

# 複数の自己発電可能な圧電センサを取り付けたウェアラブルデバイスによる肘関節の動作分類

折居 篤<sup>1,a)</sup> 小西 智樹<sup>1,b)</sup> 崔 明根<sup>2,c)</sup> 志築 文太郎<sup>3,d)</sup>

**概要:** 伸縮可能かつ自己発電可能なウェアラブル圧電センサは、人間の肘の動作をモニタするためのセンサとして大きな注目を集めている。先行研究においては、1つの圧電センサのみを用いて、圧電センサを貼付した部位の表面の歪みの計測、または関節の屈曲角度の分類を行っている。本研究においては、複数の圧電センサをサポートに貼付し、それらのセンサから得られるデータを用いて多様な肘関節の動作の推定を可能にする機械学習モデルを作成する。推定する関節の曲げ動作は、肘の屈曲動作に加え、肩の内旋動作、肘の回内・回外動作である。本システムは、ユーザ間のデータを用いた関節の曲げ動作についての15クラスの分類を行い、0.47の精度を示した。一方で1つのセンサのみを用いた場合の精度は0.28と低かった。また、それぞれの関節の曲げ動作条件について、先行研究および本システムの分類精度の比較を行った。分類の結果、肘の屈曲動作についての5クラス分類を行った結果、センサを複数使用することにより分類精度が0.55から0.65に向上した。肩の内旋動作についての3クラス分類を行った結果、センサを複数使用することにより分類精度が0.62から0.80に向上した。肘の回内・回外動作についての7クラス分類を行った結果、センサを複数使用することにより分類精度が0.28から0.50に向上した。また、予測結果の混合行列を比較した結果、本システムは、分類結果が誤っていても真値に近い値を予測していることを示し、本システムの可能性を示した。

## 1. はじめに

社会の発展に伴い、アクティブケア、リハビリテーションおよび健康状態の異常検知などの文脈において、人の生体情報をモニタリングする重要性が増している。特にIoT技術を活用した生体情報のモニタリングでは、センサを内蔵したデバイスを用いて健康情報を継続的に計測し、リアルタイムに解析を行っている方法が一般的である [1]。近年はスマートフォンやスマートウォッチなどから収集されるデータを解析し、健康に役立てる動きが活発である。それに伴い、自己発電が可能なセンサを搭載したウェアラブルデバイスも大きな注目を浴びている。従来のセンサは持続的な利用のためにバッテリーを搭載する必要がある。その場合バッテリーの柔軟性の低さ、およびバッテリーの大きさの問題から使用用途が限られる。ゆえに、バッテリーを使用せずに持続的な利用を可能にすることを目的として、磁気電気効果 [2]、焦電効果 [2]、圧電効果 [3]、および摩擦帯電 [4]

を用いたセンサおよびデバイスの開発が行われてきた。このうち圧電センサは、周囲の物理エネルギーを変換して電力源とすることができる。そのため、皮膚にセンサを貼付した際の皮膚の変形および関節の曲げ運動、ならびに圧力がかかるような運動と相性が良い。近年では、完全に自己発電が可能なセンサへの応用を目指して、様々な圧電素材の研究およびデバイスの研究が進行している。また、柔軟性が高まった圧電センサの開発も行われていることから、圧電センサを搭載したウェアラブルデバイスが普及することが考えられる。

本研究では、複数の圧電センサを用いることにより、人の関節の曲げ動作をどの程度分類できるかを検証する。既存の研究では1つの圧電センサのみを用いて関節の曲げ動作を分類しているが、複数の圧電センサを用いることでより高精度な分類が可能になると考えた。ゆえに、本研究では自己発電可能な圧電センサを複数取り付けたデバイスを作成し、肘関節の曲げ動作のデータを収集する実験を行った。そしてデータの特徴量を分析し、機械学習を用いて分類モデルを作成し、本システムの性能を調査した。

## 2. 圧電センサ

圧電センサは、物理的なエネルギーを電気信号に変換す

<sup>1</sup> 筑波大学 情報理工学位プログラム

<sup>2</sup> 日本学術振興会 / 筑波大学 システム情報系

<sup>3</sup> 筑波大学 システム情報系

a) orii@iplab.cs.tsukuba.ac.jp

b) konishi@iplab.cs.tsukuba.ac.jp

c) choi@cs.tsukuba.ac.jp

d) shizuki@cs.tsukuba.ac.jp

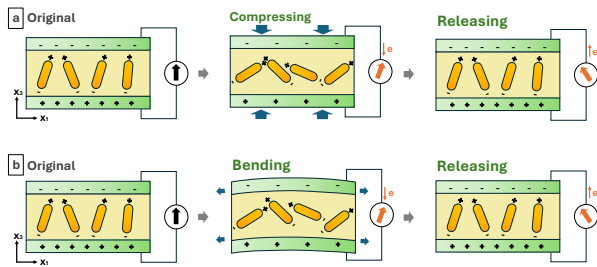


図 1 圧電センサの動作機構.

