Bulletin of the JSME
日本機械学会論文集
Transactions of the JSME (in Japanese)
Vol.84, No.857, 2018

歩行動作におけるモーションセンサを用いた膝関節角度の推定に関する研究
（遠心加速度と接線加速度の影響に着目して）

齊藤 亜由子[*1]，宮脇 和人[*1]，木澤 悟[*1]，小林 義和[*1]

A study on estimating the knee joint angle during walking using the motion sensors
(Focusing on the effect of centrifugal acceleration and tangential acceleration)

Ayuko SAITO[*1], Kazuto MIYAWAKI[*1], Satoru KIZAWA[*1] and Yoshikazu KOBAYASHI[*1]
[*1] Department of Mechanical Engineering and Robotics, National Institute of Technology, Akita College
1-1 Iijima-Bunkyo-cho, Akita 011-8511, Japan

Received: 1 November 2017; Revised: 1 December 2017; Accepted: 21 December 2017

Abstract
This paper describes the use of nine-axis motion sensors to evaluate knee joint angle estimation accuracy during walking. The nine-axis motion sensor comprises a three-axis gyro sensor, a three-axis acceleration sensor and a three-axis geomagnetic sensor. It can estimate joint angles during exercise by correcting the drift of the three-axis gyro sensor using information obtained from the other two sensors. Human movement results from the rotational motion of the respective joints, so that the proportion of the centrifugal acceleration and the tangential acceleration in the output of the acceleration sensor increases during exercise. Processing the centrifugal acceleration and tangential acceleration appropriately and ascertaining the degree of estimation error are important for improving the joint angle estimation accuracy. For this study, the authors produced a sensor fusion algorithm using an extended Kalman filter to correct the acceleration sensor output. The sensor fusion algorithm uses information obtained from the nine-axis motion sensors to estimate the knee joint angle by correcting the centrifugal acceleration and tangential acceleration. During the experiment, the 3D motion analysis system and two nine-axis motion sensors measured walking exercise. The knee joint angle was estimated using an extended Kalman filter with information obtained from the nine-axis motion sensors. We evaluated the system accuracy for knee joint angle estimation by comparing the nine-axis motion sensor results and the 3D motion analysis system results. This analytical method is anticipated for use in estimating motion in sports and healthcare applications.

Keywords： Motion sensor, Sensor fusion, Kalman filter, Joint angle, Walking

1. 緒　　言

人間の動作計測には様々な手法が提案されている．代表的な手法として，複数のビデオカメラを用いて被験者に取り付けたマーカの 3 次元位置座標を得る DLT 法 (池上他，1991; 江原，2008; 西守, 伊藤，2014) や，数種類の異なるセンサを身体に装着し，センサ情報を統合処理することにより姿勢を推定するセンサ・フュージョン (Foxlin，1996) が挙げられる．近年では MEMS 技術の発達により，ジャイロセンサ・加速度センサ・地磁気センサを搭載した小型，軽量なモーションセンサが開発され，持ち運びが容易なことや，大型な計測設備を必要としないことから，医療，福祉，スポーツなど様々な分野の動作計測においてモーションセンサが用いられるようになった (King et al., 2008; Pan et al., 2016; Nüesch et al., 2017)．さらに，モーションセンサを用いた姿勢推定の精度を向上させるため，センサの最適装着位置や，センサ出力に含まれる誤差の補正に関する研究が行われている．

センサの装着位置に関しては，皮膚や筋肉の動きに着目して慣性センサの最適装着位置を推定する研究が行われており，大腿部，下腿部へ装着する場合においては，両部位共に部位の前面へ装着することで誤差を軽減でき

No.17-00488 [DOI:10.1299/transjsme.17-00488], J-STAGE Advance Publication date : 9 January, 2018
[*1] 正員，秋田工業高等専門学校　創造システム工学科　機械系（〒011-8511　秋田県秋田市飯島文京町 1-1）
E-mail of corresponding author: saito@akita-nct.ac.jp

© 2018 The Japan Society of Mechanical Engineers

る可能性が報告されている (小西他，2012)．また，単一の慣性センサを使用して体幹傾斜度を推定するためのセンサ装着位置が検討されるなど (Faber et al., 2009; Faber et al., 2013), 身体部位ごとにセンサの最適装着位置が異なることが明らかにされつつある．

センサ出力に含まれる誤差の補正に関しては，加速度センサから得られる重力加速度と地磁気センサから得られる磁場を用いて，ジャイロセンサ出力に含まれるドリフト誤差を補正するセンサ・フュージョン (Vaganay et al., 1993; Jurman et al., 2007) や，運動中に発生する遠心加速度，接線加速度による影響を考慮したセンサ・フュージョン (廣瀬他，2012) が提案されている．人間の動作は各関節の回転運動によって生じるため，スポーツなどの高速な動作を計測する場合は，加速度センサ出力に含まれる遠心加速度，接線加速度の割合が大きくなる．モーションセンサを用いた人間の動作計測において，関節角度を精度良く推定するためには，動作中に発生する加速度の成分を把握し，誤差の要因を除去することが重要である．これまで，遠心加速度，接線加速度による影響を考慮したセンサ・フュージョンの精度を検証するために，ロータリーエンコーダーを用いた計測実験が行われ，隣接する部位が回転運動を行う場合においても，精度良く姿勢推定が可能であることが示されている (近藤他，2012)．しかし，複数の関節や筋肉の動きを含む人間の動作計測において，遠心加速度，接線加速度による影響を考慮したセンサ・フュージョンを適用し，動作中の関節角度を推定した例はほとんどない．

