

IMU とセンサ・フェュージョンを用いた 変形性膝関節症患者の歩行時膝関節屈曲角度の評価

小松 瞭^{a,*} 鶴宮 聖士^b 巖見 武裕^b

塚本 泰朗^c 須田 智寛^d 島田 洋一^c

Evaluation of Knee Flexion Angle During Gait in Knee Osteoarthritis Patients Using Inertial Measurement Unit and Sensor Fusion

Akira Komatsu^{a,*}, Kiyoshi Tsurumiya^b, Takehiro Iwami^b,
Hiroaki Tsukamoto^c, Tomohiro Suda^d, Yoichi Shimada^c

(Received December 23, 2021; revised May 8, 2022; accepted May 12, 2022)

Abstract

Knee osteoarthritis (OA) is one of the most common musculoskeletal diseases, and the number of patients is expected to increase in Japan. In recent years, gait analysis using inertial measurement units (IMUs) has been attracting attention. In this study, we quantified the knee flexion angle during gait in patients with knee OA using IMUs and sensor fusion considering centrifugal and tangential acceleration. And we compared the results between healthy participants and patients with knee OA to validate the usefulness of the system. As a sensor fusion, an extended kalman filter was constructed to correct the posture of IMUs using the corrected values of centrifugal and tangential acceleration using the accelerometer and gyroscope. Gait measurement experiments were conducted on healthy participants and patients with knee OA mounting IMUs. As a result, estimated knee flexion angle during gait of patients with knee OA showed patient-specific waveform flattening and amplitude changes different from those of healthy participants, indicating that is useful for clinical gait analysis.

キーワード： IMU, センサ・フェュージョン, 歩行解析, 変形性膝関節症

Keywords : Inertial measurement unit, Sensor fusion, Gait analysis, Knee osteoarthritis

1. 緒言

変形性膝関節症 (Knee OsteoArthritis, 以下膝 OA) は関節軟骨や骨が変性することにより下肢アライメントが身体の内外側に変形し、疼痛や拘縮を有する運動器疾患である。我が国では 40 歳以上の膝 OA 患者が 2530 万人いると報告されており⁽¹⁾、高齢化に伴い今後も患者数の増

* Corresponding author. E-mail: akomatsu@sendai-net.ac.jp

a 仙台高等専門学校

〒981-1239 宮城県名取市愛島塩手字野田山 48
National Institute of Technology, Sendai College.
48, Nodayama, Medeshima-Shiote, Natori-shi, Miyagi, Japan 981-1239

b 秋田大学

〒010-8502 秋田県秋田市手形学園町 1-1
Akita University.
1-1, Gakuen-machi, Tegata, Akita-shi, Akita, Japan 010-8502

加が予想されている。膝 OA 患者では歩行時における膝関節屈曲角度の二峰性の消失や内外反方向での側方動搖の発現、脛骨外旋運動の消失等が報告されている⁽²⁾。これらのことから、膝 OA の診断において、患者個々の歩行時の運動学的変化を定量的に評価することが臨床上重要である。実際に膝 OA 患者の膝関節運動を評価する場合は医師や療法士による歩行観察が広く行われているが観察者の主觀と経験に依存する。この問題を解決すべくこの十数年で種々の動作計測システムが開発、導入さ

c 秋田大学医学部

〒010-8543 秋田県秋田市本道 1-1-1
Faculty of Medicine, Akita University.
1-1-1, Hondo, Akita-shi, Akita, Japan 010-8543

d 秋田大学医学部附属病院

〒010-8543 秋田県秋田市広面蓮沼 44-2
Akita University Hospital.
44-2, Hasunuma, Hiroomote, Akita-shi, Akita, Japan 010-8543

れ患者歩行を定量的に評価できるようになった。

膝関節の位置や姿勢を量化できる動作計測システムについては主に光学式や磁気式のモーションキャプチャによる手法が提案されてきた⁽³⁻⁴⁾。しかしこれらはいずれも計測環境の制限や導入コストが高いことが懸念される。そこで近年、Micro Electro Mechanical System 技術の進歩に伴い小型で安価な Inertial Measurement Unit(以下 IMU)が開発され、計測環境を限定しないその利便性から歩行解析にも応用されつつある⁽⁵⁻⁶⁾。IMU は加速度、角速度を計測できるため積分演算により歩行速度や軌跡⁽⁷⁻⁸⁾、身体部位の関節角度⁽⁹⁾を算出できる。しかしながらこの位置、姿勢算出においては積分によるドリフト誤差の影響は避けられず、これらを適切に補正した上での姿勢推定が重要となる。これを解決する手法としてカルマンフィルタを用いたセンサ・フェュージョンを組合せた姿勢推定法が提案⁽¹⁰⁻¹¹⁾され、歩行解析にも応用できることが報告されている⁽¹²⁾ものの、膝 OA などの運動器疾患を有する歩行における運動学的特徴を量化できるかは明らかにされていない。また膝 OA 患者に対して IMU を用いた研究については幾つか報告⁽¹³⁻¹⁴⁾がなされているが、いずれも膝 OA の進行度に応じた分類や比較は行われていない。膝 OA は病態進行に応じて適応できる治療方法が変わってくる。そのため膝 OA の進行度に応じた歩行運動の定量評価をおこなうことが病態進行に応じた治療方針の決定や膝 OA の早期診断にとって重要である。しかしながら膝 OA の進行度に応じて定量評価を行った事例はほとんど報告されていない。

本研究では、IMU とカルマンフィルタを組合せて三次元姿勢を推定するセンサ・フェュージョンを構築し、膝 OA 患者の歩行時における膝関節屈曲角度の推定を行う。そして健常者と膝 OA 患者の進行度に応じた運動学的差異を比較し、その有用性を検証する。本論文の構成は初めにセンサ・フェュージョンの構築について述べる。次に IMU を健常者と膝 OA 患者の下肢に装着して歩行計測実験を行い、センサ・フェュージョンにより推定された膝関節屈曲角度を比較し、その考察について述べ、最後に結言を述べる。

なお、本研究は世界医師会によるヘルシンキ宣言の趣旨に沿った医の倫理的配慮の下で実施され、秋田大学倫理委員会の審査、承認を受けた（承認番号：2017-1775）。

2. 歩行時膝関節屈曲角度の推定

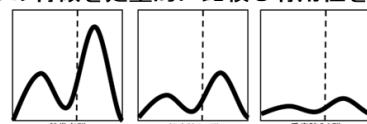
本研究の全体イメージを Fig. 1 に示す。従来のモーションキャプチャを用いた手法は高価でシステム自体が複雑であり、計測の準備に時間がかかるため歩行計測を容易に実施できるとはいえない。一方で IMU は小型で安価で時間がかからず IMU 自体を身体に装着するだけで計測を実施できるため歩行運動の検査で容易に扱える利便

0. IMUを健常者、膝OA患者へ装着して歩行動作を計測

1. 計測データから姿勢を算出し、センサ・フェュージョンで推定

2. 膝関節屈曲角度の算出、波形正規化、振幅比の解析

3. 健常者群と進行度の異なる膝OA患者群波形の特徴を定量的に比較し有用性を検証



4. 得た特徴から健常者を基準に膝OAの進行度や異常を検出するシステムを構築

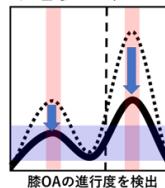


Fig. 1. Overall image of this study.