ることができるセンサである。圧電センサの特徴は、センサの自己発電性および柔軟性であり、ウェアラブルデバイスとしての利用が期待されている。以下にその原理および特徴を示す。

## 2.1 圧電センサの仕組み

圧電センサの動作機構を図1に示す。圧電材料に物理的な力が加わっていない状態では、電気信号が発生しない。圧電材料に外力を加え、圧縮させると2つの電極の間に電位差が生じ、誘導電流と電荷が発生することにより電気信号が検出される。逆にこの力が解放されることにより、圧電材料の変形が回復する。これによって内部磁場が消滅し、逆の電気信号が生成される。

## 2.2 圧電センサの特徴

他の自己発電可能なセンサと比較して、圧電センサは皮膚への負担の低さ、および出力性能の高さが特徴として挙げられる。圧電センサの作成に用いられる多様な圧電素材について研究が行われており、それらの素材によって圧電センサの特徴は大きく異なる [5–12]。Lai ら [13] は人体運動のモニタリングのために、高い伸縮性を持つ皮膚への負担の少ないセンサを開発している。Junbin ら [14] はより高い伸縮性、および皮膚への適合性をもち、かつ出力性能の高いセンサを開発および評価した。Bin ら [15] は新たな圧電センサおよび Bluetooth モジュールが組み込まれたデバイスを開発した。このデバイスを用いることにより、人体の動きによって生じる電気信号を Android 端末で受信し、リアルタイムで監視および解析することが可能であることを確認した。これらの圧電素材に関する研究は現在も活発に行われており、皮膚に貼付可能なバッテリーフリーのウェアラブルセンサとしての利用が期待される。

## 3. 関連研究

本研究は主に圧電センサを用いた研究、ウェアラブルデバイスを用いた研究、およびジェスチャ分類に関する研究分野に基づいている。そのため、本節ではそれらの研究について説明し、本研究を位置付ける。

### 3.1 圧電センサを用いた研究

圧電センサはセンサにかかる外力を検出することができる。そのため、人体の様々な動作を圧電センサで検出することを目的とした研究が多数行われている。圧電センサは微細な動作を捉えることができるため、カメラにて捉えることが難しい動脈の動き、および顔の上からの目の動きなどの人体の微細な動きを検出するセンサとして活用することが可能である [16–20]。また、圧力もしくは物理的な運動の発生に対して、圧電センサの発する電圧値が直線的な関係であることから、筋肉の動きや関節の曲げ角度の検出といった文脈の研究において用いられることがある [21–30]。Sun ら [31] の研究においては、圧電材料に蛇腹状に切り込みを入れることにより、圧電センサの性能を高めつつ、柔軟性を向上させたセンサの研究を行った。実験においては、開発したセンサを用いて豚の心臓の拍動、および膝の曲げ動作を検出した。さらに無線デバイスを装着することにより自己発電可能かつインプラント可能なデバイスを完成させた。また Junbin ら [14] の研究においては、指、手首、および肘関節に圧電センサを貼付し、そのセンサから得られた電圧データを用いてクラスタリング分析を行った。これらの研究では1つの圧電センサのみを使用しているが、本研究は複数の圧電センサを使用して曲げ角度の分類を行う。

### 3.2 関節角度推定に関する研究

関節の角度を推定する手法は、カメラを用いる手法や Wi-Fi 電波を用いる手法、慣性センサを用いる手法など、様々な手法が提案されている [32–35]。カメラを用いる手法は環境光ならびにオクルージョンの影響を受け、関節の角度を推定できない可能性がある [32]。また、Wi-Fi 電波を用いる手法は環境光およびオクルージョンの影響を受けないが、肘の回内および回外運動を推定できない [33]。装着型の慣性センサ [33,34] や赤外線センサ [35]、導電布ならびに導電性繊維が編み込まれた布 [36–38] を用いた関節角度の推定手法が提案されているが、いずれも自己発電をしないため、デバイスにバッテリーを搭載する必要があり、デバイスが大型化してしまう。一方で、提案手法は自己発電型の圧電センサを用いることによって肘の曲げおよび回外運動を推定することが可能であるため、バッテリーフリーかつ装着感の低いウェアラブルデバイスを構築できる。

## 4. 実装

本研究では圧電センサを複数用いることにより、肘の曲げ動作を分類するシステムを開発する。本システムは肘に装着するサポータに複数の圧電センサを貼付し、そのセンサから電圧を記録する。本節では、肘の曲げ動作を行った時に、サポータに貼付した複数の圧電センサから生じる電圧を記録するためのデバイス、およびシステムについて説



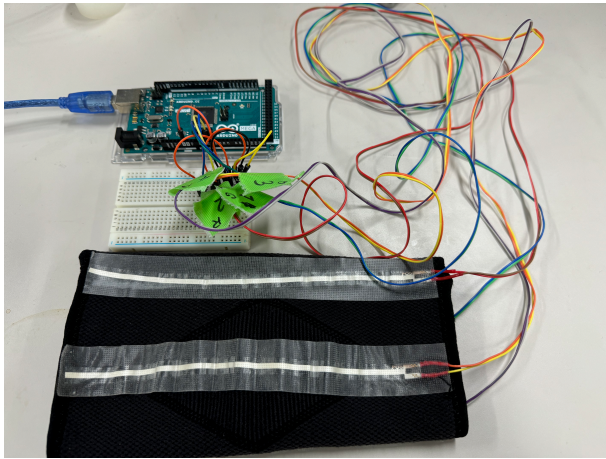


図 2 実装において使用したデバイス。

明する。はじめに、ユーザが装着する圧電センサを貼付したサポータ（以降、サポータ型デバイス）の実装について説明する。

#### 4.1 サポータ型デバイス

本研究は、複数の自己発電可能な圧電センサを用いて、肘の曲げ動作の角度を分類することを目的とする。そのため、サポータに複数の自己発電可能な圧電センサが貼付されたデバイスおよび計測システムを作成した（図2）。