そこで本研究では，日常動作の一つである歩行動作を計測し，大腿部，下腿部に発生する遠心加速度，接線加速度を補正して，加速度センサ，ジャイロセンサ，地磁気センサを用いたセンサ・フュージョンを適用し，膝関節角度（屈曲・伸展）を推定する．はじめに，運動中に発生する遠心加速度，接線加速度を考慮した膝関節角度推定のためのセンサ・フュージョンを構築する．続いて，9 軸モーションセンサを用いた歩行計測実験を行う．計測実験においては，3 次元動作解析装置による同時計測を行う．3 次元動作解析装置は，マーカの 3 次元位置座標を得ることにより身体部位の位置情報を得る装置であり，他の動作計測法においても計測精度の検証を行うために広く用いられている（Jennifer et al., 2009; Syam et al., 2010; 林他，2013; Stief et al., 2013）．最後に，センサ・フュージョンを適用して得られた膝関節角度の推定結果と，3 次元動作解析装置より得られた膝関節角度の計測結果を比較し，歩行動作における遠心加速度，接線加速度を考慮したセンサ・フュージョンの精度について検証する．

2.　9 軸モーションセンサを用いた動作計測法

本研究において用いる 9 軸モーションセンサ（スポーツセンシング社製，SS-WS1792）は，3 軸ジャイロセンサ・3 軸加速度センサ・3 軸地磁気センサ，無線通信モジュールを搭載しており，複数の 9 軸モーションセンサを用いた同期計測が可能である．センサの大きさは 38×53×11 mm，重量は 30 g であり，身体部位に直接取り付けて計測することができる．

2・1　角度定義と基準座標系

9 軸モーションセンサを用いた動作計測において，膝関節角度はロール・ピッチ・ヨー角を用いて表現する．ロール・ピッチ・ヨー角は，それぞれ Z 軸，Y 軸，X 軸の順に各軸を回転させた角度と定義し，ロール角（φ）は X 軸回りの角度，ピッチ角（θ）は Y 軸回りの角度，ヨー角（ψ）は Z 軸回りの角度を示す．基準座標系は Z 軸方向を重力方向とした右手座標系で定義しており，各軸周りの回転は反時計回りを正方向とした．

本研究においては，矢状面の膝関節角度を推定するが，角度の推定機構である拡張カルマンフィルタを構成するために，ロール・ピッチ・ヨー角を含む非線形状態方程式，非線形観測方程式が必要となる．そのため，次節において 3 次元空間内でのロール・ピッチ・ヨーの初期角度について説明を行う．

2・2　初期角度

本研究においては, 静止時に加速度センサから得られる重力加速度と地磁気センサから得られる磁場を用いて，膝関節角度の初期値を算出する (Vaganay et al., 1993; Jurman et al., 2007)．静止時において，加速度センサは重力加速度のみを検出するため，加速度センサ出力と，基準座標系における重力加速度の関係は式(1)で表すことができる．

[DOI: 10.1299/transjsme.17-00488]
© 2018 The Japan Society of Mechanical Engineers

$$ {}^{i}A = {}^{o}R_i^T \, {}^{o}A \tag{1} $$

ただし，

$$ {}^{i}A = \begin{bmatrix} {}^{i}A_x \\ {}^{i}A_y \\ {}^{i}A_z \end{bmatrix}, \quad {}^{o}A = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} $$

ここで，${}^{i}A$ は加速度センサ出力，${}^{o}A$ は基準座標系の原点 O における加速度，${}^{o}R_i$ は基準座標系からセンサ座標系への回転行列であり，g は重力加速度を示す．ロール・ピッチ・ヨー角を用いた場合，回転行列 ${}^{o}R_i$ は式(2)で表すことができる．

$$ {}^{o}R_i = \begin{bmatrix} \cos\psi & -\sin\psi & 0 \\ \sin\psi & \cos\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\varphi & -\sin\varphi \\ 0 & \sin\varphi & \cos\varphi \end{bmatrix} \tag{2} $$

さらに，式(2)を用いて，式(1)を展開すると式(3)が得られる．

$$ \begin{bmatrix} {}^{i}A_x \\ {}^{i}A_y \\ {}^{i}A_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\sin\theta \cdot g \\ \cos\theta \sin\varphi \cdot g \\ \cos\theta \cos\varphi \cdot g \end{bmatrix} \tag{3} $$

式(3)を用いることにより，ロール角，ピッチ角の初期値は式(4)，(5)で表すことができる．

$$ \varphi_A = \tan^{-1} \frac{{}^{i}A_y}{{}^{i}A_z} \tag{4} $$

$$ \theta_A = \tan^{-1} \frac{-{}^{i}A_x}{\sqrt{{}^{i}A_y^2 + {}^{i}A_z^2}} \tag{5} $$

ここで，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，ピッチ角を示す．

次に，地磁気センサから得られる磁場を用いて，基準座標系におけるヨー角を算出する．地磁気センサは，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(6)に示す補正式を用いて傾斜誤差を補正する (廣瀬，近藤，2014).

$$ \begin{bmatrix} {}^{i}m_x \\ {}^{i}m_y \\ {}^{i}m_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\phi\sin\theta & \cos\phi\sin\theta \\ 0 & \cos\phi & -\sin\phi \\ -\sin\theta & \sin\phi\cos\theta & \cos\phi\cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} m_x \\ m_y \\ m_z \end{bmatrix} \tag{6} $$

[DOI: 10.1299/transjsme.17-00488]
© 2018 The Japan Society of Mechanical Engineers

ここで，m_x，m_y，m_z は地磁気センサ出力，${}^{i}m_x$，${}^{i}m_y$，${}^{i}m_z$ は傾斜誤差を補正した磁場である．補正後の磁場を用いることにより，ヨー角は式(7)で表すことができる．

$$\psi_m = -\tan^{-1}\frac{{}^{i}m_y}{{}^{i}m_x} \tag{7}$$

2・3　歩行中の角度

基準座標系におけるロール・ピッチ・ヨー角の微分式を式(8)に示す.

$$\begin{bmatrix}\dot{\psi}\\ \dot{\theta}\\ \dot{\phi}\end{bmatrix} = \begin{bmatrix}0 & \sin\phi\sec\theta & \cos\phi\sec\theta\\ 0 & \cos\phi & -\sin\phi\\ 1 & \sin\phi\tan\theta & \cos\phi\tan\theta\end{bmatrix}\begin{bmatrix}\omega_x\\ \omega_y\\ \omega_z\end{bmatrix} \tag{8}$$

ここで，$\dot{\phi}$，$\dot{\theta}$，$\dot{\psi}$ はそれぞれロール・ピッチ・ヨー角の微分値であり，ω_x，ω_y，ω_z はジャイロセンサ出力である．式(8)を式(9)へ適用することにより，歩行中の角度を算出することが可能である．

$$\begin{bmatrix}\psi\\ \theta\\ \phi\end{bmatrix}_{t+1} = \int\begin{bmatrix}\dot{\psi}\\ \dot{\theta}\\ \dot{\phi}\end{bmatrix}_t dt + \begin{bmatrix}\psi\\ \theta\\ \phi\end{bmatrix}_t \tag{9}$$

ここで，左辺の ϕ，θ，ψ は時刻 $t+1$ におけるロール・ピッチ・ヨー角であり，右辺の ϕ，θ，ψ は時刻 t におけるロール・ピッチ・ヨー角を示す.