性を有している。しかしながら従来のモーションキャプチャと同様に膝 OA 患者の歩行特性を量化できるかは定かではない。また膝 OA の歩行特性を量化するには病態進行度ごとに被験者を分類し、進行度に応じた膝関節屈曲角度を量化しその特徴や傾向、差異を明らかにする必要がある。本研究では最終的に Fig. 1 の 4. に示しているように IMU で得られる歩行計測データから膝 OA 患者の歩行時膝関節屈曲角度を推定し、そのデータから膝 OA 患者の進行度を半自動的に検出し各種診断やリハビリに応用するためのシステムの実現を目指している。その最初のステップとして本研究では膝 OA 患者の膝関節屈曲角度の量化とその比較まで、Fig. 1 の 0. から 3. までを行う。各詳細について、はじめに Fig. 1 の 1 から 2. の膝関節角度の算出までを第 2 章、Fig. 1 の 2. の波形正規化と振幅比の解析を第 3 章、Fig. 1 の 3. の被験者群ごとの波形の特徴の比較と検証を第 4 章、第 5 章にてそれぞれ述べる。

2.1 計測システム、姿勢表現

本研究では、9 軸慣性センサ IMU-Z2 (ZMP.Inc, Tokyo, Japan) を用いた。IMU-Z2 は 3 軸の加速度センサ、ジャイロセンサ、地磁気センサ、Bluetooth 通信モジュールを搭載しているため、無線通信下での最大 9 軸分の同時計測が可能である。IMU は身体に直接装着し、PC と専用の

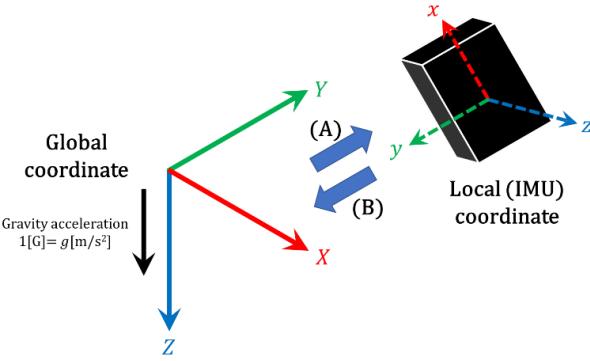


Fig. 2. Coordinate transformation in this study.

データロガーソフトウェアを用いることで計測できる。

本研究における姿勢、即ち IMU の角度は X, Y, Z 軸周りの回転角としてロール (ϕ)・ピッチ (θ)・ヨー (ψ) 角⁽¹⁵⁾を用いる。本研究におけるグローバル座標系は Z 軸方向を重力方向とした右手座標系で定義し、各軸周りの回転方向は反時計回りを正とした。一般にロール・ピッチ・ヨー角を用いて回転行列を計算する場合、グローバル座標系から体節 i の IMU のローカル座標系（以下 IMU 座標系）に座標変換するため、X→Y→Z の順番に回転させる (Fig. 2 (A))。しかし IMU を用いる場合は IMU 座標系からグローバル座標系へと逆方向に座標変換を行うため、回転する順番が Z→Y→X と逆になる (Fig. 2 (B))。そのため本研究における体節 i の IMU 座標系からみたグローバル座標系への回転行列 0R_i は式 (1) のようにヨー・ピッチ・ロールの順に表現できる。

$${}^0R_i = R(\psi) \cdot R(\theta) \cdot R(\phi) \\ = \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi \\ 0 & \sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \quad (1)$$

2.2 初期姿勢

静止時においてジャイロセンサ出力値は ${}^i\omega = [0 \ 0 \ 0]^T$ であるため直接初期姿勢を計算することはできない。そこで、加速度センサ出力に含まれる重力加速度と地磁気センサで取得できる磁場を用いてグローバル座標系における初期姿勢を算出する⁽¹⁶⁾。静止時における加速度センサは重力加速度のみを検出するため、体節 i の IMU 座標系における加速度センサ出力 ${}^i\mathbf{a}$ は式 (1) の回転行列とグローバル座標系の原点 O における加速度 ${}^0\mathbf{a}$ 、重力加速度 \mathbf{g} を用いることで式 (2) のようになる。

$${}^i\mathbf{a} = {}^0R_i^T {}^0\mathbf{a} \quad (2) \\ {}^i\mathbf{a} = \begin{bmatrix} {}^i\mathbf{a}_x \\ {}^i\mathbf{a}_y \\ {}^i\mathbf{a}_z \end{bmatrix}, {}^0\mathbf{a} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \mathbf{g} \end{bmatrix}$$

これより、加速度センサ出力に基づくロール角、ピッチ角 $\varphi_{acc}, \theta_{acc}$ を得るための式(3), (4)が得られる。

$$\varphi_{acc} = \tan^{-1} \frac{{}^i\mathbf{a}_y}{{}^i\mathbf{a}_z} \quad (3)$$

$$\theta_{acc} = \tan^{-1} \frac{-{}^i\mathbf{a}_x}{\sqrt{{}^i\mathbf{a}_y^2 + {}^i\mathbf{a}_z^2}} \quad (4)$$