使用したセンサは Piezoelectric Ribbon Sensor - 2 feet/600mm long [39] である。このセンサを選択した理由は、入手が容易かつ安価であるためである。4つのセンサは等間隔かつ並行に取り付けられた。また、サポータにセンサを取り付けるため、布用のテープを用いた。センサによって発生する電圧は Arduino を用いて計測され、シリアルプリンタに出力される。そのデータを python で読み取り csv ファイルに書き出した。データは 1 秒間に 20 回計測され、5 秒間にわたって記録された。

#### 4.2 機械学習

本システムでは複数の圧電センサを用いて収集されたデータから関節の曲げ角度を推定するために、機械学習を用いた。本研究では、モデルの訓練に LightGBM (Light Gradient Boosting Machine) を使用した。LightGBM は、大規模なデータセットに対しても高速にモデルを訓練することができる。またその精度が高いことから Kaggle などのコンテストでも広く使用されている。そのため本研究においてもモデルの訓練に LightGBM を使用した。

##### 4.2.1 モデルの訓練

訓練プロセスは以下の手順で行われた。

- **交差検証:** データの分割のため、StratifiedKFold を使用し、データセットを 5 つのフォールドに分割する。
- **ハイパーパラメータの設定:** モデルのハイパーパラメータは以下の通り設定した。



図 3 本デバイスを装着した実験参加者。センサ 1 は肘頭部、センサ 2 は内側肘部、センサ 3 が前肘部、センサ 4 は外側肘部に沿う。

- **metric (測定基準):** 'multi\_logloss'
- **max\_depth (木の最大深度):** 4
- **min\_data\_in\_leaf (葉に必要な最小データ数):** 15
- **learning\_rate (学習率):** 0.05
- **num\_leaves (葉の数):** 15
- **bagging\_fraction (データのサンプリング率):** 0.8
- **feature\_fraction (特徴量のサンプリング率):** 0.8
- **lambda\_l1 (L1 正則化):** 0.1
- **lambda\_l2 (L2 正則化):** 0.1
- **モデルの訓練と予測:** 各フォールドでモデルを訓練し、テストデータに対して予測を行う。

#### 4.3 結果の評価

モデルの性能評価は以下の方法で行う。

- **交差検証の平均精度:** 5 つのフォールドにおける平均精度を計算する。
- **全体データに対する予測:** 全体のデータに対してモデルを適用し、全データに対する混同行列を作成する。
- **特徴量の重要度:** 訓練されたモデルから各特徴量の重要度を抽出し、可視化する。

## 5. データ計測

複数配置された圧電センサを用いることにより、関節の曲げ動作をどの程度分類できるか検証するためにデータ計測を行った。実験参加者は研究室内の 21-23 歳の学生 6 名（男性 6 人、平均 22.17 歳、標準偏差 0.90 歳）であった。

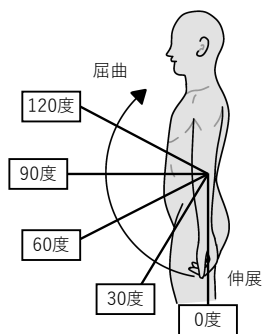


図 4 肘の屈曲動作についての条件.

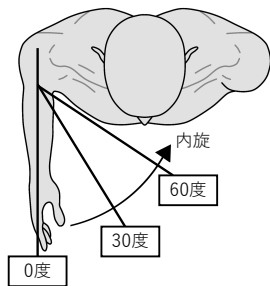


図 5 肩の内旋動作についての条件.

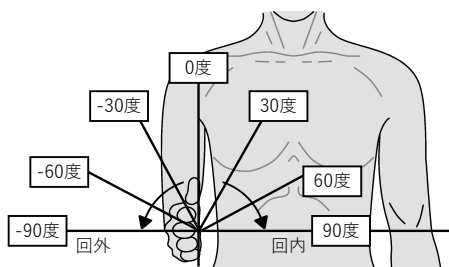


図 6 肘の回内・回外動作についての条件.

## 5.1 実験デザイン

実験参加者はデータ計測時に、肘の屈曲動作、肩の内旋動作、および肘の回内・回外動作の3種類の肘の曲げ動作を行った。曲げる角度はそれぞれ以下の通りである。

- 肘の屈曲動作: 0°, 30°, 60°, 90°, 120°
- 肩の内旋動作: 0°, 30°, 60°
- 肘の回内・回外動作: -90°, -60°, -30°, 0°, 30°, 60°, 90°

実験参加者は、肘の屈曲動作について5条件、肩の内旋動作について3条件、および肘の回内・回外動作について7条件を行った。肘の屈曲動作は図4、肩の内旋動作は図5、および肘の回内・回外動作は図6に示す。一般的に腕の動作はこれらの動作の複合であるが、本研究ではこれらを独立して行わせることにより、他の動作が混ざらないようにした。それぞれの曲げ動作の角度の最大値および最小値は日本看護協会の資料 [40] を参考に、人が実行可能な曲げ角度として設定した。

## 5.2 実験手順

実験参加者に実験に関する説明をした後、サポータ型デバイスを右手に装着するように指示した。サポータの装着位置について、実験参加者にはセンサ1が肘頭部に添い、かつセンサ3が前肘部に添うように装着するよう指示した(図3)。その後、椅子に座った状態で実験タスクを行った。

