

9 軸モーションセンサを用いたペダリング動作の運動学的解析に関する研究

A study on kinematic analysis during cycling using 9-axis motion sensors

○学 尼崎 悠^{*1}, 丹澤 優^{*1}

小林 義和^{*2}, 木澤 悟^{*2}, 齊藤 亜由子^{*1}

Yu AMAGASAKI^{*1}, Yutaka TANZAWA^{*1},

Yoshikazu KOBAYASHI^{*2}, Satoru KIZAWA^{*1} and Ayuko SAITO^{*1}

^{*1} 工学院大学 Kogakuin University

^{*2} 秋田工業高等専門学校 National Institute of Technology, Akita College

Small and light-weight 9-axis sensor modules have been developed with the MEMS technology progresses. A sensor fusion that corrects drift errors in the gyro sensor output using the measurement information from the accelerometer and magnetometer has been proposed, and is used for posture estimation in daily activities such as walking and sports activities. However, during bicycle riding, the translational acceleration changes and impact from the road surface occurs. This paper presents an extended Kalman filter for pose estimation during bicycle riding using noise covariance matrices based on sensor output. Postural change appears in the gyroscope output because the rotational motion of the joints produces human movement. Therefore, the process noise covariance matrix was determined based on the gyroscope output. An observation noise covariance matrix was determined based on the accelerometer and magnetometer output because the acceleration and geomagnetic sensors' outputs were used as observation values. The sensor fusion algorithm also uses information obtained from the nine-axis motion sensors to estimate the lower limb joint angles by correcting the centrifugal acceleration and tangential acceleration.

Key Words : Kalman filter, Motion sensor, Noise covariance matrix, Pose estimation, Sensor fusion

1. 緒 言

MEMS 技術の発達により小型・軽量の 9 軸モーションセンサが開発され、医療福祉やスポーツなど幅広い分野において、モーションセンサを用いた動作計測が行われるようになった。ウェアラブルな 9 軸モーションセンサは、計測場所の制限を受けず、簡易に動作計測が可能であることから、屋外の広大な範囲における動作計測にも利用されている。9 軸モーションセンサは、3 軸ジャイロセンサ・3 軸加速度センサ・3 軸地磁気センサを搭載しており、各センサ出力を相互利用して精度良く姿勢推定を行うためのセンサ・フュージョンが提案されている。一例として、加速度センサ・地磁気センサの計測情報を用いて、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・フュージョンが提案され、歩行などの日常動作やスポーツ動作における姿勢推定のために利用されている⁽¹⁾。また、ジャイロセンサの出力を用いて、地磁気センサ出力を補正する手法が提案されており、磁場外乱の影響を受ける計測環境においても精度良く姿勢推定可能であることが示されている⁽²⁾。9 軸モーションセンサは小型・軽量で計測場所に制限されない便利な計測装置だが、自転車走行中は時々刻々と並進加速度が変化し、路面から衝撃を受ける。センサ出力に含まれるノイズの増減が大きくなる場合には精度が低下する。以上より、本研究では自転車走行中にも精度よく姿勢推定可能なセンサ・フュージョンアルゴリズムを提案する。衝撃によるノイズの増加に対しては 9 軸モーションセンサの出力に連動するプロセス・観測ノイズ共分散行列を用いた拡張カルマンフィルタを構築することにより姿勢推定の精度向上をねらう。また加速度センサ出力に含まれる並進加速度を考慮することにより屋外での自転車走行における精度の良い姿勢推定を実現する。

2. 9 軸モーションセンサを用いた動作計測

9 軸モーションセンサの姿勢は X 軸回りの角度であるロール角 (φ), Y 軸回りの角度であるピッチ角 (θ), Z 軸回りの角度であるヨー角 (ψ) を用いて表現する. 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. 基準座標系と矢状面における下肢関節角度の定義を図 1 に示す. 9 軸モーションセンサは腰部, 大腿部, 下腿部, 足部に装着する.

ロール角とピッチ角の初期角度は, ジャイロセンサの出力からは得ることができないため, 静止時に加速度センサから得られる重力加速度を用いて式(1), (2)で表すことができる.

$$\varphi_A = \text{atan2} \frac{A_y}{A_z} \quad (-\pi < \varphi_A < \pi) \quad (1)$$

$$\theta_A = \text{atan2} \frac{-A_x}{\sqrt{A_y^2 + A_z^2}} \quad (-\pi < \theta_A < \pi) \quad (2)$$

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り, 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, ピッチ角の初期値を示す.