次に地磁気センサを用いてヨー角の初期姿勢を算出する。地磁気センサで姿勢を得るには IMU 自体が水平である必要があるが、装着位置や動作時の傾斜の影響をうける。そのため式 (5) により傾斜誤差を補正⁽¹¹⁾し、式 (6) より地磁気センサに基づくヨー角 ψ_{mag} を算出する。

$$\begin{bmatrix} {}^i\mathbf{m}_x \\ {}^i\mathbf{m}_y \\ {}^i\mathbf{m}_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos {}^i\theta & \sin {}^i\theta \sin {}^i\phi & \cos {}^i\theta \sin {}^i\phi \\ 0 & \cos {}^i\phi & -\sin {}^i\phi \\ \sin {}^i\theta & \sin {}^i\phi \cos {}^i\theta & \cos {}^i\phi \cos {}^i\theta \end{bmatrix} {}^i\mathbf{M} \quad (5)$$

$${}^i\mathbf{M} = \begin{bmatrix} {}^iM_x \\ {}^iM_y \\ {}^iM_z \end{bmatrix}$$

$$\psi_{mag} = \tan^{-1} \frac{-{}^i\mathbf{m}_y}{{}^i\mathbf{m}_x} \quad (6)$$

ここで、 ${}^i\mathbf{m}_x, {}^i\mathbf{m}_y, {}^i\mathbf{m}_z$ は傾斜誤差補正後の体節 i の磁場、 ${}^i\mathbf{M}$ は体節 i の補正前の磁場と各座標成分である。

2.3 動作時の姿勢

ジャイロセンサで計測した角速度から姿勢への変換は角速度の一階積分で求められるが、単純に積分を行うことでドリフト誤差を蓄積させるために、物理的な意味を持たない。そこで、IMU 座標系における角速度について式 (7) を用いてロール・ピッチ・ヨー角の微分値へと変換する。そして時刻 $t+1$ のロール・ピッチ・ヨー角は式 (8) のように各微分値を積分することにより算出する。

$$\begin{bmatrix} {}^i\dot{\psi} \\ {}^i\dot{\theta} \\ {}^i\dot{\phi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & \sin {}^i\phi \sec {}^i\theta & \cos {}^i\phi \sec {}^i\theta \\ 0 & \cos {}^i\phi & -\sin {}^i\phi \\ 1 & \sin {}^i\phi \tan {}^i\theta & \cos {}^i\phi \tan {}^i\theta \end{bmatrix} {}^i\omega \quad (7)$$

$${}^i\omega = \begin{bmatrix} {}^i\omega_x \\ {}^i\omega_y \\ {}^i\omega_z \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} {}^i\psi \\ {}^i\theta \\ {}^i\phi \end{bmatrix}_{t+1} = \int \begin{bmatrix} {}^i\dot{\psi} \\ {}^i\dot{\theta} \\ {}^i\dot{\phi} \end{bmatrix}_{t+1} dt + \begin{bmatrix} {}^i\psi \\ {}^i\theta \\ {}^i\phi \end{bmatrix}_t \quad (8)$$

ここで、 $\dot{\phi}, \dot{\theta}, \dot{\psi}$ はロール・ピッチ・ヨー角の微分値、 ${}^i\omega$ は体節 i における角速度及び各座標成分を示している。

2.4 センサ・フェージョンの構築と姿勢推定

歩行時に加速度センサ出力は重力加速度、並進加速度に加えて、関節の回転運動の変化に伴い遠心加速度、接線加速度が増加する。遠心加速度、接線加速度はジャイロセンサから得られる角速度によって表現されるため、その影響を考慮するには各センサで得られる情報を統合化したセンサ・フェージョンを構築する必要がある。そこで歩行時膝関節屈曲角度の推定に有用な遠心加速度、接線加速度の影響を考慮した拡張カルマンフィルタによるセンサ・フェージョン⁽¹²⁾を構築する。

加速度センサ出力は式 (9) に示すように並進加速度、

回転運動による遠心加速度、接線加速度、重力加速度を含んでいる。

$${}^i a_{out} = {}^i a_{tr} + {}^i a_c + {}^i a_t + {}^i g \quad (9)$$

ここで、 ${}^i a_{out}$ は加速度センサ出力、 ${}^i a_{tr}$ は並進加速度、 ${}^i a_c$ は遠心加速度、 ${}^i a_t$ は接線加速度、 g は重力加速度である。遠心加速度、接線加速度は式(10)にて体節*i*の角速度 ${}^i \omega$ 、角加速度 ${}^i \dot{\omega}$ 、関節中心からIMU中心までの長さ ${}^i r$ を用いて式(10)のように表現できる。

$${}^i a_c + {}^i a_t = {}^i \omega \times {}^i \omega \times {}^i r + {}^i \dot{\omega} \times {}^i r \quad (10)$$

本研究では膝関節を構成する下肢の大腿、下腿の2箇所にIMUを装着し、それらの相対姿勢から膝関節屈曲角度を推定する。Fig. 3に下肢剛体リンクモデルに基づいたIMUの装着位置と膝関節屈曲角度の定義、姿勢推定に用いるパラメータの関係について示す。Fig. 3において、体節*i-1*は大腿、体節*i*は下腿であり、以降は*i-1, i*を大腿、下腿と呼称する。またIMU1は大腿、IMU2は下腿へ装着するため、以降はIMU1、IMU2を大腿のIMU、下腿のIMUと呼称する。式(9, 10)を用いて導出した大腿における遠心加速度、接線加速度の補正式は式(11)のようになる。また、下腿における遠心加速度、接線加速度の補正式は大腿における遠心加速度、接線加速度の影響を受けることから式(12)のようになる。

$${}^{i-1} C_a = {}^{i-1} a_{out} - ({}^{i-1} a_c + {}^{i-1} a_t) = {}^{i-1} g \quad (11)$$

$$\begin{aligned} {}^i C_a &= {}^i a_{out} - ({}^i a_c + {}^i a_t) \\ &= {}^i R_{i-1} ({}^{i-1} \omega \times {}^{i-1} \omega \times {}^{i-1} r + {}^{i-1} \dot{\omega} \times {}^{i-1} r) + {}^i g \end{aligned} \quad (12)$$