実験タスクは各種の曲げ動作において、0度の状態から、指定された角度まで曲げ動作を行うことである。実験参加者は、角度を示す印が表示された紙を参照しながら、指定された角度まで曲げ動作を行った。指定された曲げ角度が0度であった場合、実験参加者は曲げ動作を行わず、0度の位置で静止した状態を維持した。PCからビープ音を3度流し、3度めが流れたタイミングで動作を完了するものとした。ビープ音は計測開始時、計測開始から1秒経過時、および計測開始から2秒経過時にビープ音が発せられた。その後、実験者の合図と同時に曲げ動作を解除し、再度0度の状態に姿勢を戻した。上記の過程が1試行である。

実験参加者は一つの実験条件ごとに5回の試行を行った。データ収集は肘の屈曲動作、肩の内旋動作、肘の回内・回外動作の順に行った。ゆえに、実験参加者は肘の屈曲動作について5条件×5回、肩の内旋動作について3条件×5回、肘の回内・回外動作について7条件×5回の計75回のデータ測定を行った。また実験参加者数は6名であったため、計450データが収集された。

## 6. データ分析

実験により得られたデータから曲げ角度を推定できるか検証するために、曲げ動作に応じた角度推定モデルを作成した。データ計測によって得たデータの例を図7に示す。

### 6.1 特徴量の抽出

圧電センサから得られた電圧データを基に特徴量の抽出を行った。抽出した特徴量は先行研究 [41] を参考にし、各センサの最大値、最小値、およびそれらを計測した時間、平均値、標準偏差、分散、尖度および歪度、ならびに、センサ全体の値の平均値、標準偏差、分散、尖度および歪度を特徴量とした。加えて、データを時系列として扱うために、全てのセンサの中での最大値およびそれを記録した時間、ならびにその時間に対する各センサの最大値を記録した時間の誤差も特徴量とした。そのため抽出された特徴量は、4つのセンサに関する特徴量が10個、センサ全体に関する特徴量が7個であり、計47個の特徴量であった。

### 6.2 肘関節の曲げ動作

圧電センサを用いた肘関節の曲げ動作の分類はすでに行われており、Junbinら [14] は、本研究のセンサ1の位置に配置された圧電センサを用いて曲げ動作の分類モデルを検討している。ゆえに、圧電センサを複数用いることが分類

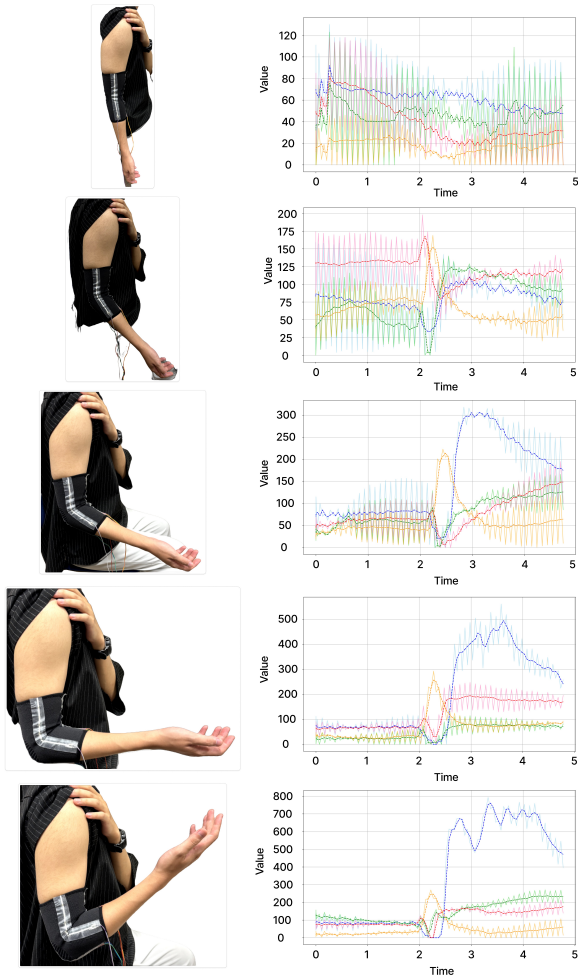


図 7 実験参加者が肘の屈曲動作を行った時に計測されるデータのグラフ。上から順に 0 度、30 度、60 度、90 度、120 度条件を示す。記録されたデータは raw データ（実線のデータ）から移動平均を用いることにより、ノイズ除去が行われたデータ（点線のデータ）に変換される。

精度の向上に寄与するか検討することを目的として、全て（15 クラス）の肘関節の曲げ動作に対して、センサ 1 からのみ得ることができる特徴量を用いた分類精度、および 4 つのセンサから得ることができる特徴量を用いて分類モデルを作成する本システムの分類精度を比較した。LightGBM を用いた学習の結果、センサ 1 の値のみを利用した分類モデルの精度は 0.28、本システムを用いた分類精度は 0.47 であった。それぞれの分類モデルの混合行列を図 8 に示す。

### 6.3 肘の屈曲動作

肘関節の屈曲動作について LightGBM を用いて 5 クラス分類を行った。LightGBM を用いた学習の結果、センサ 1 の値のみを利用した分類モデルの精度は 0.55、本システムを用いた分類精度は 0.65 であった。それぞれの分類モデルの混合行列を図 9 に示す。また特徴量の貢献度を読み取った結果、先行研究では使用されていないセンサ 3 およびセンサ 4 のデータが、分類に貢献していた。