3.　遠心加速度，接線加速度を考慮したセンサ・フュージョン

人間の動作は各関節の回転運動によって生じるため，モーションセンサを用いて動作計測を行う場合，加速度センサ出力に含まれる遠心加速度，接線加速度の割合は大きくなる．本研究では，人間の動作計測における遠心加速度，接線加速度を考慮したセンサ・フュージョンの有効性を検証するため，歩行中に発生する遠心加速度，接線加速度を考慮したセンサ・フュージョンを構築し，拡張カルマンフィルタを適用して，矢状面における膝関節角度の変化を推定する.

計測実験におけるモーションセンサ装着位置と下肢の剛体リンクモデルを図 1 に，矢状面における膝関節角度の定義を図 2 に示す．2 つの 9 軸モーションセンサは，大腿部，下腿部ともに部位の前面へ装着する．図 1 において，リンク *i-1* は大腿部，リンク *i* は下腿部であり，センサ 1 は大腿部へ装着するセンサ，センサ 2 は下腿部へ装着するセンサである．r_{i-1} は股関節中心からセンサ 1 中心までの位置ベクトル，r_i は膝関節中心からセンサ 2 中心までの位置ベクトルを示しており，ω_{i-1}，ω_i はそれぞれセンサ 1，センサ 2 のジャイロセンサより得られた角速度を示す.

歩行中，加速度センサが検出する加速度には，式(10)に示すように並進加速度，遠心加速度，接線加速度，重力加速度が含まれる.

$$A_s = A_{tr} + A_{ct} + g \tag{10}$$

[DOI: 10.1299/transjsme.17-00488]
© 2018 The Japan Society of Mechanical Engineers

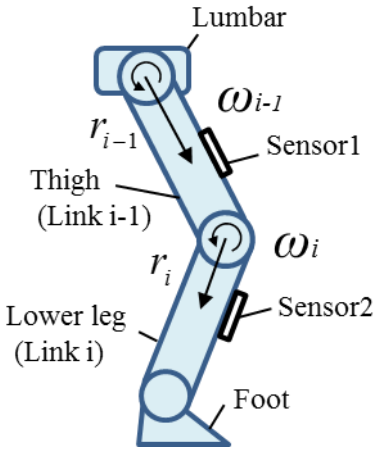


Fig. 1　Sensor positions and the rigid link model of the lower limb.

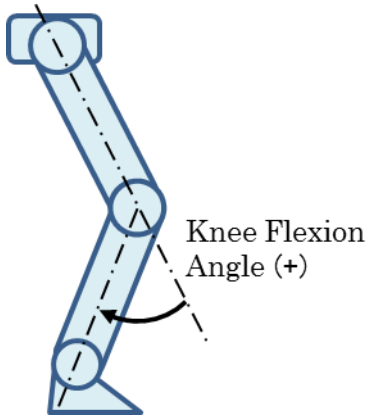


Fig. 2　The definition of the knee joint angle.

ここで，A_s は加速度センサ出力，A_{tr} は並進加速度，A_{ct} はセンサを装着したリンクの回転運動により生じる遠心加速度と接線加速度の和，g は重力加速度である．

本研究においては，遠心加速度，接線加速度によって生じる誤差を補正するために，ジャイロセンサ出力を用いて遠心加速度，接線加速度を表現する (廣瀬他，2012; 近藤他，2012)．大腿部，下腿部における遠心加速度と接線加速度の和をそれぞれ式(11)，(12)に示す．

$$A_{ct_{i-1}} = \omega_{i-1} \times \omega_{i-1} \times r_{i-1} + \dot{\omega}_{i-1} \times r_{i-1} \tag{11}$$

$$A_{ct_i} = \omega_i \times \omega_i \times r_i + \dot{\omega}_i \times r_i \tag{12}$$

ここで，ω_{i-1}，ω_i は大腿部，下腿部におけるジャイロセンサ出力であり，それぞれ股関節の回転運動によって生じる大腿部の角速度，膝関節の回転運動によって生じる下腿部の角速度を示している．r_{i-1} は股関節中心から大腿部へ装着したセンサ中心までの位置ベクトル，r_i は膝関節中心から下腿部へ装着したセンサ中心までの位置ベクトルである．$\dot{\omega}_{i-1}$，$\dot{\omega}_i$ はそれぞれ股関節の回転運動によって生じる大腿部の角加速度，膝関節の回転運動によって生じる下腿部の角加速度であり，ジャイロセンサの出力 ω_{i-1}，ω_i を微分した値である．ω_{i-1}，ω_i の微分においては，式(13)に示す不完全微分 D (s)を用いた．

$$\mathrm{D}(\mathrm{s}) = \frac{s}{1+ns} \tag{13}$$

ここで，s はラプラス演算子，n は時定数である．本研究においては，n=0.01 とした．

式(10), (11), (12)を用いて導出した大腿部, 下腿部における遠心加速度, 接線加速度の補正式をそれぞれ式(14), (15)に示す．

$$A_{s_{i-1}} - A_{ct_{i-1}} = g_{i-1} \tag{14}$$

[DOI: 10.1299/transjsme.17-00488]
© 2018 The Japan Society of Mechanical Engineers

$$A_{s_i} - A_{ct_i} = {}^{i}R_{i-1}\left(\omega_{i-1} \times \omega_{i-1} \times r_{i-1} + \dot{\omega}_{i-1} \times r_{i-1}\right) + g_i \tag{15}$$