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大腿、下腿それぞれの姿勢を推定する非線形状態方程式、非線形観測方程式を構築する。大腿の非線形状態方程式は式(7, 8)を用いて式(13)のようになる。非線形観測方程式はヨー角の算出式(式(6))と遠心加速度、接線加速度の補正式(式(11))を用いて式(14)のようになる。

$${}^{i-1} x_{t+1} = {}^{i-1} F({}^{i-1} x_t) + {}^{i-1} w_t \quad (13)$$

$${}^{i-1} y_t = {}^{i-1} H({}^{i-1} x_t) + {}^{i-1} v_t \quad (14)$$

$${}^{i-1} x_t = \begin{bmatrix} {}^{i-1} \psi \\ {}^{i-1} \theta \\ {}^{i-1} \varphi \end{bmatrix}_t, \quad {}^{i-1} F({}^{i-1} x_t) = \begin{bmatrix} {}^{i-1} F_\psi \\ {}^{i-1} F_\theta \\ {}^{i-1} F_\varphi \end{bmatrix}_t$$

$${}^{i-1} F_\psi_t = [{}^{i-1} \psi_t + (\sin {}^{i-1} \varphi \sec {}^{i-1} \theta \cdot {}^{i-1} \omega_y + \cos \varphi \sec {}^{i-1} \theta \cdot {}^{i-1} \omega_z) \cdot T_s]_t$$

$${}^{i-1} F_\theta_t = [{}^{i-1} \theta_t + (\cos {}^{i-1} \varphi \cdot {}^{i-1} \omega_y - \sin {}^{i-1} \varphi \cdot {}^{i-1} \omega_z) \cdot T_s]_t$$

$${}^{i-1} F_\varphi_t = [{}^{i-1} \varphi_t + ({}^{i-1} \omega_x + \sin {}^{i-1} \varphi \tan {}^{i-1} \theta \cdot {}^{i-1} \omega_y + \sin {}^{i-1} \varphi \tan {}^{i-1} \theta \cdot {}^{i-1} \omega_z) \cdot T_s]_t$$

$${}^{i-1} y_t = \begin{bmatrix} \psi_{m_{i-1,t}} \\ {}^{i-1} C_{ax} \\ {}^{i-1} C_{ay} \\ {}^{i-1} C_{az} \end{bmatrix}, \quad {}^{i-1} H({}^{i-1} x_t) = \begin{bmatrix} \psi_{mag_{i-1}} \\ 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix}_t$$

次に下腿の非線形状態方程式は大腿と同様に式(7, 8)を用いて式(15)のようになる。非線形観測方程式はヨー角の算出式(式(6))と遠心加速度、接線加速度の補

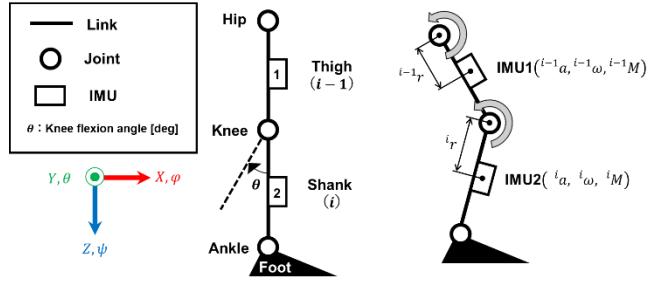


Fig. 3. Rigid link model. Left: Definition of the mount positions, knee flexion angle. Right: IMU's parameters.

式(12))を用いて式(16)のようになる。

$${}^i x_{t+1} = {}^i F({}^i x_t) + {}^i w_t \quad (15)$$

$${}^i y_t = {}^i H({}^i x_t) + {}^i v_t \quad (16)$$

$${}^i x_t = \begin{bmatrix} {}^i \psi \\ {}^i \theta \\ {}^i \varphi \end{bmatrix}_t, \quad {}^i F({}^i x_t) = \begin{bmatrix} {}^i F_\psi \\ {}^i F_\theta \\ {}^i F_\varphi \end{bmatrix}_t$$

$${}^i F_\psi_t = [{}^i \psi_t + (\sin {}^i \varphi \sec {}^i \theta \cdot {}^i \omega_y + \cos \varphi \sec {}^i \theta \cdot {}^i \omega_z) \cdot T_s]_t$$

$${}^i F_\theta_t = [{}^i \theta_t + (\cos {}^i \varphi \cdot {}^i \omega_y - \sin {}^i \varphi \cdot {}^i \omega_z) \cdot T_s]_t$$

$${}^i F_\varphi_t = [{}^i \varphi_t + ({}^i \omega_x + \sin {}^i \varphi \tan {}^i \theta \cdot {}^i \omega_y + \sin {}^i \varphi \tan {}^i \theta \cdot {}^i \omega_z) \cdot T_s]_t$$

$${}^i y_t = \begin{bmatrix} \psi_{m_{i,t}} \\ {}^i C_{ax} \\ {}^i C_{ay} \\ {}^i C_{az} \end{bmatrix}_t, \quad \psi_{mag_i}$$

$${}^i H({}^i x_t) = \left[\begin{array}{c} \left({}^o R_{i-1} \right)^T \left({}^o R_{i-1} ({}^{i-1} \omega \times {}^{i-1} \omega \times {}^{i-1} r + {}^{i-1} \dot{\omega} \times {}^{i-1} r) + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} \right) \end{array} \right]_t$$

ここで、 x は拡張カルマンフィルタで推定したい状態量、 y は拡張カルマンフィルタにおける観測量、 $t+1$ は時刻、 w_t, v_t は白色雑音である。拡張カルマンフィルタを計算するために、システム行列 $F(x_t), H(x_t)$ の偏微分 $f(x_t), h(x_t)$ (式(17), (18))によって線形化される。

$$f(x_t) = \frac{\partial F(x_t)}{\partial x_t} \quad (17)$$

$$h(x_t) = \frac{\partial H(x_t)}{\partial x_t} \quad (18)$$

そして、式(19)から式(23)に示す予測ステップ、フィルタリングステップから構成され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ことで姿勢推定を行う。予測ステップは式(19, 20)のようになる。

$$x_{t+1}^- = F(x_t^-) \quad (19)$$

$$P_{t+1}^- = f_t P_t f_t^T + W \quad (20)$$

ここで、 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、誤差共分散行列、 P_t は時刻 t の誤差共分散行列、 W は非線形状態方程式における白色雑音 w の共分散行列である。またフィルタリングステップは式(21, 22, 23)のようになる。

$$K_{t+1} = P_{t+1}^{-1} h_{t+1}^T (h_{t+1} P_{t+1}^{-1} h_{t+1}^T + V)^{-1} \quad (21)$$

$$x_{t+1} = x_{t+1}^- + K_{t+1} (y_{t+1} - H(x_{t+1})) \quad (22)$$

$$P_{t+1} = (I - K_{t+1} h_{t+1}) P_{t+1}^- \quad (23)$$

ここで、 K はカルマンゲイン、 V は非線形観測方程式における白色雑音 v の共分散行列、 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、誤差共分散行列、 I は単位行列である。