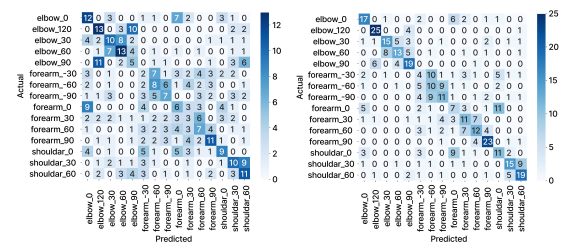


図 8 全ての肘の曲げ動作に対する、センサ 1 のみを利用した分類モデルの混合行列（左）、および本システムを利用した分類モデルの混合行列（右）。

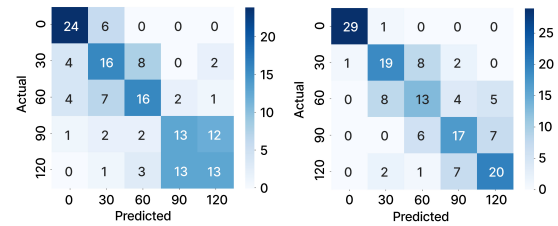


図 9 肘関節の屈曲動作に対する、センサ 1 のみを利用した分類モデルの混合行列（左）、および本システムを利用した分類モデルの混合行列（右）。

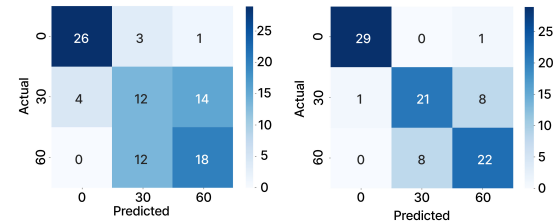


図 10 肩関節の内旋動作に対する、センサ 1 のみを利用した分類モデルの混合行列（左）、および本システムを利用した分類モデルの混合行列（右）。

### 6.4 肩の内旋動作

肩関節の内旋動作について LightGBM を用いて 3 クラス分類を行った。LightGBM を用いた学習の結果、センサ 1 の値のみを利用した分類モデルの精度は 0.62、本システムを用いた分類精度は 0.80 であった。それぞれの分類モデルの混合行列を図 10 に示す。特徴量の貢献度から、肩の内旋動作の分類にはセンサ 1 のみではなく、肩の内旋によって歪むセンサ 4 およびセンサ 2 の値が分類に貢献していることが明らかになった。

### 6.5 肘の回内・回外動作

肘関節の回内・回外動作について LightGBM を用いて 7 クラス分類を行った。LightGBM を用いた学習の結果、セ



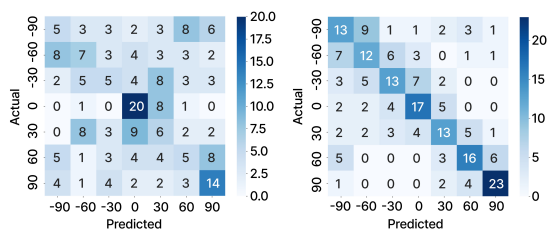


図 11 肘関節の回内・回外動作に対する、センサ 1 のみを利用した分類モデルの混合行列（左）、および本システムを利用した分類モデルの混合行列（右）。

センサ 1 の値のみを利用した分類モデルの精度は 0.28、本システムを用いた分類精度は 0.50 であった。本モデルを用いた混合行列を図 11 に示す。本システムの推定モデルの精度はあまり良くないが、図 11 より、センサ 1 の値のみを利用したモデルと比較して、本システムを用いたモデルが、より真値に近い値を予測していることを読み取ることが可能である。

## 7. 考察および今後の展望

本節では、データ分析の結果についての議論および本システムの改良点を述べる。

### 7.1 データ分析についての議論

先行研究 [14] および本論文内のデータ分析について比較を行う。先行研究において実装されたシステムにおいては、圧電センサを 1 つのみ貼付して、関節の曲げ動作の分類を行っている [14]。本システムにおいては圧電センサを 4 つ貼付して関節の曲げ動作の分類を行った。肘関節の曲げ動作の 15 クラス分類において、圧電センサを 1 つのみ使用した場合の分類精度は 0.28、圧電センサを 4 つ使用した場合の分類精度は 0.47 であった。肘の屈曲動作の 5 クラス分類において、圧電センサを 1 つのみ使用した場合の分類精度は 0.55、圧電センサを 4 つ使用した場合の分類精度は 0.65 であった。次に、肩の内旋動作の 3 クラス分類において、圧電センサを 1 つのみ使用した場合の分類精度は 0.62、圧電センサを 4 つ使用した場合の分類精度は 0.80 であった。最後に肘の回内・回外動作の 7 クラス分類において、圧電センサを 1 つのみ使用した場合の分類精度は 0.28、圧電センサを 4 つ使用した場合の分類精度は 0.50 であった。これらの結果より、センサを複数貼付し、それらのデータを活用することによって肘関節の曲げ動作の分類精度が向上することがわかる。また、予測結果の混合行列より、4 つのセンサを利用することにより真値に近い値を予測できていると考えられる。

続いて、それぞれの関節の曲げ動作の推定精度について議論する。肘の屈曲動作の分類結果から、圧電センサが大

きく歪む動きについて高い精度で分類を行うことができると示された。この分析結果より、膝、肩、足首などの大きな関節の角度の推定デバイスとして使用できる。さらに、肩の内旋動作および肘の回内・回外動作といった、圧電センサの形状があまり変化しない動作の分類を行うことができた。特に、肩の内旋動作については、肘関節の曲げ動作ではないのに関わらず、肌の形状変化および筋肉の動きの変化から動作分類ができた。そのため、本システムを利用することにより、筋肉の収縮、および膨張などを検出し、圧電センサが取り付けられた関節以外の動きを分類することができる可能性がある。このような圧電センサの利用方法は先行研究において行われておらず、圧電センサの新たな可能性を示唆する。

