

# ゆったりした衣服における着用者の動作分類のための多重ジグザグ縫い刺繍型曲げセンサ

## Embroidery Bend Sensor of Multiple Zigzag Stitch for Motion Classification in Loose-fitting Garments

○学 南海成 (信州大)  
正 秋山靖博 (信州大) 梅館拓也 (信州大)

Kaisei, MINAMI, Shinshu University  
Yasuhiro AKIYAMA, Shinshu University  
Takuya UMEDACHI, Shinshu University

This paper proposes a wearable motion classification system using commercially-available conductive threads and everyday garments. The unique feature of the proposed system is a sewing-type bending sensor that does not necessitate tight-fitting with the body, which is a sharp contrast with the existing motion sensing system. This simplifies integration by allowing motion classification even onto loose-fitting everyday garments. The sensor that shows a change in resistance to bending deformation is realized by applying multiple zigzag stitch to the fabric. We designed this stitch to categorize motion without making joint angle measurements. This sensor exhibits a large resistance change during the phase transition of motions (e.g., stance and swing phase). Applying fast Fourier transform to the data of these sensors reveals motion magnitude and period, enabling motion classification. The prototype made of regular pants successfully demonstrated distinguishing four motions: walking, limping, and stair climbing.

**Key Words:** Sensor device, Measurement and monitoring, Motion recognition

### 1 緒言

人間の動作をモニタリングおよび解析することにより、健康状態の記録、ケガの予防とリスク評価、姿勢と動作パターンの評価など多岐にわたる有益な情報を獲得することが可能である。例えば、歩行動作のモニタリングを通じて、認知症やパーキンソン病などの神経学的原因による歩行障害を検知することが可能である [1]。また高齢者の動作のモニタリングを通じて、日常生活の動きを定期的に監視・記録することで、健康状態や身体機能の変化を把握することもできる [2]。これにより、高齢者の健康管理や安全確保、早期発見・介入が可能になる。さらに、工場内で働く従業員の活動をモニタリングを通じて、異常行動などを検知することで労働災害の防止が可能となる [3]。

ウェアラブルデバイスを使用した動作計測は、日常生活やオフィス、工場でのモニタリングに有効な手段である。その根拠はウェアラブルデバイスを使用することで、前述のような環境下での活動を非侵襲的かつ継続的にモニタリングできるからである。このような観点から、身体動作センシングの手法として、衣服に加速度センサを配置し、計測データをFFT(高速フーリエ変換)する方法 [4, 5] や、慣性センサを利用する方法 [6-8] などが開発されている。これらのシステムは高い精度を実現しているが、センサは身体の部位に固定されていなければならない。さらに、関節周辺に配置された硬いセンサは、ユーザーの快適性を低下させる。

そこで本研究では、既存のミシンと導電糸を用いて製作する刺繍型曲げセンサから得られたデータをFFT解析を用いることで、ゆったりした衣服での動作分類が可能なセンサシステムを提案する。本センサは、布に多重ジグザグ縫いを施すことで実現する。そして衣服の曲げ変形が起こる場所に縫い込むことで、着用者の動作に応じた抵抗値の変化を得る。多重ジグザグ縫いは、関節角度の計測ではなく、動作分類を目的として縫い目を設計している。このため、本センサは動作の相の移り変わり時に大きな抵抗値変化を示す。このようなセンサを用いて動作分類を可能にするため、抵抗値変化のデータを高速フーリエ変換する。これにより、動作の大きさが振幅に、動作の周期が周波数に現れ、動作分類の可能性を示す。

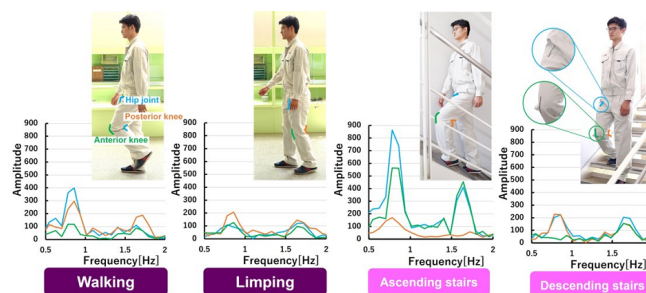


Fig.1 Classification of wearer's motions in loose-fitting garments by utilizing the proposed embroidery bending sensors and FFT