2.5 膝関節屈曲角度の算出

大腿、下腿それぞれのロール・ピッチ・ヨー角をセンサ・フェュージョンにて推定した後、相対的な関係から膝関節屈曲角度を算出する。はじめに式(24)を用いて相対座標系への変換を行う。 ${}^0R_{i-1}$, 0R_i はそれぞれグローバル座標系における大腿、下腿の回転行列である。

$$\begin{aligned} {}^{i-1}R_i &= ({}^0R_{i-1})^T {}^0R_i \\ &= \begin{bmatrix} \cos^{i-1}\psi_i & -\sin^{i-1}\psi_i & 0 \\ \sin^{i-1}\psi_i & \cos^{i-1}\psi_i & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos^{i-1}\theta_i & 0 & \sin^{i-1}\theta_i \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin^{i-1}\theta_i & 0 & \cos^{i-1}\theta_i \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos^{i-1}\phi_i & -\sin^{i-1}\phi_i \\ 0 & \sin^{i-1}\phi_i & \cos^{i-1}\phi_i \end{bmatrix} \quad (24) \\ &= \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Fig. 3 より膝関節屈曲角度はグローバル座標系における Y 軸周りのピッチ角 $i-1\theta_i$ であり式(25)のようになる。

$$i-1\theta_i = \tan^{-1} \frac{-R_{31}}{\sqrt{R_{32}^2 + R_{33}^2}} \quad (25)$$

3. 歩行計測実験

3.1 実験方法

IMU とセンサ・フェュージョンによる膝 OA 患者の歩行時膝関節屈曲角度の定量評価の有用性を検証すべく、被験者 8 名（健常者： $n = 3$ 、膝 OA 患者（KOA）： $n = 5$ ）を対象に歩行計測実験を行った。Table 1 に被験者の身体データを示す。被験者の分類は膝 OA の病期診断に用いられている Kellgren-Lawrence 分類（以下 KL 分類）⁽¹⁷⁾に基づいて実施した。健常者は下肢に外傷や痛み、既往歴のない方で KL 分類のいずれにも該当しないもの（KL<1）とした。膝 OA 患者は 5 名の内 KL 分類の Grade 3（以下 KL3）が 3 名、Grade 4（以下 KL4）が 2 名であった。以上より本研究では被験者群の分類を健常者群、膝 OA 患者 KL3 群（以下 KL3 群）、膝 OA 患者 KL4 群（以下 KL4 群）の合計 3 群に分類した。

実験時の IMU の装着位置と歩行計測実験の外観を Fig. 4 に示す。計測には IMU を 4 つ使用し、左右の大股（Fig. 4 左図：1, 2）、下腿（Fig. 4 左図：3, 4）の前面⁽¹⁸⁾に装着した。IMU の計測レンジは加速度センサ： $\pm 4[\text{G}]$ 、ジャイロセンサ： $\pm 250[\text{deg}/\text{s}]$ 、地磁気センサ： $\pm 2[\text{Gauss}]$ とし、サンプリング周波数は 100Hz とした。被験者には 10m

Table 1. Physical parameters of participants. All data was expressed in Mean (SD).

	Healthy (n = 3)	KOA (n = 5)
Age [years]	30.3 (3.77)	73.2 (3.60)
Height [cm]	164 (11.1)	156 (10.4)
Body weight [kg]	60.0 (9.42)	62.8 (11.0)
BMI [kg/m^2]	22.2 (0.99)	25.6 (1.56)

KOA: Patients with Knee OsteoArthritis

BMI: Body Mass Index

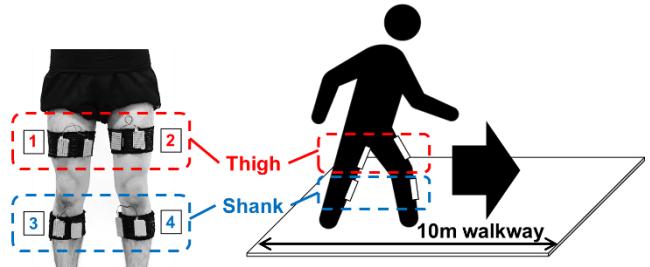


Fig. 4. Mount positions of IMUs and experimental overview. Left: Frontal plane. Right: Sagittal plane.

の直線距離を快適歩行にて歩行動作を施行した。

3.2 データ処理・評価方法

膝関節屈曲角度は被験者 1 人当たりにつき定常な連続した波形について歩行周期の 2 周期を抽出し、単位周期当たりのデータについて歩行時の踵接地を 0%，次の踵接地までを 100% と正規化した。正規化の際、歩行周期 0% の膝関節屈曲角度を 0deg とした。歩行時の足の接地の有無については判別が困難なため歩行周期の分類⁽¹⁹⁾に基づき、踵接地から前半 60% を立脚期（足が接地している状態）、後半 40% を遊脚期（足が接地していない状態）とした。正規化波形は健常者群、膝 OA 患者群（KL3 群、KL4 群）の各群内にて被験者数 × 2 周期分についての平均と標準偏差の波形を各群の左右両膝についてプロットした。この時、健常者群については膝関節の形態や挙動に左右差がほぼないため、右膝（Right）、左膝（Left）として定義した。また、膝 OA 患者群は症状の程度に応じて膝関節の形態や挙動に左右差がみられるため、比較的症状が弱い膝を健側（Unaffected side）、症状が強い膝を患側（Affected）として定義した。グラフの一例について Fig. 5 に示す。

歩行時において、膝関節屈曲角度は立脚期、遊脚期で合計 2 回波形のピークが見られる。これを膝関節屈曲角度の二峰性という。本研究では Fig. 5 に示すように立脚期最大屈曲角度（以下 1st peak）と遊脚期最大屈曲角度（以下 2nd peak）を各群内の両膝にてそれぞれ算出した。

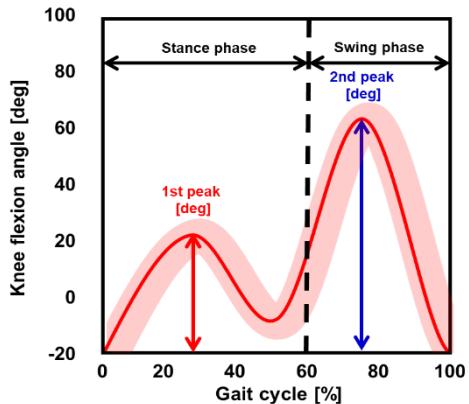


Fig. 5. Normalized joint angle and parameters.