## 7.2 今後の展望

本節では、今後の展望について、デバイス、データ分析、および機械学習の観点から議論する。

### 7.2.1 デバイス

本システムを用いた分類精度をさらに向上させるために、いくつかの要素について検討する必要がある。

第一に、センサの貼付位置および数について検討する必要がある。本システムにおいては、円筒型のサポータを 4 分割するように圧電センサを並行に貼付した。しかし、このセンサの貼付位置が関節の曲げ動作の分類に最適であるかは検討されていない。特に、実験結果より、肘の回内・回外動作の分類には向いていない可能性がある。そのため、腕の向きに対してセンサを横および斜めに配置する、および長いセンサを巻きつけるように配置するなどの多様な貼付方法を検討する必要がある。また、センサ数を増やすことによる精度向上、およびセンサの本数に応じた分類性能の調査も必要である。

### 7.2.2 データ分析

本研究において行われた実験に参加した人数は 6 名であるため、データの数が少ない。そのため、大規模な実験を行うことにより、本システムのより正確な評価を行うことができる。またデータの収集においてサンプリングレートをより高くすることによりデータの量が増えるため、より精度が向上する可能性がある。また特徴量分析において、フーリエ変換によって得られた周波数特性を用いてデータを分析することにより、肘の動作について明示的なデータを抽出できる可能性がある。

## 8. まとめ

本研究において、我々は複数の自己発電可能な圧電センサを用いて、関節の曲げ動作の分類を行った。先行研究においては、1 つの圧電センサのみを用いて分類を行ったが、本研究では複数の圧電センサを用いることで、より高精度な曲げ動作の分類を目指した。4 つの圧電センサから得ら



れるデータを用いた関節の分類モデルは1つの圧電センサを用いた分類モデルよりも精度が優れており、全体の曲げ動作に対して50%精度を達成することが可能であった。また、予測結果の混合行列を比較した結果、複数の圧電センサを用いた場合は、分類結果が間違っているよりも真値に近い値を予測できたことが明らかになった。これらの結果から、本研究は複数の圧電センサを用いることによって関節角度の分類精度を向上できることを示した。