### 2 提案手法

本研究では、導電糸を用いて布に多重ジグザグ縫いを施すことで、歩行や足の引きずり、階段の昇り降りといった着用者の動作の違いを分類できるセンサシステムの製作を提案する。曲げ変形が発生する部分に多重ジグザグ縫いを施すことで、変形によって変化するセンサの抵抗値を測定することができる。本センサは、抵抗値が着用者の動作の相間の移行にตอบสนองして大きく変化し、また動作の大きさにตอบสนองして変化するように設計されている。これらのデータをFFT解析することで動作分類の可能性を示す。動作の大きさが振幅に現れ、繰り返し動作の周期が周波数に現れることにより、動作の分類が判断できるようになる。

#### 2.1 刺繍型曲げセンサ

本稿のセンサの製作に用いる縫い目の種類は三重ジグザグ縫いである。三重ジグザグ縫いは図2(a)のような縫い目であり、ジグザグ縫いを三重にした縫い目の形である。このことにより、導電糸側の縫い目に対して、引張・圧縮変形させる曲げに応じて、抵抗値変化が起こる。これは通常の重ね縫いしないジグザグ縫い

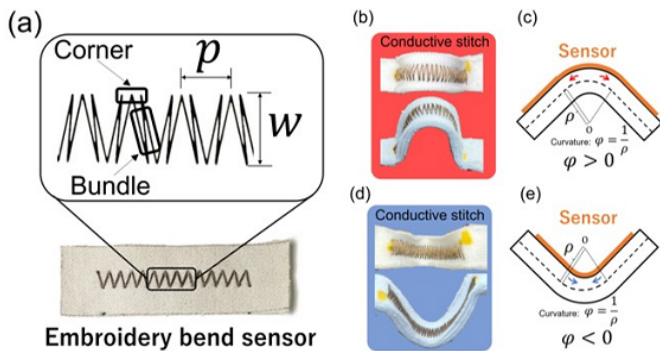


Fig.2 (a) Embroidery bend sensor and details of its stitching. (b-e) Types of bending deformation.

との大きな違いである。ここで、センサの曲率として  $\varphi$  を定義する。導電糸側の面に引張歪が起こる方向に曲げた場合、 $\varphi > 0$  とする (図 2(b-c))。導電糸側の面に圧縮歪が起こる方向に曲げた場合、 $\varphi < 0$  とする (図 2(d-e))。

### 2.1.1 抵抗値変化の原理

曲げに応じた抵抗値変化は、 $\varphi > 0$ ,  $\varphi < 0$  どちらの場合でも起こる。その原因は、曲げ変形によってバンドル部分 (図 2(a) Bundle) とコーナー部分 (図 2(a) Corner) で糸同士の接触が変化し、導電経路が変化することである。

### 2.1.2 製造方法

本研究で使用する導電糸は Smart-X (株式会社フジックス) である。品番は #50 相当であり、伸度は 35% である。この糸は銀メッキを施したナイロン 66 繊維を用いて作られたもので制電性や洗濯耐久性に優れている。

センサ製作の手順としては 2 つの工程がある。一つ目は刺繍製作ソフト Tajima writer plus を用いて三重ジグザグ縫いを設計することである。2 つ目は設計したデータを元に刺繍マシン (TAJIMA SAI MDP-S0801CS, タジマ工業株式会社) を用いて布に縫い込む。この時上糸は導電性の糸、下糸が非導電性の糸を使用している。

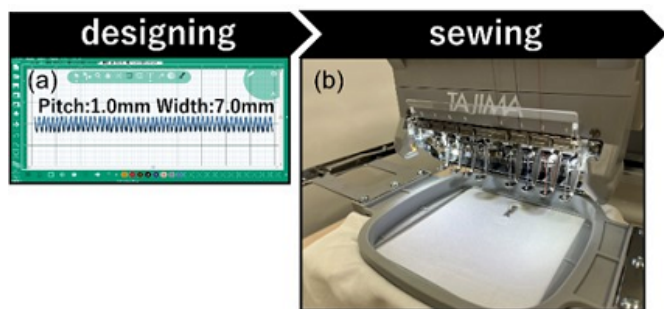


Fig.3 Fabrication procedure of the proposed embroidery bend sensors.