ここで，下腿部における並進加速度は，大腿部の並進加速度，遠心加速度，接線加速度を用いて表している．g_{i-1}，g_i は，それぞれセンサ 1 の座標系における重力加速度，センサ 2 の座標系における重力加速度を示す．

以上の補正式を用いて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，歩行中の膝関節角度を算出する式(9)を用いて構成する．非線形観測方程式は，ヨー角の算出式(式(7))，大腿部，下腿部における遠心・接線加速度の補正式(式(14)，(15))を用いて構成する．大腿部に関する非線形状態方程式，非線形観測方程式をそれぞれ式(16)，(17)に，下腿部に関する非線形状態方程式，非線形観測方程式をそれぞれ式(18)，式(19)に示す．

$$x_{t+1} = F(x_t) + w_t \tag{16}$$

$$y_t = H(x_t) + v_t \tag{17}$$

ただし，

$$x_t = \begin{bmatrix} \psi_{i-1,t} \\ \theta_{i-1,t} \\ \varphi_{i-1,t} \end{bmatrix}, \quad F(x_t) = \begin{bmatrix} \psi_{i-1,t} + \sin\varphi_{i-1,t}\sec\theta_{i-1,t}\omega_{y_{i-1},t}\cdot Ts + \cos\varphi_{i-1,t}\sec\theta_{i-1,t}\omega_{z_{i-1},t}\cdot Ts \\ \theta_{i-1,t} + \cos\varphi_{i-1,t}\omega_{y_{i-1},t}\cdot Ts - \sin\varphi_{i-1,t}\omega_{z_{i-1},t}\cdot Ts \\ \varphi_{i-1,t} + \omega_{x_{i-1},t}\cdot Ts + \sin\varphi_{i-1,t}\tan\theta_{i-1,t}\omega_{y_{i-1},t}\cdot Ts + \cos\varphi_{i-1,t}\tan\varphi_{i-1,t}\omega_{z_{i-1},t}\cdot Ts \end{bmatrix}$$

$$y_t = \begin{bmatrix} \psi_{m_{i-1},t} \\ A_{x,s_{i-1}} - A_{x,ct_{i-1}} \\ A_{y,s_{i-1}} - A_{y,ct_{i-1}} \\ A_{z,s_{i-1}} - A_{z,ct_{i-1}} \end{bmatrix}, \quad H(x_t) = \begin{bmatrix} \psi_t \\ \left({}^{0}R_{i-1}\right)_t^T \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} \end{bmatrix}$$

$$x_{t+1} = F(x_t) + w_t \tag{18}$$

$$y_t = H(x_t) + v_t \tag{19}$$

ただし，

$$x_t = \begin{bmatrix} \psi_{i,t} \\ \theta_{i,t} \\ \varphi_{i,t} \end{bmatrix}, \quad F(x_t) = \begin{bmatrix} \psi_{i,t} + \sin\varphi_{i,t}\sec\theta_{i,t}\omega_{y_i,t}\cdot Ts + \cos\varphi_{i,t}\sec\theta_{i,t}\omega_{z_i,t}\cdot Ts \\ \theta_{i,t} + \cos\varphi_{i,t}\omega_{y_i,t}\cdot Ts - \sin\varphi_{i,t}\omega_{z_i,t}\cdot Ts \\ \varphi_{i,t} + \omega_{x_i,t}\cdot Ts + \sin\varphi_{i,t}\tan\theta_{i,t}\omega_{y_i,t}\cdot Ts + \cos\varphi_{i,t}\tan\varphi_{i,t}\omega_{z_i,t}\cdot Ts \end{bmatrix}$$

$$y_t = \begin{bmatrix} \psi_{m_i,t} \\ A_{x,s_i} - A_{x,ct_i} \\ A_{y,s_i} - A_{y,ct_i} \\ A_{z,s_i} - A_{z,ct_i} \end{bmatrix}, \quad H(x_t) = \begin{bmatrix} \psi_t \\ \left({}^{0}R_i\right)_t^T \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} + \left({}^{0}R_i\right)_t^T \cdot \left({}^{0}R_{i-1}\right)_t \cdot \left(\omega_{i-1,t} \times \omega_{i-1,t} \times r_{i-1,t} + \dot{\omega}_{i-1,t} \times r_{i-1,t}\right) \end{bmatrix}$$

[DOI: 10.1299/transjsme.17-00488]
© 2018 The Japan Society of Mechanical Engineers

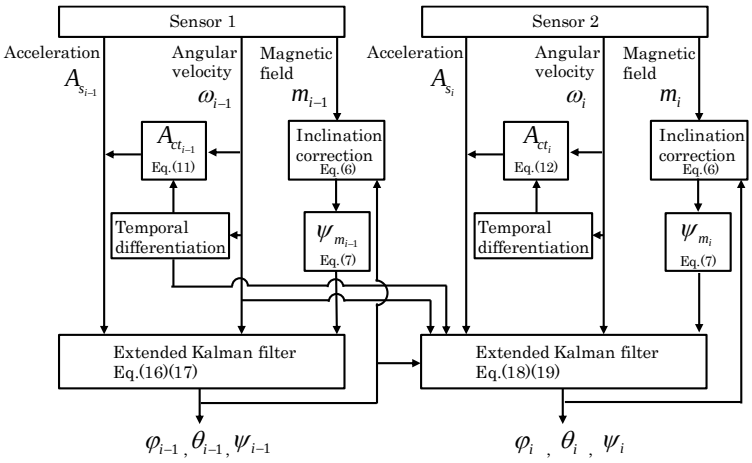


Fig. 3　Block diagram of the sensor fusion.