また、各群内の両膝の波形をまとめた際の各 peak を Both としてそれぞれ算出した。この時、膝 OA 患者群の左右差や進行度間の差を比較すべく、①各群内の左右（健側）の振幅比、②健常者群を基準とした膝 OA 患者群の Both の振幅比を算出、評価した。群内の左右膝あるいは異なる 2 群間を A, B とした時の振幅比 $\theta_{K,B}/\theta_{K,A}$ は、A の最大屈曲角度 $\theta_{K,A}$ を基準とした時の B の最大屈曲角度 $\theta_{K,B}$ との比として式(25)で算出した膝関節屈曲角度 $A_{i-1}\theta_{A_i}, B_{i-1}\theta_{B_i}$ から次式のようになる。

$$\frac{\theta_{K,B}}{\theta_{K,A}} = \frac{B_{i-1}\theta_{B_i}}{A_{i-1}\theta_{A_i}} \quad (26)$$

本研究では各群内の左右の振幅比は健常者群の左/右、膝 OA 患者群の患側/健側とし、健常者群を基準とした膝 OA 患者群の振幅比は膝 OA 患者群/健常者群として各 peak の平均値よりそれぞれ算出、比較を行った。

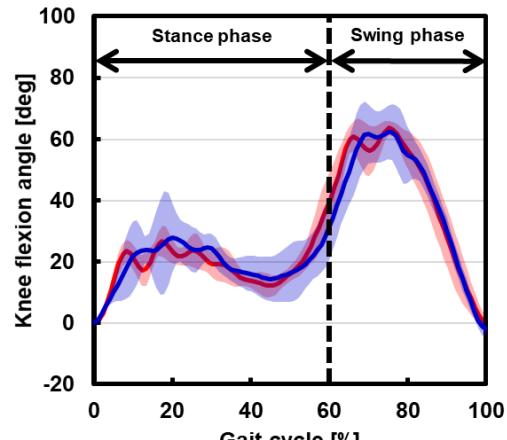
4. 結果

Fig. 6 に健常者群と膝 OA 患者群 (KL3 群, KL4 群) の膝関節屈曲角度の推定結果を示す。横軸が歩行周期[%]、縦軸が膝関節屈曲角度[deg]である。横軸の 0%から 60% までが立脚期、60%から 100% までが遊脚期であり、波形の実線が関節角度の平均、帯が標準偏差を示している。赤色が健常者群の右膝または膝 OA 患者群の健側、青色が健常者群の左膝または膝 OA 患者群の患側である。また Fig. 5 に基づいて算出した各群の最大屈曲角度 (1st, 2nd peak) の平均と標準偏差を Table 2 に示す。

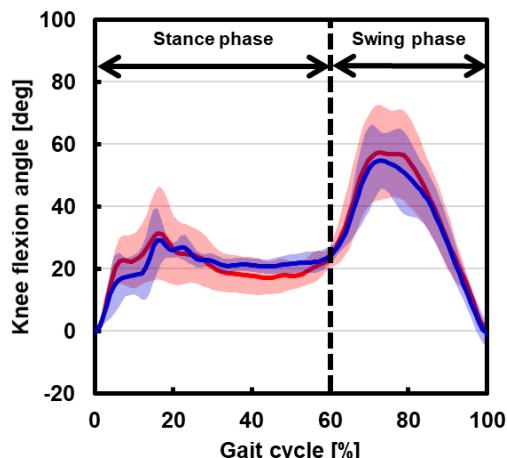
4.1 推定した歩行時膝関節屈曲角度の比較

健常者群の推定結果は Fig. 6(a)において、歩行周期の 20%, 70% 前後にて膝関節屈曲角度の二峰性がみられた。左右膝の角度波形に差はなく、全体的によく一致していた。また、歩行周期 30%から 50%にかけて左右膝とともに膝関節屈曲角度は 1st peak から 10deg 膝関節を伸展した後、2nd peak にむけて徐々に屈曲した。

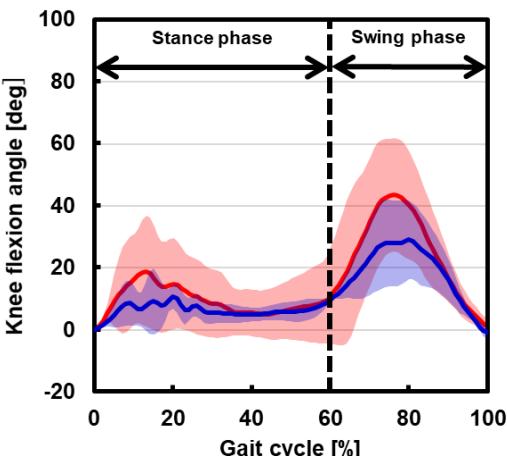
KL3 群の推定結果は Fig. 6(b)において、歩行周期の 20%, 70% 前後にて膝関節屈曲角度の二峰性がみられ、健常者



(a) Healthy group.



(b) KOA of KL3 group.



(c) KOA of KL4 group.

Fig. 6. Estimated knee flexion angle during gait each groups.

群と比較して波形の平坦化がみられた。平均波形は歩行周期 30 %から 60 %にかけて健側で 17-19deg、患側で 21-23deg 前後を維持し、遊脚期にて屈曲した。健患側の最大屈曲角度差は 1st peak で 2.2deg、2nd peak で 2.4deg であ

Table 2. Peak value of knee flexion angle. All data was expressed in Mean (SD).

Participants		1st peak [deg]	2nd peak [deg]
Healthy (n = 3)	Right	26.8 (5.02)	63.7 (2.24)
	Left	27.8 (11.5)	62.2 (9.12)
	Both	26.2 (12.4)	62.9 (6.40)
KOA of KL3 (n = 3)	Unaffected	31.5 (14.9)	57.3 (15.2)
	Affected	29.3 (10.3)	54.9 (8.99)
	Both	30.4 (12.8)	56.1 (12.6)
KOA of KL4 (n = 2)	Unaffected	18.9 (17.9)	43.6 (18.3)
	Affected	10.7 (3.89)	28.9 (12.6)
	Both	13.4 (15.3)	35.7 (18.0)

り、患側の方が小さく波形も平坦な傾向を示した。また健常者群と比較して最大屈曲角度の平均値は 1st peak で増加し、2nd peak で減少した。

KL4 群の推定結果は Fig. 6(c)において、歩行周期の 10%, 80% 前後にて膝関節屈曲角度の二峰性がみられ、健常者群、KL3 群よりも顕著な波形の平坦化がみられた。また平均波形は歩行周期 30 %から 60 %にかけて健患側ともに 5-7deg 前後を維持し、遊脚期にて屈曲した。健患側の最大屈曲角度差は 1st peak で 8.2deg, 2nd peak で 14.7deg であり、KL3 群と同様に患側の方が小さく波形も平坦な傾向を示した。また健常者群、KL3 群と比較して 1st, 2nd peak のいずれも低値を示した。