## 3 実験

本研究では 2 つの実験を行った。一つ目は、センサの曲率の変化に対する抵抗値の変化を測定した。もう一つは、センサを縫い付けた作業着を用いて動作分類のための実験を行った。着用者が様々な動作を行った際の抵抗値の変化を測定し、そのデータを FFT することで動作分類が可能かどうかを検討した。各実験のセットアップと結果を以下に示す。

### 3.1 曲げセンサの実験評価

$w = 7 \text{ mm}$ ,  $p = 1 \text{ mm}$  のセンサ (図 2 参照) を作製し、導電糸側の縫い目を引張・圧縮変形させたときの抵抗値の変化を測定

した。

### 3.1.1 実験のセットアップ

ロボットアーム (UR3e, Universal Robots, デンマーク) を用いて、以下のようにセンサの曲率を連続的に変化させた。センサの一端を固定し、もう一端をロボットアームのエンドエフェクターに取り付けた (図 4(a))。次に、ロボットアームをスライドさせることでセンサを変形させた (図 4(b-c))。このスライド動作は、2 秒間に曲げてもとに戻す作業を行い、2 秒間停止することを 1 セットとし、これを 5 セット行わせた。抵抗値の変化は Arduino Mega 2560 を用いて測定した。

センサの曲率変化は、二次元動作解析アプリ (Kinova) を用いて測定した。曲率を変化させたセンサの長さの範囲を 20mm とし、センサの両端と中央部に 3 つのマーカを設置した (図 4(b))。曲率はその部分で一定と近似した。次に、センサの曲率が変化する様子を動画で撮影し、Kinova を用いて 3 つのマーカの座標を追跡し、その 3 点を通る円の曲率を計算し、それをセンサの曲率とした (図 4(c))。

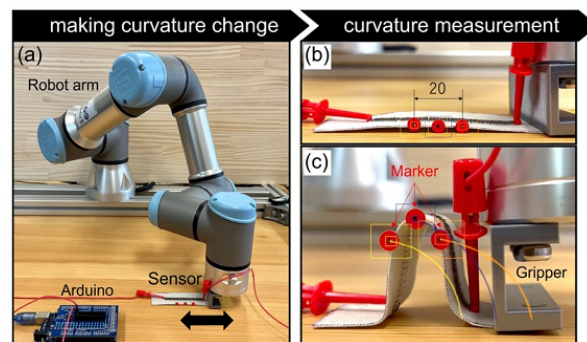


Fig.4 Bending experiment procedure.

### 3.1.2 実験結果

図 5(a) は  $\varphi > 0$  のときの実験結果である。センサの抵抗値変化は、曲率が大きくなるにつれて最初は増加し、その後減少する。また、センサの曲げが解消されると抵抗値が増加し、その後減少することが確認できた。

図 5(b) に  $\varphi < 0$  のときの実験結果を示す。センサの抵抗値は、最初は増加し、曲率が小さくなるにつれて減少する ( $\varphi < 0$ )。また、センサの曲げが解消される過程で抵抗値が増加し、その後減少することが確認できた。

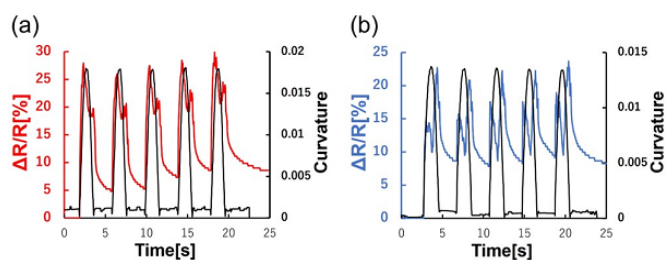


Fig.5 Time evolution of sensor bending curvature and resistance during deformation for (a)  $\varphi > 0$  and (b)  $\varphi < 0$ .

### 3.2 動作分類のための実験

市販の作業着ズボンの 3 箇所にセンサを取り付け、4 つの動作 (歩行、足を引きずる、階段の昇り降り) を行った。測定データに対して FFT を行い、動作の分類を検討した。

#### 3.2.1 センサデバイスの詳細

提案するセンサは、KURODARUMA31380 と呼ばれる作業ズボンに直接縫い付けて取り付けた。ズボンは図 6 に示すようにゆったりとしたもので、素材は綿 100 % の伸縮しない生地であ