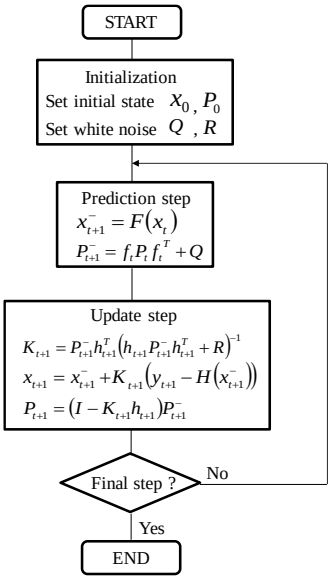


Fig. 4　EKF estimation procedure.

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，大腿部，下腿部における $F(x_t)$，$H(x_t)$ の偏微分 $f(x_t)$ と $h(x_t)$ をそれぞれ式(20)，(21)に算出する．

$$f(x_t) = \frac{\partial F(x_t)}{\partial x_t} \tag{20}$$

$$h(x_t) = \frac{\partial H(x_t)}{\partial x_t} \tag{21}$$

以上より．式(16) ～(21)で表される非線形離散時間システムを用いて，予測ステップ（式(22)，(23)）とフィルタリングステップ（式(24)～(26)）から成る拡張カルマンフィルタアルゴリズムを繰り返し計算する．

$$x_{t+1}^- = F(x_t) \tag{22}$$

$$P_{t+1}^- = f_t P_t f_t^T + Q \tag{23}$$

$$K_{t+1} = P_{t+1}^- h_{t+1}^T \left(h_{t+1} P_{t+1}^- h_{t+1}^T + R\right)^{-1} \tag{24}$$

$$x_{t+1} = x_{t+1}^- + K_{t+1}\left(y_{t+1} - H\left(x_{t+1}^-\right)\right) \tag{25}$$

$$P_{t+1} = \left(I - K_{t+1} h_{t+1}\right) P_{t+1}^- \tag{26}$$

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，非線形観測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 $t+1$ 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

[DOI: 10.1299/transjsme.17-00488]
© 2018 The Japan Society of Mechanical Engineers

Table 1　Anthropometric data.

Age (years)	19
Height [mm]	1808
Weight [kg]	64.4
Length of thigh [mm]	470
Length of lower leg [mm]	460

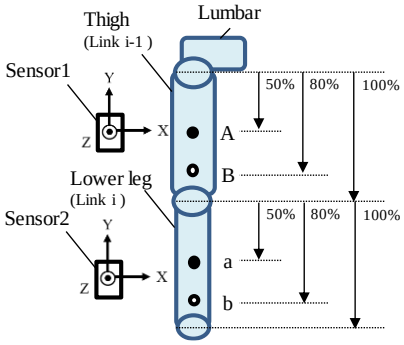


Fig. 5　Sensor coordinate system and sensor positions.

共分散行列である．

遠心加速度，接線加速度による影響を考慮したセンサ・フュージョンは，隣接する部位の回転運動を考慮した運動計測法 (近藤他，2012) を改良し，開発した．センサ・フュージョンアルゴリズムの構造を図 3 のブロック線図に示す．また，ブロック内部の推定機構である拡張カルマンフィルタアルゴリズムのフローを図 4 に示す．

4.　計測実験

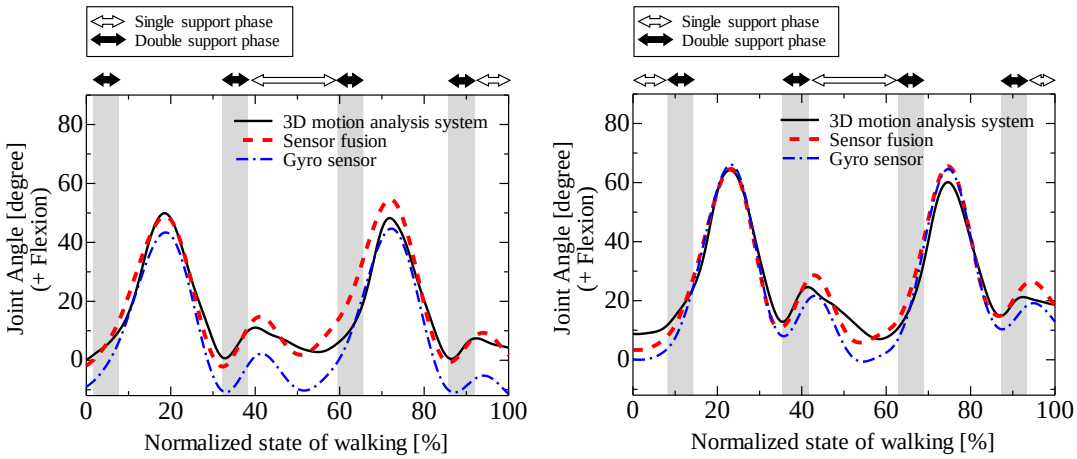
被験者に関する身体特性情報を表 1 に示す．歩行計測実験は秋田工業高等専門学校において実施し，本実験については臨床実験に関する秋田工業高等専門学校ヒト倫理審査委員会の承認を得るとともに，あらかじめ被験者に十分な説明を与え，同意を得た．

計測実験においては，被験者の右大腿部，右下腿部へ 9 軸モーションセンサを装着し，3 次元動作解析装置用のマーカを被験者の身体へ取り付け，9 軸モーションセンサと 3 次元動作解析装置（VICON 社製，VICON Bonita カメラ 8 台）による同時計測を行った．一組の 2 つの 9 軸モーションセンサは，専用のアプリケーション（ss_w Sensor2017）を用いて同期している．3 次元動作解析装置は，モーションセンサによる計測を開始してから 5 秒後に計測を開始した．身体に取り付けるマーカの位置は Plug in Gait Marker を参考にした．モーションセンサとマーカの取り付けに関しては，服のずれやスキンアーチファクトの影響を可能な限り低減するため，被験者は皮膚に密着する素材の服を着用し，服の上から光学マーカとモーションセンサを両面テープでしっかりと貼付した．また，マーカと比較してモーションセンサは重量が大きいため，両面テープを用いてモーションセンサを服の表面へ貼付した後，さらにセンサをサポーターで固定した．