4.2 最大屈曲角度に基づいた振幅比の比較

Table 2 より算出した各群内の両膝の平均波形の 1st, 2nd peak における振幅比を Table 3 に示す。値が 1 より小さいほど左右差があり、健側に対して患側の振幅が減少していることを示している。また Table 2 の Both に基づいた健常者群と膝 OA 患者群の振幅比の算出結果を Table 4 に示す。値が 1 より小さいほど健常者群より最大振幅が小さいことを示している。

各群内における両膝間の比較において、健常者群は 1st, 2nd peak のいずれも 1 に近く左右差はみられなかった。KL3 群は健常者と同様に 1st, 2nd peak のいずれも 1 前後であったが健常者と比較してわずかに左右差がみられた。KL4 群は 1st peak で 0.57, 2nd peak で 0.66 と顕著な左右差が生じていた。

健常者群を基準とした膝 OA 患者群の進行度間の比較について、KL3 群は 1st peak で健常者群よりも振幅が大きく、2nd peak で小さい傾向にあった。KL4 群は振幅比が顕著に小さく健常者群の約半分程度だった。

5. 考察

本研究では IMU と遠心加速度、接線加速度を考慮した

Table 3. Amplitude ratio between both knees in groups.

Participants	$\theta_{K.B}/\theta_{K.A}$ (1st peak)	$\theta_{K.B}/\theta_{K.A}$ (2nd peak)
Healthy (n = 3)	0.96	1.02
KOA of KL3 (n = 3)	0.93	0.96
KOA of KL4 (n = 2)	0.57	0.66

Table 4. Amplitude ratio between healthy group and each KOA groups.

Participants	$\theta_{K.B}/\theta_{K.A}$ (1st peak)	$\theta_{K.B}/\theta_{K.A}$ (2nd peak)
KOA of KL3 (n = 3)	1.16	0.89
KOA of KL4 (n = 2)	0.51	0.57

センサ・フェージョンを組合わせて歩行時膝関節屈曲角度の推定を行った。Fig. 6(a)で示した健常者群の膝関節屈曲角度の波形は、健常者を対象としたセンサ・フェージョンの精度検証にて推定された膝関節屈曲角度と光学式モーションキャプチャで解析された膝関節屈曲角度の波形によく一致していた⁽¹²⁾。そのため本研究では先行研究と同等の精度で膝関節屈曲角度を推定できたと考える。

推定した膝 OA 患者群の歩行時膝関節屈曲角度は KL3 群、KL4 群のいずれも健常者群の波形と比較して平坦な形状を示した。これは膝 OA 患者固有の膝関節屈曲角度の平坦化を示しているものと考えられる。膝 OA は病態の進行により歩行時膝関節屈曲角度の平坦化が顕著になる⁽²⁰⁾。本研究でも KL3 群よりも KL4 群において顕著な平坦化がみられ、先行研究と一致する。このことから、本研究で用いたセンサ・フェージョンは健常者群とは異なる膝 OA 患者特有の現象について定量化できていると考える。

また本研究で解析した各群の両膝の最大屈曲角度や振幅比の結果から、膝 OA 患者群の患側の屈曲角度が健側よりも減少していた。これは患側の関節可動域の低下や疼痛による患者の随意的な運動制限によるものと考えられる。実際に歩行時における膝関節屈曲角度は光学式モーションキャプチャを用いた健常者群と膝 OA 患者群との比較⁽²⁰⁻²¹⁾や超音波マーカを用いた膝 OA 患者の健患側比較⁽²²⁾のいずれにおいても膝 OA 患者群ないしは患側における屈曲角度の有意な減少が報告されており、本研究の結果と一致している。以上を総括すると、本研究のように IMU とセンサ・フェージョンを組み合わせた手法は膝 OA 患者の定量評価に有用であり、従来のモーションキャプチャでしか得られなかつた運動学的変化を簡便に提示できるものと示唆される。

しかしながら KL3 群の 1st peak は健常者群より高値を

示し、健常者群との 1st peak の振幅比も増加していた。これは膝のこわばりの影響が考えられる。KL3 群は歩行時に膝が曲がりにくく感じるこわばりが見られる。こわばりは筋力不足や関節の痛みが原因であり関節の円滑な駆動を妨げる。特に踵接地後の立脚期初期（歩行周期 0% から 20%）は踏み込みにより膝関節の痛みが発現し、膝がこわばることで関節を自然に制御しにくくなる。そのため 1st peak が健常者群よりも増加したのではないかと考える。これに対し KL4 群では二峰性のピーク低下と立脚中期における波形の平坦化が KL3 群と比較して顕著な傾向を示していた。このことから KL4 群は KL3 群よりも関節の可動域低下がみられており、病態進行によってより膝の曲がりにくさやこわばりが顕著に表れていると考えられる。その他にも膝関節屈曲角度の波形は健常者群においても様々な変化がみられること⁽²³⁾や、膝 OA 患者の病期や関節機能、疼痛の感じ方など患者個人差により運動異常が得られない可能性も報告されている⁽²⁴⁾。そのため今後はこれらを考慮しつつ、被験者数を増やすなどしてその傾向をさらに検討する必要がある。

6. 結言

本研究では、IMU とセンサ・フェュージョンを組合わせて健常者群と膝 OA 患者群の歩行時膝関節屈曲角度を推定し、運動学的差異を定量的に比較した。その結果、先行研究でみられる膝 OA 患者特有の運動学的特徴、特に屈曲角度の平坦化や患側の屈曲角度の減少、可動域低下を示し、IMU とセンサ・フェュージョンを臨床歩行解析へ応用することの有用性を示した。本研究を応用し、対象領域を拡げていくことで膝 OA 以外の他の運動器疾患にも応用できる可能性が期待できる。