る。センサの縫い目の長さは100mmとし、 $w = 7 \text{ mm}$ 、 $p = 1 \text{ mm}$ とする。

図6(a-b)は、左脚の股関節、膝裏、膝前にセンサを取り付けたものである。このような配置である理由は、着用者が4つの動作を行う際に、3つのセンサ取り付け部分で曲げ変形が発生するためである。作業ズボンに装着するセンサは、動作した場合に導電糸と着用者の身体が直接接触することを防ぐために導電糸側の縫い目が外側になるように縫い込むことを限定した。よって基本的に膝前部分は導電糸側の縫い目に引張歪が、股関節部分と膝裏部分は圧縮歪を受ける変形が起こる(図6(a-b))。

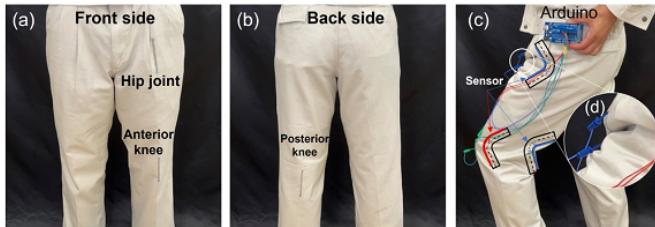


Fig.6 (a-b) Locations where the sensors are sewn into work garments. (c-d) Connection between the sensors and measuring instruments, and sensor deformation deform when a leg is lifted up.

### 3.2.2 計測、解析方法と動作方法

図6のズボンを着用し、センサをICクリップを用いてArduinoに接続し、抵抗値の変化を測定した(図6(c))。そして、測定した抵抗値データに対して、Excelを用いてFFTを行った。その結果を図7に示す。

歩行時および足を引きずった歩行時、一方の足が地面に接地した時点から同じ側の足が再度接地するまでを1周期とし、被験者は静止した状態から左足および右足をそれぞれ5周期分の動作を行った。階段昇降は、静止状態から10段までの昇降を行った。

### 3.2.3 動作解析の結果

図7に各動作別のセンサの抵抗値変化とその変化に対してFFTを行った結果を示す。センサの抵抗値変化のグラフ(図7(a-d))に注目すると動作の相の移り変わり時に抵抗値変化していることがわかった。まず着用者が静止した状態から動作を開始する時に抵抗値が大きく上昇していることがわかる。

そして、着用者の股関節と膝関節の動きの大きさに伴い、その部分に取り付けられたセンサの抵抗値変化率が大きくなることがわかった。股関節につけたセンサの抵抗値変化を見ると(図7青い線)、片足を引きずった歩行、歩行、階段を上がる動作の順に抵抗値変化率が大きくなっていることがわかる。FFTを行ったグラフ(図7(e-h))に注目すると、動作別で振幅の大きさが異なっていることが即座に把握できる。以下に詳しく議論する。

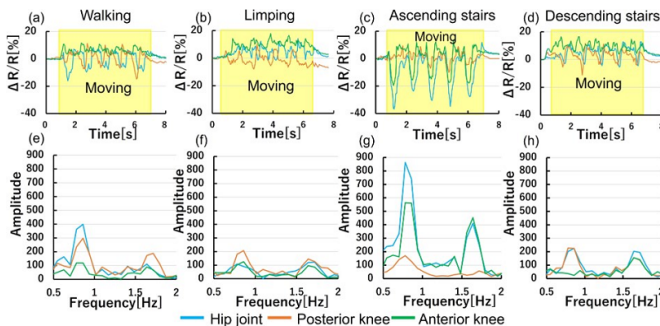


Fig.7 (a-d) Time evolution of the resistance change of sensor in each operation. (e-h) FFT magnitude spectrum of the sensor resistance change.

### 3.2.4 各センサの配置によるFFT振幅スペクトルの比較

股関節、膝裏、膝前に配置したセンサのFFT後のデータを、動作別に比較したグラフを図8に示す。このグラフは実験を10回試行した時の平均値と標準誤差を示している。以下に詳しく述べるように、動きの大きさと周期が異なる各動作において、本センサはFFT後の振幅と周波数の変化として検知できることが明らかになった。これらのデータを機械学習等を用いたデータ解析により、動作分類が達成可能であると推察される。

股関節部分につけたセンサについてのグラフ(図8(a))の黄色く示した領域に注目すると、階段を上る、歩行、階段を下る、片足を引きずった歩行の順に振幅が小さくなっていることがわかる。これはそれぞれの動作における股関節の最大屈曲が異なっている[9]ことによるものである。また振幅のピーク値の周波数が異なっていることにも注目してほしい。片足を引きずった歩行は通常の歩行よりも周波数が高い。これは片足を引きずった歩行では股関節の屈曲が小さくなるので、歩幅が小さくなり歩行周期が早まっているからである。また階段を下る時のほうが上る時よりも周波数が高い。これは下る時のほうが重力に逆らわない動きとなるので無意識のうちに動作が早くなると考察する。