9 軸モーションセンサを用いた計測においては，各関節からセンサ中心までの距離の違いにより，加速度センサ出力に含まれる遠心加速度，接線加速度の大きさが異なる．本研究においては，センサ装着位置に関係なくセンサ・フュージョンの有効性を確認するため，センサ装着位置を 2 種類の組み合わせで変化させ，計測を行った．9 軸モーションセンサ座標系とセンサ装着位置を図 5 に示す．図 5 は，被験者を正面から見た様子を表しており，A，B は大腿部におけるセンサ装着位置，a，b は下腿部におけるセンサ装着位置を示す．センサ装着位置は，部位長を基準とした長さの割合で定義しており，A および a は部位上端から部位長の 50%，B および b は 80%の位置である．なお，大腿部長は大転子上縁の大腿骨頭の中心から立位時の膝蓋骨中点レベルの脚前後幅の中点までの距離，下腿部は立位時の膝蓋骨中点レベルの脚前後幅の中点から内果下端レベルの外果と内果の中点の距離とした (阿江他，1992)．センサ装着位置は大腿部 A・下腿部 a と，大腿部 B・下腿部 b の 2 種類の組み合わせである．

あらかじめ被験者の歩幅を計測し，歩行路上へ歩幅長（70 cm）毎に目印となるシールを貼付した．計測実験においては，可能な限り一定の歩幅でメトロノーム 70 bpm に合わせて一歩ずつ自然に前進するよう指示した．9 軸モーションセンサ，および 3 次元動作解析装置のサンプリング周波数は共に 100 Hz である．

[DOI: 10.1299/transjsme.17-00488]
© 2018 The Japan Society of Mechanical Engineers



(a) Sensor position A-a　　(b) Sensor position B-b

Fig.6 The knee joint angles during walking obtained from the 3D motion analysis system and the sensor fusion.

5. 解析結果

5・1 センサ・フュージョンを用いた膝関節角度の推定結果

構築したセンサ・フュージョンを適用して得られた歩行二周期分の膝関節角度（屈曲・伸展）の結果と，3 次元動作解析装置より得られた膝関節角度，ジャイロセンサの出力を積分して得られた膝関節角度の比較を図 6 に示す．図 6(a)は大腿部 A・下腿部 a へセンサを装着した結果，図 6(b)は大腿部 B・下腿部 b へセンサを装着した結果を示す．図 6 は正規化した時間を横軸とし，遊脚期と立脚期を 2 回繰り返す歩行二周期を 100%としている．図 6 における歩行二周期の始点と終点は，3 次元動作解析装置より得られた膝関節角度が，遊脚期と立脚期の間において最小値をとった時点を定義している．本実験においては，フォースプレートを用いていないため，正確な片足支持期と両脚支持期を断定できないが，健常者の自由歩行（臨床歩行分析懇談会，1989）を参考に，一歩行周期における立脚期を約 60%とし，さらに立脚期における最初と最後の約 17%を両脚支持期，2 つの両脚支持期の間を片脚支持期であると推測し，図 6 へ示した．

図 6 より，センサ・フュージョンを適用して得られた結果と，3 次元動作解析装置より得られた結果は，概ね同様の傾向を示している．また，本結果は，歩行二周期中に最大屈曲角度が 50°～60°付近の遊脚期と，最大屈曲角度が 10°～20°付近の立脚期をそれぞれ 2 回繰り返しており，歩行動作における膝関節角度変動パターンの典型例 (山本，柳田，1992) と同様の傾向であることから，構築したセンサ・フュージョンを用いて，適切に膝関節角度の推定を行うことができたと考えることができる．

5・2 推定誤差に関する考察

構築したセンサ・フュージョンの精度を検証するため，ジャイロセンサの出力を積分して得られた膝関節角度およびセンサ・フュージョンを適用して得られた膝関節角度と，3 次元動作解析装置より得られた膝関節角度との二乗平均誤差の結果（表 2）を比較する．表 2 より，2 つのセンサ装着位置において，センサ・フュージョンの二乗平均誤差は，ジャイロセンサの二乗平均誤差よりも A-a において約 45%，B-b において約 30%小さい値であり，センサ・フュージョンを適用することにより歩行中の膝関節角度を精度よく推定できたことを示している．ジャイロセンサのみを用いて角度を算出する場合，温度変化や衝撃によりドリフト誤差が発生するため，推定誤差が大きくなる傾向にあるが，本研究におけるセンサ・フュージョンは，加速度センサと地磁気センサの出力を用いてジャイロセンサのドリフト誤差を補正するとともに，加速度の補正式を用いて遠心加速度，接線加速度による影響を補正している．歩行計測においては，一歩行周期の中でも特に着地時や地面を蹴る際に衝撃が大きくなるため，これらの衝撃が発生する立脚期付近においてジャイロセンサのドリフト誤差が大きくなり，ジャイロ

[DOI: 10.1299/transjsme.17-00488]
© 2018 The Japan Society of Mechanical Engineers

Table 2　Root mean square error of estimated joint angles.

Sensor position	RMSE[degree]	
	Gyro sensor	Sensor fusion
A-a	9.13	4.92
B-b	5.48	3.89

センサのみを用いて算出した角度は，3 次元動作解析装置やセンサ・フュージョンの結果と大きな差が生じた可能性が考えられる．

また，センサ装着位置による推定精度の違いに着目すると，ジャイロセンサおよびセンサ・フュージョンの両結果において，大腿部 B・下腿部 b へセンサを装着した結果は，大腿部 A・下腿部 a へセンサを装着した結果よりも高精度な結果を示した．本結果は，ジャイロセンサおよびセンサ・フュージョンの結果が共に同様の傾向を示していることから，センサ装着位置の違いによりセンサ・フュージョンの精度が変化したのではなく，センサ装着位置の違いによる皮膚や筋肉の動きの違いなどが計測精度へ影響を及ぼした可能性が考えられる．遠心加速度，接線加速度を考慮したセンサ・フュージョンの有効性を検証するためには，遠心加速度，接線加速度の出力に影響を及ぼすセンサ装着位置の違いによる推定結果を比較することが重要である．実験結果より，センサ装着位置の違いにより推定精度が大きく変化しないことを示すことができたため，センサ・フュージョンの有効性を確認できたと考えている．