謝 辞

本研究の一部は JSPS 科研費 JP20K23309 の助成を受けた。ここに深甚の謝意を表する。

文 献

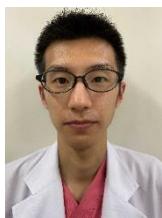
- (1) Yoshimura, N. et al. : “Prevalence of knee osteoarthritis, lumbar spondylosis, and osteoporosis in Japanese men and women: the research on osteoarthritis/osteoporosis against disability study”, Journal of Bone and Mineral Metabolism, Vol. 27, No. 5, pp. 620-628, 2009
- (2) 古賀良生：「変形性膝関節症—病態と保存療法」，南江堂, 2008
- (3) Andriacchi T.P. , Alexander E. J. , Toney M. K. , Dyrby C. and Sum J. : “A point cluster technique for in vivo motion analysis- applied to a study of knee kinematics”, Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 120, No. 6, pp. 743-749, 1998
- (4) Hoshino, Y. et al. : “In vivo measurement of the pivot-shift test in the anterior cruciate ligament-deficient knee using an electromagnetic device”, The American Journal of Sports Medicine, Vol. 35, No. 7, pp. 1098-1104, 2007
- (5) 大瀧保明, 佐川貢一, 猪岡光：「加速度センサとジャイロを用いた連続歩行分析アルゴリズム」，日本機械学会論文集 C 編, Vol. 67, No. 655, pp. 782-788, 2000
- (6) Seel, T., Jörg R. and Thomas S. : “IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis”, sensors, Vol. 14, No. 4, pp. 6891-6909, 2014
- (7) 佐川貢一, 佐藤豊, 猪岡光：「水平歩行距離の無拘束計測」，計測自動制御学会論文集, Vol. 36, No. 11, pp. 909-915, 2000
- (8) Kitagawa, N. and Oghara, N. : Estimation of foot trajectory during human walking by a wearable inertial measurement unit mounted to the foot, Gait & Posture, Vol. 45, pp. 110-114, 2016
- (9) 古瀬則夫, 渡邊高志, 星宮望：「圧電式ジャイロスコープを用いた下肢関節角度の簡易計測法」，生体医工学, Vol. 43, No. 4, pp. 538-543, 2005
- (10) Sabatini, A.M. : “Quaternion-based extended Kalman filter for determining orientation by inertial and magnetic sensing”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 53, No. 7, pp. 1346-1356, 2006
- (11) 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, pp. 255-262, 2012
- (12) 齋藤亜由子, 宮脇和人, 木澤悟, 小林義和：「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）」，日本機械学会論文集, Vol. 84, No. 857, DOI: 10.1299/transjsme.17-00488, 2018
- (13) 木藤伸宏, 島澤真一, 弓削千文, 奥村晃司, 菅川祥枝, 吉用聖加, 井原秀俊, 三輪恵, 神谷秀樹, 岡田恵也：「加速度センサを用いた変形性膝関節症の歩行時下腿運動の解析」，理学療法学, Vol. 31, No. 1, pp. 86-94, 2004
- (14) Tadano S., Takeda, R., Sasaki, K., Fujisawa, T. and Tohyama, H. : “Gait characterization for osteoarthritis patients using wearable gait sensors(H-Gait systems)”, Journal of Biomechanics, Vol. 49, No. 5, pp. 684-690, 2016
- (15) 吉川恒夫, 「ロボット制御基礎論」, コロナ社, 1988
- (16) Jurman, D., Jankovec, M., Kamnik, R. and Topic, M., “Calibration and data fusion solution for the miniature attitude and heading reference system”, Sensors and Actuators A: Physical, Vol. 138, No. 2, pp. 411-420, 2007
- (17) Kellgren J. H. and Lawrence J. S., “Radiological assessment of osteoarthritis”, Annals of the Rheumatic Diseases, Vo. 116, pp. 494-502, 1957
- (18) 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, pp. 352-361, 2012
- (19) Perry, J. and Burnfield, J. M. : “Gait Analysis: Normal and Pathological Function – 2nd. ed.”, SLACK Incorporated, 2010
- (20) Astephens, J. L., Deluzio, K. J., Caldwell, G. E. and Dunbar, M. J., “Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait

- are associated with knee osteoarthritis severity”, Journal of Orthopaedic Research, Vol. 26, No. 3, pp. 332-341, 2008
- (21) Bytyqi, D. et al. : “Gait knee kinematic alterations in medial osteoarthritis: three dimensional assessment”, International Orthopaedics, Vol. 38, No. 6, pp. 1191-1198, 2014
- (22) Bejek, Z., Paróczai, R., Illyés, A. and Kiss, R. M., “The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis”, Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, Vol. 14, No. 7, pp. 612-622, 2006
- (23) 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, pp. 269-273, 2011
- (24) 畑亮輔, 西野勝敏, 大森豪, 永野康治, 田邊裕治:「変形性膝関節症の進行が歩行中の膝関節キネマティクス・キネティクスに及ぼす影響」, バイオメカニズム, Vol. 23, pp. 129-138, 2016



小松 瞳

2017年3月秋田大学大学院工学資源学研究科博士前期課程修了, 修士(工学)。同年4月より秋田大学大学院理工学研究科博士後期課程へ入学, 2020年4月より仙台高等専門学校総合工学科助教, 現在に至る。バイオメカニクスの研究に従事。



須田 智寛

2019年秋田大学大学院医学系研究科保健学専攻博士前期課程修了, 理学療法士, 修士(保健学)。2017年4月より秋田大学医学部附属病院リハビリテーション科, 現在に至る。リハビリテーション医学, バイオメカニクスの研究に従事。



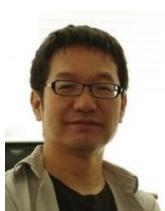
島田 洋一

1988年3月秋田大学大学院博士課程修了, 医師, 医学博士。同年4月秋田大学整形外科助手, 1997年4月同大学講師, 1998年4月同大学医学部附属病院助教授, 2007年3月同大学大学院医学系研究科医学専攻機能展開医学系整形外科学講座教授, 2021年4月より同大学名誉教授, 現在に至る。生体医工学, 福祉機器開発, 脊椎脊髄外科, リハビリテーション医学の研究に従事。



鶴宮 聖士

2020年3月秋田大学理工学部システムデザイン工学科機械工学コース卒業, 学士(工学)。同年4月より秋田大学大学院理工学研究科博士前期課程へ入学, 現在に至る。生体計測の研究に従事。



巖見 武裕

2000年3月秋田大学大学院鉱山学研究科博士後期課程修了, 博士(工学)。1990年4月鶴岡工業高等専門学校助手, 2002年4月秋田大学工学資源学部講師, 10年4月同大学准教授, 15年9月より同大学教授, 現在に至る。医用生体工学, バイオメカニクスの研究に従事。



塚本 泰朗

2021年3月秋田大学大学院医学系研究科博士課程修了, 医師, 博士(医学)。現在に至る。整形外科学, バイオメカニクスの研究に従事。