膝裏部分につけたセンサについてのグラフ(図8(b))の黄色く示した領域を見ると階段昇降のほうが歩行や片足を引きずった歩行よりも振幅が大きいがわかる。これは歩行時よりも階段昇降時の膝関節の屈曲が大きい[9]ためである。また振幅のピーク値の周波数が、股関節部分と同じように異なっている。

膝前部分につけたセンサについてのグラフ(図8(c))の黄色く示した領域を見ると階段を上る時のみ振幅が突出して大きくなっている。このようになった根拠はディスカッションで詳しく説明する。

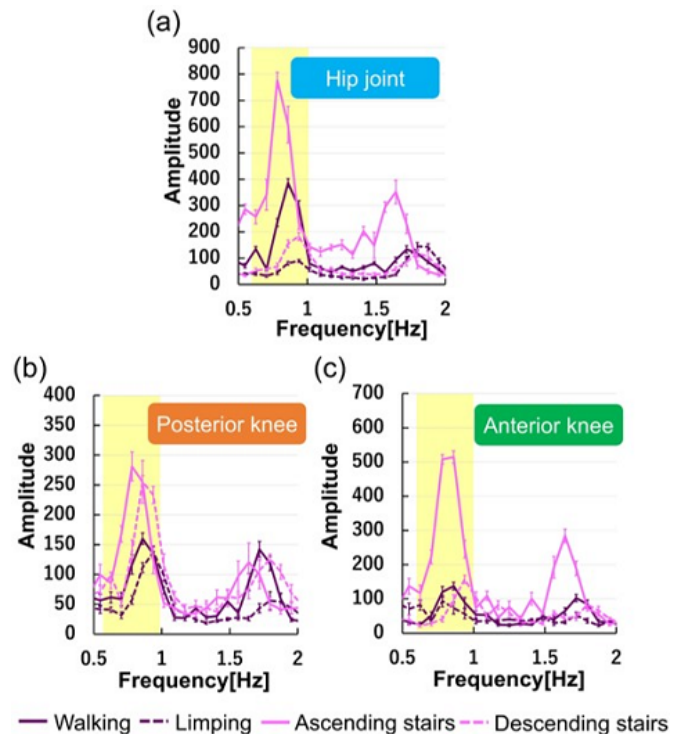


Fig.8 FFT magnitude spectrum of resistance changes of sensors placed at (a) the hip joint, (b) the posterior knee, and (c) the anterior knee.

## 4 ディスカッション

本研究では、ゆったりした衣服を用いて動作分類を可能にするセンサシステムについて説明してきた。しかしながら、提案するシステムを実現するためには、センサを縫い込む衣服のゆったり

度(ここでは、着用者の身体の外周とその部分を覆う衣服の外周の差と定義)に制限があると考えられる。また曲げ実験で行ったセンサの変形と衣服に取り付けた際のセンサの変形は、異なっている場合がある。以下にその詳細を説明する。

#### 4.1 衣服のゆるみが測定に及ぼす影響

ズボンの膝部分は股関節部分と比較してゆったり度が高いため、4つの動作において振幅による分類は困難であり、周波数による分類が有効である(図8(b-c))。ゆったり度が高いと、衣服と着用者の体の間に空間があるので、衣服の変形が必ずしも身体の形や動きに沿わない。よって、微細な動作の違いが、衣服の変形の違いに現れにくくなる。図8(a)より、股関節部分では、4つの動作において振幅に異なりが見られた。しかしながら、膝裏部分(図8(b))では、階段昇降の振幅、歩行と足を引き摺った時の振幅はほぼ同じである。また、膝前部分(図8(c))でも、階段を上る動作の振幅のみ、大きく異なる結果が得られた。これに対し、膝裏部分(図8(b))では、足を引きずった歩行と通常歩行では通常歩行が、階段を降りる動作と階段を登る動作では、階段を上る動作のほうが周波数が小さくなっており、よって周波数による分類は可能である。膝前部分(図8(c))でも、階段昇降は、膝裏部分と同様に、周波数が異なる。通常歩行と足を引きずった歩行に関しては、例外的で、振幅で判断することが可能である。なぜなら、足を引きずった歩行はセンサの変形が小さいため、振幅のピーク値が表れないからである。