以上より，歩行動作の計測において，遠心加速度，接線加速度による影響を考慮したセンサ・フュージョンの有効性を示すことができた．本研究においては，比較的低速な歩行動作を対象としたが，スポーツなどの高速な動作を計測対象とする場合，遠心加速度，接線加速度の影響は大きくなることが考えられる．本研究におけるセンサ・フュージョンを様々な動作計測へ適用することにより，精度よく姿勢推定を行うことが期待できる．

6.　結言

本研究では，9 軸モーションセンサを用いて日常動作の一つである歩行動作を計測し，遠心加速度，接線加速度による影響を考慮したセンサ・フュージョンを適用して膝関節角度の推定を行った．具体的には，歩行中に加速度センサが検出する加速度が，並進加速度，遠心加速度，接線加速度，重力加速度から成ると仮定し，ジャイロセンサ出力を用いて遠心加速度, 接線加速度を表現することにより, 加速度の補正式を得た. 解析においては, 加速度の補正式を組み込んだセンサ・フュージョンを用いて，拡張カルマンフィルタを構成し，歩行中の膝関節角度を推定した．さらに，構築したセンサ・フュージョンを適用して得られた膝関節角度の推定精度を検証するため，推定した膝関節角度と，3 次元動作解析装置より得られた膝関節角度との二乗平均誤差について比較・検討を行った．その結果，以下の結論を得た．

１．遠心加速度，接線加速度による影響を考慮したセンサ・フュージョンを歩行動作における膝関節角度の推定へ応用し，矢状面における膝関節角度の変化を推定した．

２．2 つのセンサ装着位置において，センサ・フュージョンの結果と 3 次元動作解析装置より得られた結果の二乗平均誤差は，ジャイロセンサ出力を積分して得られた結果と 3 次元動作解析装置より得られた結果の二乗平均誤差よりも小さい値であり，歩行動作における遠心加速度，接線加速度による影響を考慮したセンサ・フュージョンの有効性を示した．

モーションセンサを用いて，精度良く姿勢推定を行うことは，医療，福祉，スポーツなど幅広い分野における動作計測のために重要である．本研究においては，矢状面における膝関節角度の変化に着目し，歩行中の屈曲・

[DOI: 10.1299/transjsme.17-00488]
© 2018 The Japan Society of Mechanical Engineers

伸展を推定したが，今後の課題として，被験者数を増やし，歩行速度や歩き方を変えるなどして構築したセンサ・フュージョンの推定精度を定量的に評価するとともに，肩関節など自由度の高い関節における 3 軸周りの角度変化を推定し，さらに姿勢推定の精度を向上させるためのセンサ・フュージョンへ発展させていくことが必要である．

文　　献

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), pp. 23-33.

江原義弘，使いたい VICON，バイオメカニズム学会誌，Vol.32, No.2 (2008), pp. 107–111.

Faber, G. S., Kingma, I., Bruijn, S. M. and Dieën, J. H., Optimal inertial sensor location for ambulatory measurement of trunk inclination, Journal of Biomechanics, Vol.42, No.14 (2009), pp.2406–2409.

Faber, G. S., Chang, C. C., Kingma, I. and Dennerlein, J. T., Lifting style and participant's sex do not affect optimal inertial sensor location for ambulatory assessment of trunk inclination, Journal of Biomechanics, Vol.46, No.5 (2013), pp.1027–1030.

Foxlin, E., Inertial head-tracker sensor fusion by a complementary separate-bias Kalmanfilter, IEEE Proceedings of VRAIS'96, Vol.2 (1996), pp.185–194.

林祐一郎，辻内伸好，小泉孝之，松田靖史，土屋陽太郎，井上喜雄，移動式床反力計を用いた制約のない健常者および大腿切断者の歩行運動解析，日本機械学会論文集 C 編, Vol.79, No.805 (2013), pp. 3059-3074.

廣瀬圭，土岐仁，近藤亜希子，慣性センサ· 地磁気センサを用いたスポーツにおける姿勢計測に関する研究，スポーツ産業学研究, Vol.22, No.2 (2012), pp. 255-262.

廣瀬圭，近藤亜希子，特集③：人間工学のための計測手法，人間工学, Vol.50, No.4 (2014), pp. 182-190.

池上康男，桜井信二，矢部京之助, DLT 法, Japan Journal of Sport Science, Vol.10, No.3 (1991), pp. 191‑195.

Jennifer, L. M., Richard, B., Rory, W. and Meg, E. M., The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review, Gait & Posture, Vol.29, No.3 (2009), pp. 360-369.

Jurman, D., Jankovec, M., Kamnik, R. and Topič, M., Calibration and data fusion solution for the miniature attitude and heading reference system, Sensors and Actuators, A: Physical, Vol.138, No.2 (2007), pp.411–420.

King, K., Yoon, S. W., Perkins, N. C. and Najafi, K., Wireless MEMS inertial sensor system for golf swing dynamics, Sensors and Actuators, A: Physical, Vol.141, No.2 (2008), pp.619–630.

近藤亜希子，土岐仁，廣瀬圭，慣性センサ・地磁気センサを用いたスポーツにおける運動計測法に関する研究，スポーツ・アンド・ヒューマン・ダイナミクス講演論文集 (2012), pp. 29-33.

小西和宏，佐川貢一，石橋恭之，動作解析用慣性センサの大腿部および下腿部への最適装着位置推定，日本機械学会論文集 C 編, Vol.78, No.786 (2012), pp. 352‑361.

西守隆，伊藤章，意図的なステップ長変化に対する歩行動作の解析，理学療法科学, Vol.29, No.1 (2014), pp. 51‑55.

Nüesch, C., Roos, E., Pagenstert, G. and Mündermann, A., Measuring joint kinematics of treadmill walking and running: Comparison between an inertial sensor based system and a camera-based system, Journal of Biomechanics, Vol.57(2017), pp.32–38.