次に, 地磁気センサから得られる磁場を用いてヨー角の初期値を算出する. 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(3)に示す補正式を用いて傾斜誤差を補正する.

$$\begin{bmatrix} {}^c m_x \\ {}^c m_y \\ {}^c m_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_A & \sin \varphi_A \sin \theta_A & \cos \varphi_A \sin \theta_A \\ 0 & \cos \varphi_A & -\sin \varphi_A \\ -\sin \theta_A & \sin \varphi_A \cos \theta_A & \cos \varphi_A \cos \theta_A \end{bmatrix} \begin{bmatrix} m_x \\ m_y \\ m_z \end{bmatrix} \quad (3)$$

ここで, ${}^c m$ は傾斜誤差を補正した磁場である. 傾斜誤差補正後の磁場を用いることにより, ヨー角の初期値 ψ_m は式(4)で表すことができる.

$$\psi_m = \text{atan2} \frac{{}^c m_y}{{}^c m_x} \quad (-\pi < \psi_m < \pi) \quad (4)$$

動作中におけるロール・ピッチ・ヨー角の微分値は, ジャイロセンサ出力を式(5)に示すロール・ピッチ・ヨー角の微分式へ適用することにより算出することが可能である.

$$\begin{bmatrix} \dot{\psi}_t \\ \dot{\theta}_t \\ \dot{\varphi}_t \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & \sin \varphi_t \sec \theta_t & \cos \varphi_t \sec \theta_t \\ 0 & \cos \varphi_t & -\sin \varphi_t \\ 1 & \sin \varphi_t \tan \theta_t & \cos \varphi_t \tan \theta_t \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix} \quad (5)$$

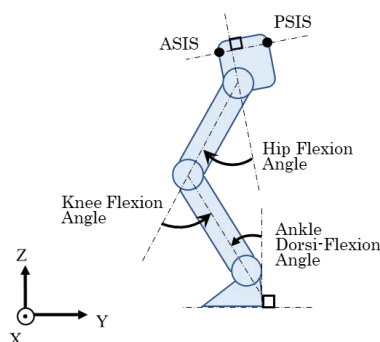


Fig.1 Definition of reference coordinates and lower limb joint angles.

ここで、 $\dot{\varphi}_t$, $\dot{\theta}_t$, $\dot{\psi}_t$ はそれぞれロール・ピッチ・ヨー角の微分値であり、 φ_t , θ_t は時刻 t におけるロール角、ピッチ角、 ω_x , ω_y , ω_z は 3 軸周りのジャイロセンサの出力である。式(5)を式(6)へ適用することにより、動作中の関節角度を算出することが可能である。

$$\begin{bmatrix} \psi_{t+1} \\ \theta_{t+1} \\ \varphi_{t+1} \end{bmatrix} = \int \begin{bmatrix} \dot{\psi}_t \\ \dot{\theta}_t \\ \dot{\varphi}_t \end{bmatrix} dt + \begin{bmatrix} \psi_t \\ \theta_t \\ \varphi_t \end{bmatrix} \quad (6)$$

ここで、 φ_{t+1} , θ_{t+1} , ψ_{t+1} は時刻 $t+1$ におけるロール・ピッチ・ヨー角であり、 φ_t , θ_t , ψ_t は時刻 t におけるロール・ピッチ・ヨー角を示す。

3. 拡張カルマンフィルタの構築

下肢関節角度推定のための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。構築した非線形状態方程式を以下に示す。

$$x_{t+1} = F(x_t) + w_t \quad (7)$$

ただし、

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

非線形観測方程式は、地磁気センサ出力を用いて算出した走行中のヨー角と、加速度センサ出力から遠心・接戦加速度成分を引いた値を用いて構成する。

構築した非線形観測方程式を以下に示す。

$$y_t = H(x_t) + v_t \quad (8)$$

ただし、

$$y_t = \begin{bmatrix} \psi_{m_{i,t}} \\ A_{x,s_i} \\ A_{y,s_i} \\ A_{z,s_i} \end{bmatrix}, H(x_t) = \begin{bmatrix} \psi_{i,t} \\ ({}^0R_i)^T \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} \end{bmatrix}$$