#### 4.2 衣服上のセンサの変形

衣服に取り付けた場合のセンサには、凸と凹が混在するシワが発生するため、抵抗値変化を予測することは困難である。本研究の曲げ実験では、センサを変形を、 $\varphi > 0$ と $\varphi < 0$ の場合に完全に分けて行っている。しかし、センサを衣服につけた場合、 $\varphi > 0$ と $\varphi < 0$ の場合の二つが混合した変形(しわのような変形)も、実際に起こっている。

曲げ実験の結果から、 $\varphi > 0$ と $\varphi < 0$ の場合でも、センサの抵抗値は共通して同じ変化パターンを示す。具体的には、センサの曲げははじめに抵抗値が増加し、そのあと減少する。センサの曲げが解消される場合には、抵抗値が増加してから減少する(図5)。よって、二つの曲げ変形が混合した場合でも、同様に抵抗値が変化する。したがって、FFTを用いることで動作の分類が問題なく行えている。

## 5 結言

本研究では、ミシンと導電糸を使用して、刺繍型曲げセンサを開発した。我々は市販のゆったりしたズボンに本センサを取り付け、着用者の動作に応じた抵抗値変化をFFTによって解析することで、動作の分類の可能性を示した。

将来的には、本センサをジャケットや他のトップスに取り付けることで、上半身の動作を分類を行っていく。また、機械学習などを利用してデータを解析し、より微細な動作の違いを分類可能であるか検討していく。最終的には、個人の歩行特性や動作パターンを検知することによって、着用者の個人認証を可能とするデバイスの開発を目指していく。

## 6 謝辞

本研究は、中央電子株式会社の共同研究費の助成を受けたものです。

## 参考文献

- [1] Christopher Buckley, Lisa Alcock, Róna McArdle, Rana Zia Ur Rehman, Silvia Del Din, Claudia Mazzà, Alison J Yarnall, and Lynn Rochester. The role of movement analysis in diagnosing and monitoring neurodegenerative conditions: Insights from gait and postural control. *Brain sciences*, Vol. 9, No. 2, p. 34, 2019.
- [2] Shyamal Patel, Hyung Park, Paolo Bonato, Leighton Chan, and Mary Rodgers. A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Vol. 9, No. 1, pp. 1–17, 2012.

- [3] Jungmo Ahn, JaeYeon Park, Sung Sik Lee, Kyu-Hyuk Lee, Heesung Do, and JeongGil Ko. Safefac: Video-based smart safety monitoring for preventing industrial work accidents. *Expert Systems with Applications*, Vol. 215, p. 119397, 2023.
- [4] Niranjan Bidargaddi, Antti Sarela, Lasse Klingbeil, and Mohanraj Karunanithi. Detecting walking activity in cardiac rehabilitation by using accelerometer. In *2007 3rd international conference on intelligent sensors, sensor networks and information*, pp. 555–560. IEEE, 2007.
- [5] Hoang Minh Thang, Vo Quang Viet, Nguyen Dinh Thuc, and Deokjai Choi. Gait identification using accelerometer on mobile phone. In *2012 International Conference on Control, Automation and Information Sciences (ICCAIS)*, pp. 344–348. IEEE, 2012.
- [6] Hammad Tanveer Butt, Manthan Pancholi, Mathias Musahl, Pramod Murthy, Maria Alejandra Sanchez, and Didier Stricker. Inertial motion capture using adaptive sensor fusion and joint angle drift correction. In *2019 22th International Conference on Information Fusion (FUSION)*, pp. 1–8. IEEE, 2019.
- [7] Holger Harm, Oliver Amft, Daniel Roggen, and Gerhard Tröster. Smash: A distributed sensing and processing garment for the classification of upper body postures. In *3rd International ICST Conference on Body Area Networks*, 2010.
- [8] Sanat Sarangi, Somya Sharma, and Bhushan Jagyasi. Agricultural activity recognition with smart-shirt and crop protocol. In *2015 IEEE Global Humanitarian Technology Conference (GHTC)*, pp. 298–305. IEEE, 2015.
- [9] 伊藤不二夫, 大西昇, 青山孝. 歩行中股・膝関節の3次元角度変化. *バイオメカニズム*, Vol. 7, pp. 244–254, 1984.