## 参考文献

- [1] Haghi Kashani, M., Madanipour, M., Nikravan, M., Asghari, P. and Mahdipour, E.: A systematic review of IoT in healthcare: Applications, techniques, and trends, *J. Netw. Comput. Appl.*, Vol. 192, No. C (online), DOI: 10.1016/j.jnca.2021.103164 (2021).
- [2] Faisal, A. R. M., Hong, C. and Chung, G.-S.: Multi-frequency electromagnetic energy harvester using a magnetic spring cantilever, *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. 182, pp. 106–113 (online), DOI: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2012.05.009> (2012).
- [3] Gu, L., Liu, J., Cui, N. et al.: Enhancing the current density of a piezoelectric nanogenerator using a three-dimensional intercalation electrode, *Nature Communications*, Vol. 11, p. 1030 (online), DOI: 10.1038/s41467-020-14846-4 (2020).
- [4] Qian, J.: A nonmetallic stretchable Nylon-Modified high performance triboelectric nanogenerator for energy harvesting, *Advanced Functional Materials*, Vol. 30, No. 4 (online), DOI: 10.1002/adfm.201907414 (2020).
- [5] Mishra, D. and Pak, Y. E.: Electroelastic fields for a piezoelectric threading dislocation in various growth orientations of gallium nitride, *EUROPEAN JOURNAL OF MECHANICS A-SOLIDS*, Vol. 61, pp. 279–292 (online), DOI: 10.1016/j.euromechsol.2016.09.007 (2017).
- [6] Kalyani, A. K., Brajesh, K., Senyshyn, A. and Rangan, R.: Orthorhombic-tetragonal phase coexistence and enhanced piezo-response at room temperature in Zr, Sn, and Hf modified  $\text{BaTiO}_3$  piezoceramic, *APPLIED PHYSICS LETTERS*, Vol. 104, No. 25 (online), DOI: 10.1063/1.4885516 (2014).
- [7] Martins, P., Lopes, A. C. and Lanceros-Mendez, S.: Electroactive phases of poly(vinylidene fluoride): Determination, processing and applications, *PROGRESS IN POLYMER SCIENCE*, Vol. 39, No. 4, pp. 683–706 (online), DOI: 10.1016/j.progpolymsci.2013.07.006 (2014).
- [8] Zhang, S., Xia, R., ShROUT, T. R., Zang, G. and Wang, J.: Characterization of lead free  $(\text{K}_{0.5}\text{Na}_{0.5}\text{NbO}_3-\text{LiSbO}_3)$  piezoceramic, *SOLID STATE COMMUNICATIONS*, Vol. 141, No. 12, pp. 675–679 (online), DOI: 10.1016/j.ssc.2007.01.007 (2007).
- [9] Sharma, S., Singh, R., Goel, T. C. and Chandra, S.: Synthesis, structural and electrical properties of La modified PZT system, *COMPUTATIONAL MATERIALS SCIENCE*, Vol. 37, No. 1–2, pp. 86–89 (online), DOI: 10.1016/j.commatsci.2005.12.009 (2006). 14th International Workshop on Computational Mechanics of Materials, Goa, INDIA, SEP 23–25, 2004.
- [10] Guy, I., Muensit, S. and Goldys, E.: Extensional piezoelectric coefficients of gallium nitride and aluminum nitride, *APPLIED PHYSICS LETTERS*, Vol. 75, No. 26, pp. 4133–4135 (online), DOI: 10.1063/1.125560 (1999).
- [11] Haertling, G.: Ferroelectric ceramics: History and technology, *JOURNAL OF THE AMERICAN CERAMIC SOCIETY*, Vol. 82, No. 4, pp. 797–818 (online), DOI: 10.1111/j.1151-2916.1999.tb01840.x (1999). 100th Annual Meeting of the American-Ceramic-Society, CINCINNATI, OH, MAY 03–06, 1998.
- [12] Chen, X., Yang, D., Jiang, Y., Wu, Z., Li, D., Gou, F. and Yang, J.: 0–3 Piezoelectric composite film with high  $d_{33}$  coefficient, *SENSORS AND ACTUATORS A-PHYSICAL*, Vol. 65, No. 2–3, pp. 194–196 (online), DOI: 10.1016/S0924-4247(97)01685-3 (1998).
- [13] Lai, Y., Deng, J., Liu, R., Hsiao, Y., Zhang, S., Peng, W., Wu, H., Wang, X. and Wang, Z.: Actively Perceiving and Responsive Soft Robots Enabled by Self-Powered, Highly Extensible, and Highly Sensitive Triboelectric Proximity- and Pressure-Sensing Skins, *Advanced Materials*, Vol. 30, No. 28, p. e1801114 (online), DOI: 10.1002/adma.201801114 (2018). Epub 2018 Jun 4.
- [14] Yu, J., Chen, L., Hou, X., Mu, J., He, J., Geng, W., Qiao, X. and Chou, X.: Stretchable and skin-conformal piezo-triboelectric pressure sensor for human joint bending motion monitoring, *Journal of Materials*, Vol. 8, No. 2, pp. 247–256 (online), DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmat.2021.10.007> (2022).
- [15] Sun, B., Guo, W., Tan, C., Shi, K., Li, J., Wang, X.-X., Huang, X., Long, Y.-Z. and Jiang, P.: Wireless piezoelectric device based on electrospun PVDF/BaTiO<sub>3</sub> NW nanocomposite fibers for human motion monitoring, *Nanoscale*, Vol. 10 (online), DOI: 10.1039/C8NR05292A (2018).
- [16] Lu, C., Wu, S., Lu, B., Zhang, Y., Du, Y. and Feng, X.: Ultrathin flexible piezoelectric sensors for monitoring eye fatigue, *JOURNAL OF MICROMECHANICS AND MICROENGINEERING*, Vol. 28, No. 2 (online), DOI: 10.1088/1361-6439/aaa219 (2018).
- [17] Kim, N.-I., Chen, J., Wang, W., Moradnia, M., Pouladi, S., Kwon, M.-K., Kim, J.-Y., Li, X. and Ryou, J.-H.: Highly-Sensitive Skin-Attachable Eye-Movement Sensor Using Flexible Nonhazardous Piezoelectric Thin Film, *ADVANCED FUNCTIONAL MATERIALS*, Vol. 31, No. 8 (online), DOI: 10.1002/adfm.202008242 (2021).
- [18] MILLER, J.: FUNCTIONAL-ANATOMY OF NORMAL HUMAN RECTUS MUSCLES, *VISION RESEARCH*, Vol. 29, No. 2, pp. 223+ (online), DOI: 10.1016/0042-6989(89)90126-0 (1989).
- [19] SCHMIDTKE, K. and BUTTNERENNEVER, J.: NERVOUS CONTROL OF EYELID FUNCTION - A REVIEW OF CLINICAL, EXPERIMENTAL AND PATHOLOGICAL DATA, *BRAIN*, Vol. 115, No. 1, pp. 227–247 (online), DOI: 10.1093/brain/115.1.227 (1992).
- [20] Du, Y., Wang, R., Zeng, M., Xu, S., Saeidi-Javash, M., Wu, W. and Zhang, Y.: Hybrid printing of wearable piezoelectric sensors, *NANO ENERGY*, Vol. 90, No. A (online), DOI: 10.1016/j.nanoen.2021.106522 (2021).
- [21] Yu, J., Chen, L., Hou, X., Mu, J., He, J., Geng, W., Qiao, X. and Chou, X.: Stretchable and skin-conformal piezo-triboelectric pressure sensor for human joint bending motion monitoring, *JOURNAL OF MATERIALS*, Vol. 8, No. 2, pp. 247–256 (online), DOI: 10.1016/j.jmat.2021.10.007 (2022).
- [22] Yu, D., Zheng, Z., Liu, J., Xiao, H., Huangfu, G. and Guo, Y.: Superflexible and Lead-Free Piezoelectric Nanogenerator as a Highly Sensitive Self-Powered Sensor for Human Motion Monitoring, *NANO-MICRO LETTERS*, Vol. 13, No. 1 (online), DOI: 10.1007/s40820-021-00649-9 (2021).

