重比較の結果から，EKF は他の計算法よりも有意に精度が悪い結果となった．Fig.12 に各アルゴリズムにおける 1 計測分の爪先高さ，Fig.13 に各アルゴリズムでの爪先高さの

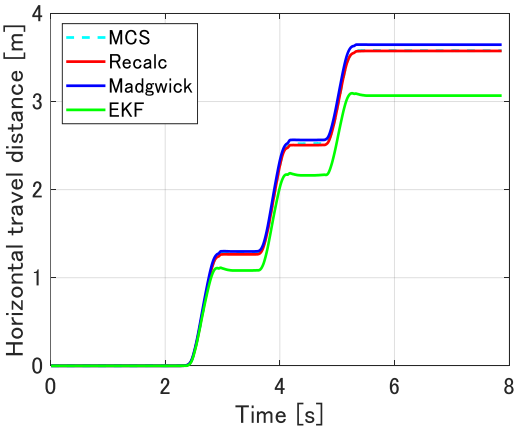


Fig.10 Horizontal travel distance for one measurement in each algorithm

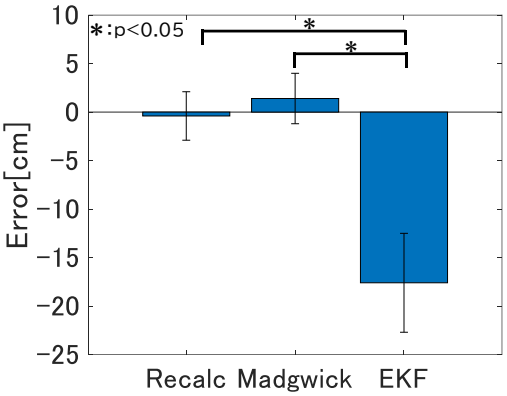


Fig.11 Mean and standard deviation of error in estimated stride length

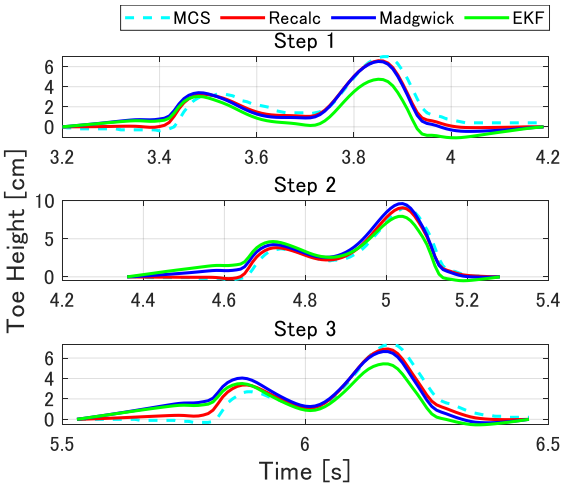


Fig.12 Toe height for one measurement in each algorithm

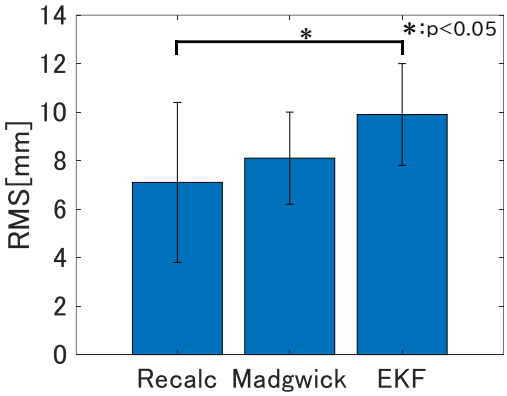


Fig.13 Mean and standard deviation of RMS in toe height

RMS の平均値と標準偏差を示す．Fig.12, Fig.13 から，爪先高さの推定において最も RMS が小さいのは，姿勢再計算法，最も RMS が大きいのは EKF ということがわかる．また，多重比較の結果から姿勢再計算法と EKF の間に有意差があることがわかる．Fig.14 に各アルゴリズムにおける 1 歩分の足関節角度，Fig.15，Fig.16，Fig.17 に各アルゴリズムで求めた足関節角度の伸展・屈曲，外転・内転，外がえし・内がえしの RMS の平均値と標準偏差を示す．Fig.15 から，足関節角度の伸展・屈曲において，最も RMS が小さいのは姿勢再計算法であり，最も RMS が大きいのは EKF ということがわかる．また，多重比較の結果から EKF の精度が有意に悪い結果となった． Fig.16 から足関節角度の外転・内転において，RMS が最も小さいのは姿勢再計算法であることがわかる．Fig.17 から足関節角度の外がえし･内がえしにおいては，Madgwick フィルタの RMS が最も小さいことがわかる．多重比較の結果から外転・内転，外がえし・内がえしは，すべての場合において有意差はない．

4.2 考察

本実験に使用した EKF は，建物外での体全体の動きを測定するための仕様になっており，建物内の外乱磁場の影響や歩行などの早い動きに対応していない [4]．そのため，EKF の推定精度が低くなったと考える．