ここで、 $\psi_{m_{i,t}}$ は地磁気センサ出力を用いて式(5)により得られたヨー角、 A_{x,s_i} , A_{y,s_i} , A_{z,s_i} は加速度センサ出力とセンサを装着した部位に生じる遠心・接線加速度の差分である (式(9))。

$$A_{s_i} = \omega_t \times \omega_t \times r + \dot{\omega}_t \times r \quad (9)$$

ここで、 ω_t はリンク i に装着したジャイロセンサ出力、 $\dot{\omega}_t$ はジャイロセンサ出力を数値微分することにより得た角加速度、 r はセンサ中心から近位の関節中心までの位置ベクトルである。

以上より、式(10)～(14)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(10), (11) とフィルタリングステップ (式(12)～(14)) 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。

$$x_{t+1}^- = F(x_t) \quad (10)$$

$$P_{t+1}^- = f_t P_t f_t^T + Q \quad (11)$$

$$K_{t+1} = P_{t+1}^- h_{t+1}^T (h_{t+1} P_{t+1}^- h_{t+1}^T + R)^{-1} \quad (12)$$

$$x_{t+1} = x_{t+1}^- + K_{t+1} (y_{t+1} - H(x_{t+1}^-)) \quad (13)$$

$$P_{t+1} = (I - K_{t+1} h_{t+1}^T) P_{t+1}^- \quad (14)$$

ここで、 Q は非線形状態方程式におけるプロセスノイズ w_t の共分散行列、 R は非線形観測方程式における観測ノイズ v_t の共分散行列である。

9 軸モーションセンサの出力に連動したノイズ共分散行列を構築する⁽³⁾。本研究においては、歩行におけるダイナミクスの特徴がジャイロセンサ出力に現れていると仮定し、ジャイロセンサ出力の時系列データに基づいてプロセスノイズの共分散行列を調整する。構築したプロセスノイズの共分散行列を式(15)に示す。

$$Q_t = \begin{bmatrix} \Omega_{\omega,t} & 0 & 0 \\ 0 & \Omega_{\omega,t} & 0 \\ 0 & 0 & \Omega_{\omega,t} \end{bmatrix} \quad (15)$$

ただし、

$$\Omega_{\omega,t} = a \sqrt{\omega_{x,t}^2 + \omega_{y,t}^2 + \omega_{z,t}^2} + b$$

ここで、 $\omega_{x,t}$, $\omega_{y,t}$, $\omega_{z,t}$ は各軸のジャイロセンサ出力であり、 a , b は調整用パラメータである。

観測方程式においては、地磁気センサ出力を用いて算出したヨー角、および加速度センサ出力を観測値としているため、地磁気センサ出力と加速度センサ出力の時系列データに基づいてプロセスノイズの共分散行列を調整する。構築した観測ノイズの共分散行列を式(16)に示す。

$$R_t = \begin{bmatrix} \Omega_{m,t} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \Omega_{a,t} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \Omega_{a,t} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \Omega_{a,t} \end{bmatrix} \quad (16)$$

ただし、

$$\begin{aligned} \Omega_{m,t} &= c(\sqrt{m_{x,t}^2 + m_{y,t}^2 + m_{z,t}^2} - \bar{m}) + d \\ \Omega_{a,t} &= e(\sqrt{a_{x,t}^2 + a_{y,t}^2 + (a_{z,t} - g)^2}) + f \end{aligned}$$

ここで、 $m_{x,t}$, $m_{y,t}$, $m_{z,t}$ は傾斜補正後の各軸における地磁気センサ出力、 $\bar{m}$ は計測時間全域における地磁気センサ出力の総和の平均値、 $a_{x,t}$, $a_{y,t}$, $a_{z,t}$ は各軸における加速度センサ出力であり、 c , d , e , f は調整用パラメータである。

4. 検証実験

拡張カルマンフィルタによる下肢関節角度の推定精度を検証するため、9 軸モーションセンサ（スポーツセンシング社製、SS-WS1792）と光学式三次元動作解析装置（Motion Analysis 社製、MAC3D）による検証実験を行った。被験者は成人男性 1 名（身長 1.68 m, 体重 60.5 kg）である。検証実験は工学院大学において実施し、本実験については臨床実験に関する工学院大学ヒトを対象とする研究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。身体に取り付けるマーカの位置は Plug in Gait Marker を参考にし