Pan, M. S., Huang, K. C., Lu, T. H. and Lin, Z. Y., Using accelerometer for counting and identifying swimming strokes, Pervasive and Mobile Computing, Vol.31 (2016), pp.37–49.

Stief, F., Böhm, H., Michel, K., Schwirtz, A. and Döderlein, L., Reliability and accuracy in three-dimensional gait analysis: A comparison of two lower body protocols, Journal of Applied Biomechanics, Vol.29(2013), pp. 105-111.

Syam, P. N., Sheila, G., Graham, A., Rami, A. and Weijie, W., A method to calculate the centre of the ankle joint: A comparison with the Vicon® Plug-in-Gait model, Clinical Biomechanics, Vol.25, No.6 (2010), pp. 582-587.

臨床歩行分析懇談会，臨床歩行分析入門 (1989), pp. 11‑23.

Vaganay, J., Aldon, M. J. and Fournier, A., Mobile robot attitude estimation by fusion of inertial data, Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (1993), pp.277–282.

山本洋之，柳田 泰義，歩行立脚期の膝関節角度変化の多様性について，理学療法科学，Vol.26, No.2 (2011), pp. 269-273.

References

© 2018 The Japan Society of Mechanical Engineers

Ae, M., Tang, H. and Yokoi, T., estimation of inertia properties of the body segments in Japanese athletes, Biomechanism, Vol.11 (1992), pp. 23–33 (in Japanese).

Ehara, Y., The VICON, Journal of the Society of Biomechanisms, Vol.32, No.2 (2008), pp.107–111(in Japanese).

Faber, G. S., Kingma, I., Bruijn, S. M. and Dieën, J. H., Optimal inertial sensor location for ambulatory measurement of trunk inclination, Journal of Biomechanics, Vol.42, No.14 (2009), pp.2406–2409.

Faber, G. S., Chang, C. C., Kingma, I. and Dennerlein, J. T., Lifting style and participant's sex do not affect optimal inertial sensor location for ambulatory assessment of trunk inclination, Journal of Biomechanics, Vol.46, No.5 (2013), pp.1027–1030.

Foxlin, E., Inertial head-tracker sensor fusion by a complementary separate-bias Kalmanfilter, IEEE Proceedings of VRAIS'96, Vol.2 (1996), pp.185–194.

Hayashi, Y., Tsujiuchi, N., Koizumi, T., Matsuda, Y., Tsuchiya, Y. and Inoue, Y., Unrestrained human gait motion analysis of healthy subjects and trans-femoral amputee using mobile force plate, The Japan Society of Mechanical Engineers, Vol.79, No.805 (2013), pp. 3059-3074 (in Japanese).

Hirose, K., Doki, H. and Kondo, A., Studies on orientation measurement in sports using inertial and magnetic field sensors, Japan Society of Sports Industry, Vol.22, No.2 (2012), pp. 255-262 (in Japanese).

Hirose, K. and Kondo, A., Special Issues No.3: Measurement Technique for Ergonomics, The Japanese journal of ergonomics, Vol.50, No.4 (2014), pp. 182-190 (in Japanese).

Ikegami, Y., Sakurai, S. and Yabe, K., The DLT method, Japan Journal of Sport Science, Vol.10, No.3 (1991), pp.191–195(in Japanese).

Jennifer, L. M., Richard, B., Rory, W. and Meg, E. M., The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review, Gait & Posture, Vol.29, No.3 (2009), pp. 360-369.

Jurman, D., Jankovec, M., Kamnik, R. and Topič, M., Calibration and data fusion solution for the miniature attitude and heading reference system, Sensors and Actuators, A: Physical, Vol.138, No.2 (2007), pp.411–420.

King, K., Yoon, S. W., Perkins, N. C. and Najafi, K., Wireless MEMS inertial sensor system for golf swing dynamics, Sensors and Actuators, A: Physical, Vol.141, No.2 (2008), pp.619–630.

Kondo, A., Doki, H. and Hirose, K., A study on the motion measurement method in sports using inertial and magnetic field sensors, Proceedings of the Sports engineering and Human Dynamics (2012), pp.29–33 (in Japanese).

Konishi, K., Sagawa, K. and Ishibashi, Y., Estimation of optimal mount positions of inertial sensor for motion analysis of thigh and crus, Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C, Vol.78, No.786 (2012), pp. 352–361 (in Japanese).

Nishimori, T. and Ito, A., Waking adaptation associated with elongation of step length at the usual walking speed of healthy men, The Society of Physical Therapy Science, Vol.29, No.1 (2014), pp.51–55(in Japanese).

Nüesch, C., Roos, E., Pagenstert, G. and Mündermann, A., Measuring joint kinematics of treadmill walking and running: Comparison between an inertial sensor based system and a camera-based system, Journal of Biomechanics, Vol.57(2017), pp.32–38.

Pan, M. S., Huang, K. C., Lu, T. H. and Lin, Z. Y., Using accelerometer for counting and identifying swimming strokes, Pervasive and Mobile Computing, Vol.31 (2016), pp.37–49.

Stief, F., Böhm, H., Michel, K., Schwirtz, A. and Döderlein, L., Reliability and accuracy in three-dimensional gait analysis: A comparison of two lower body protocols, Journal of Applied Biomechanics, Vol.29(2013), pp. 105-111.

Syam, P. N., Sheila, G., Graham, A., Rami, A. and Weijie, W., A method to calculate the centre of the ankle joint: A comparison with the Vicon® Plug-in-Gait model, Clinical Biomechanics, Vol.25, No.6 (2010), pp. 582-587.

The Clinical Gait Analysis social gathering of Japan, Introduction to clinical gait analysis (1989), pp. 11–23 (in Japanese).

Vaganay, J., Aldon, M. J. and Fournier, A., Mobile robot attitude estimation by fusion of inertial data, Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (1993), pp.277–282.

Yamamoto, H. and Yanagida, Y., The various patterns of knee angle in the stance phase, The Society of Physical Therapy Science, Vol.26, No.2 (2011), pp. 269-273 (in Japanese).

[DOI: 10.1299/transjsme.17-00488]
© 2018 The Japan Society of Mechanical Engineers