- [23] Zhao, C., Jia, C., Zhu, Y. and Zhao, T.: An Effective Self-Powered Piezoelectric Sensor for Monitoring Basketball Skills, *SENSORS*, Vol. 21, No. 15 (online), DOI: 10.3390/s21155144 (2021).
- [24] Luo, J., Zhang, L., Wu, T., Song, H. and Tang, C.: Flexible piezoelectric pressure sensor with high sensitivity for electronic skin using near-field electrohydrodynamic direct-writing method, *EXTREME MECHANICS LETTERS*, Vol. 48 (online), DOI: 10.1016/j.eml.2021.101279 (2021).
- [25] Yu, J., Hou, X., Cui, M., Zhang, N., Zhang, S., He, J. and Chou, X.: Skin-conformal BaTiO<sub>3</sub>/sub<sub>3</sub>i/sub<sub>3</sub>/ecoflex-based piezoelectric nanogenerator for self-powered human motion monitoring, *MATERIALS LETTERS*, Vol. 269 (online), DOI: 10.1016/j.matlet.2020.127686 (2020).
- [26] Maity, K., Garain, S., Henkel, K., Schmeisser, D. and Mandal, D.: Self-Powered Human-Health Monitoring through Aligned PVDF Nanofibers Interfaced Skin-Interactive Piezoelectric Sensor, *ACS APPLIED POLYMER MATERIALS*, Vol. 2, No. 2, pp. 862–878 (online), DOI: 10.1021/acsapm.9b00846 (2020).
- [27] Hou, X., Zhang, S., Yu, J., Cui, M., He, J., Li, L., Wang, X. and Chou, X.: Flexible Piezoelectric Nanofibers/Polydimethylsiloxane-Based Pressure Sensor for Self-Powered Human Motion Monitoring, *ENERGY TECHNOLOGY*, Vol. 8, No. 3 (online), DOI: 10.1002/ente.201901242 (2020).
- [28] Mao, Y., Shen, M., Liu, B., Xing, L., Chen, S. and Xue, X.: Self-Powered Piezoelectric-Biosensing Textiles for the Physiological Monitoring and Time-Motion Analysis of Individual Sports, *SENSORS*, Vol. 19, No. 15 (online), DOI: 10.3390/s19153310 (2019).
- [29] Guo, W., Tan, C., Shi, K., Li, J., Wang, X.-X., Sun, B., Huang, X., Long, Y.-Z. and Jiang, P.: Wireless piezoelectric devices based on electrospun PVDF/BaTiO<sub>3</sub>/sub<sub>3</sub>i/sub<sub>3</sub> NW nanocomposite fibers for human motion monitoring, *NANOSCALE*, Vol. 10, No. 37, pp. 17751–17760 (online), DOI: 10.1039/c8nr05292a (2018).
- [30] McLaren, R., Joseph, F., Baguley, C. and Taylor, D.: A review of e-textiles in neurological rehabilitation: How close are we?, *JOURNAL OF NEUROENGINEERING AND REHABILITATION*, Vol. 13 (online), DOI: 10.1186/s12984-016-0167-0 (2016).
- [31] Sun, R., Carreira, S. C., Chen, Y., Xiang, C., Xu, L., Zhang, B., Chen, M., Farrow, I., Scarpa, F. and Rossiter, J.: Stretchable Piezoelectric Sensing Systems for Self-Powered and Wireless Health Monitoring, *ADVANCED MATERIALS TECHNOLOGIES*, Vol. 4, No. 5 (online), DOI: 10.1002/admt.201900100 (2019).
- [32] ultraleap: Leap Motion Controller, <https://www.ultraleap.com/product/leap-motion-controller/>.
- [33] Jiang, W., Xue, H., Miao, C., Wang, S., Lin, S., Tian, C., Murali, S., Hu, H., Sun, Z. and Su, L.: Towards 3D human pose construction using wifi, *Proceedings of the 26th Annual International Conference on Mobile Computing and Networking*, MobiCom '20, New York, NY, USA, Association for Computing Machinery, (online), DOI: 10.1145/3372224.3380900 (2020).
- [34] Vashista, V. and Singh, Y.: Single-Joint Angle Computation using Inertial Sensors with Feedback on Smartphone, *Proceedings of the 2021 5th International Conference on Advances in Robotics*, AIR '21, New York, NY, USA, Association for Computing Machinery, (online), DOI: 10.1145/3478586.3480647 (2022).
- [35] Devrio, N. and Harrison, C.: DiscoBand: Multiview Depth-Sensing Smartwatch Strap for Hand, Body and Environment Tracking, *Proceedings of the 35th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, UIST '22, New York, NY, USA, Association for Computing Machinery, (online), DOI: 10.1145/3526113.3545634 (2022).
- [36] 高田峻介, 志築文太郎, 高橋 伸: GROVE: 導電繊維編み込み手袋を用いた手形状計測手法, 第 25 回インタラクティブシステムとソフトウェアに関するワークショップ論文集, WISS '17, 日本ソフトウェア科学会, pp. 77–82 (2017).
- [37] 晃誠永山, 峻介高田: 導電繊維編み込み靴下を用いた足首および足趾の曲げ計測手法, 第 85 回全国大会講演論文集, Vol. 2023, No. 1, pp. 245–246 (2023).
- [38] Enokibori, Y. and Mase, K.: Human joint angle estimation with an e-textile sensor, *Proceedings of the 2014 ACM International Symposium on Wearable Computers*, ISWC '14, New York, NY, USA, Association for Computing Machinery, pp. 129–130 (online), DOI: 10.1145/2634317.2634331 (2014).
- [39] adafruit: Sensors/Touch/Piezoelectric Ribbon Sensor-2feet/600mm long, <https://www.ultraleap.com/product/leap-motion-controller>.
- [40] 日本リハビリテーション医学会: 関節可動域表示ならびに測定法改訂について (2022 年 4 月改訂), *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 58, No. 10, pp. 1188–1200 (オンライン), DOI: 10.2490/jjrmc.58.1188 (2021).
- [41] 岡田一志, 大井 翔, 松村耕平, 野間春生: ペングリップ型デバイスを用いた個人認証の提案, 情報処理学会 インタラクション 2019 論文集, pp. 641–643 (2019).