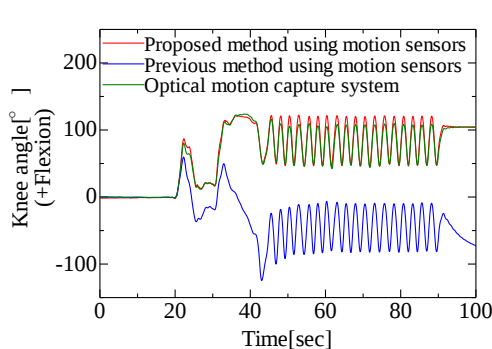


Fig.2 Knee joint angle in the evaluation experiment

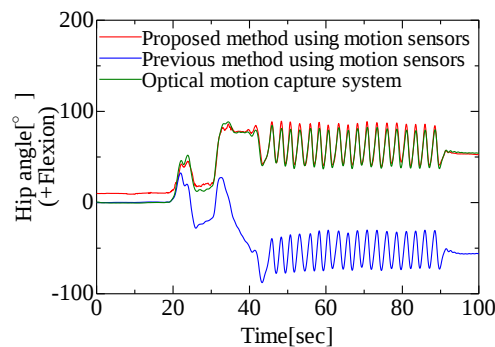


Fig.3 Hip joint angle in the evaluation experiment

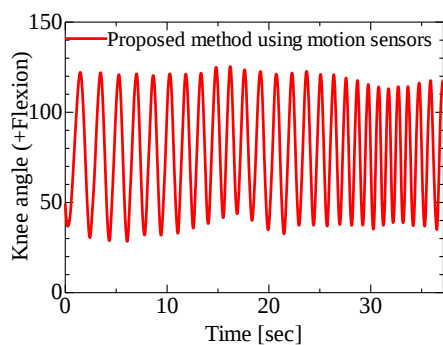


Fig.4 Knee joint angle in the outdoor experiment

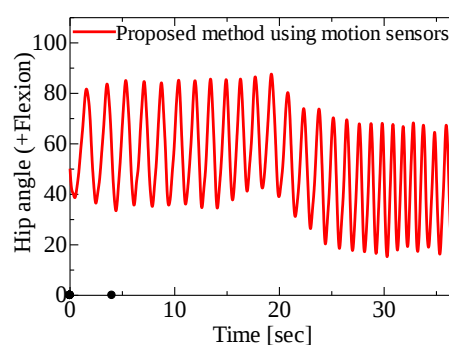


Fig.5 Hip joint angle in the outdoor experiment

た。 9 軸モーションセンサは被験者の腰部、右大腿部、右下腿部、右足部に装着した。 9 軸モーションセンサ、および光学式三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。

拡張カルマンフィルタを用いて推定した被験者の左膝・左股関節角度（底屈曲・伸展）と、三次元動作解析装置より得られた結果を図 2, 3 に示す。提案したセンサ・フュージョンの結果は光学式三次元動作解析装置の値と完全には一致しないが、同様の傾向を示している。一方、加速度センサ出力に含まれる遠心・接線加速度を考慮せず、定数のノイズ共分散行列を用いたセンサ・フュージョンの結果は、自転車に乗る動作を開始した 20 秒過ぎから大きく値が変化している。本結果より、室内の実験環境においては提案手法の有効性を確認することができた。

5. 屋外自転車走行計測実験

屋外での拡張カルマンフィルタによる下肢関節角度の推定精度を検証するため、9 軸モーションセンサ（スポーツセンシング社製、SS-WS1792）による自転車走行計測実験を行った。拡張カルマンフィルタを用いて推定した被験者の左膝・左股関節角度（底屈曲・伸展）と、三次元動作解析装置より得られた結果を図 4, 5 に示す。

図 2 と図 4, 図 3 と図 5 をそれぞれ比較すると関節角度の値が同様の傾向を示している。本結果より、室外の実験環境においても提案手法の有効性を確認することができた。

文 献

- (1) 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.
- (2) 齊藤 亜由子, 奈良 雄斗, 宮脇 和人, “磁場の変動を考慮した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”, 日本機械学会論文集, Vol.85, No.873 (2019), DOI: 10.1299/transjsme.19-00061.
- (3) Saito, A., Kizawa, S., Kobayashi, Y. and Miyawaki, K., 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.