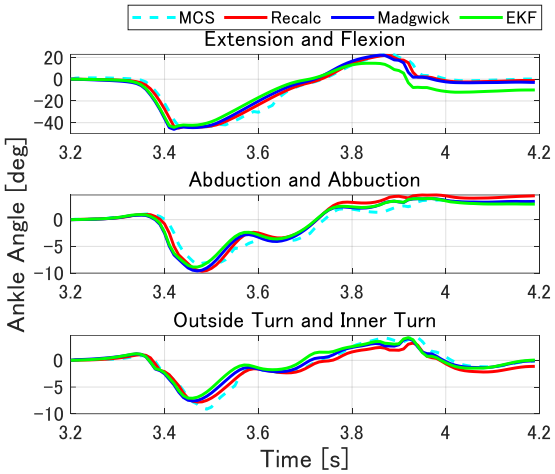


Fig.14 Ankle angle for one step in each algorithm

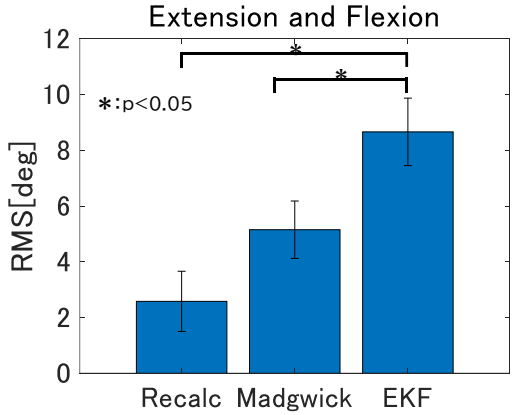


Fig.15 Mean and standard deviation of RMS in ankle angle (extension・flexion)

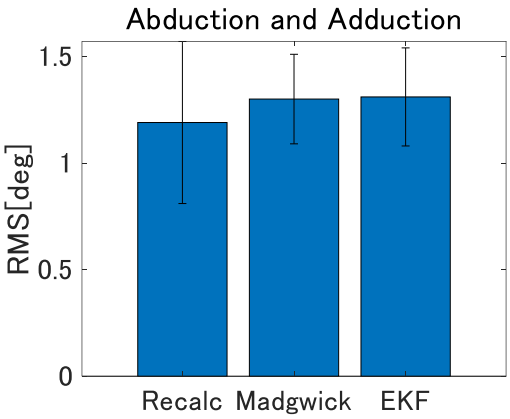


Fig.16 Mean and standard deviation of RMS in ankle angle (abduction・adduction)

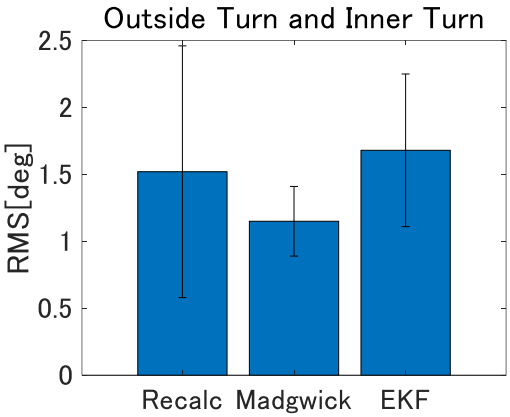


Fig.17 Mean and standard deviation of RMS in ankle angle (outside turn・inner turn)

Madgwick フィルタは，最急降下法により最適化された姿勢を用いて磁気ひずみ補正を行っているため，外乱磁場の影響も少なく，推定精度が高くなったと考える．姿勢再計算法の推定精度が高かった理由は，一歩毎に重力加速度により立脚相の姿勢を求め，遊脚終了時に時間をさかのぼって遊脚中の姿勢を修正しているため，他の姿勢推定法に比べて積分誤差の蓄積の影響が少ないことと，地磁気を用いらないことにより，外乱磁場の影響を受けないためであると考える．また，姿勢再計算法は建物内での歩行計測に特化した計算アルゴリズムであり，歩幅，爪先高さ，足関節角度の推定において，高い推定精度になったと考える．

5．おわりに

本研究では，慣性センサを用いて，姿勢再計算法，EKF 法，Madgwick フィルタ法の 3 種類の解析法による歩行パラメータ推定精度の比較を行った．その結果，姿勢再計算法は歩幅，爪先高さ，足関節角度の推定において高い推定精度を持つことが分かった．また，Madgwick フィルタも姿勢再計算法には劣るものの，推定精度は悪くなかった．EKF は，他の姿勢推定法に比べて精度が低い結果となった．本実験は 20 代男性 1 人を対象とし計測したが，今後は，被験者を増やして計

測するとともに, 全速力歩行や不規則な歩き方など, 歩行方法を変えて計測し, 推定精度の評価を行う.

参考文献

1). 中西 凌雅, 園部 元康, 廣瀬 圭, 慣性センサを用いた水平加速度の積分に基づく歩幅推定, 日本機械学会論文集, Vol.89, No.927, 2023.

2). Koichi Sagawa, Kensuke Ohkubo, 2D trajectory estimation during free walking using a tiptoe-mounted inertial sensor , Journal of Biomechanics, 48(10), (2015) 2045-2059.

3). Amir Mukhriz AZMAN, Chikara Nagai, Koichi SAGAWA, Yuichi HIRAKAWA and Kaori SAWADA, “Inertial gait analysis measurement system for large-scale health checkups”, Journal of Advanced Mechanical Design, Systems, and Manufacturing, Vol.13, No.4, 1-13, 2019.

4). Angelo M. Sabatini, “Quaternion-based extended Kalman filter for determining orientation by inertial and magnetic sensing”, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, Vol. 53, No. 7 (2006), pp. 1346-1356.

5). Sebastian O.H. Madgwick,“An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays”, “https://www.scribd.com/document/44542050/An-Efficient-Orientation-Filter-for-Inertial-and-Inertial-Magnetic-Sensor-Arrays”.