

同種複数センサの近接配置による衣類型センサの 位置ずれ対策の検討

並川 真也^{1,a)} 榎堀 優^{1,b)} 間瀬 健二^{1,c)}

概要: ウェアラブルセンサで生体情報を取得する手法では, 衣類へセンサを組み込む試みが行われている。しかしながら, 衣類型センサの問題の 1 つとして, 服がずれることでセンサの位置が変わり, 誤差が増大する位置ずれがある。そこで, 計測部位にセンサを複数本近接配置し, それらの中から最適なセンサを採用することで, 衣類型センサの位置ずれ問題に対応できる手法を提案する。本稿では, 伸縮により抵抗値が変化する紐状の組紐センサを同種複数近接配置した衣類型センサを使い肘関節角度の計測における位置ずれ対策を試みた。複数の近接配置されたセンサの中から, 推奨計測位置に最も近いセンサを選択的に利用することで推定誤差を低減させる手法である。多くの推奨計測位置が SN 比向上を狙う上で, 最もセンサ値の変動する箇所であることから, センサ出力値の変動が最も大きなものを最適センサとして選択する方法で行った。結果, 2つのセンサ配置し, どちらかのセンサを固定的に利用した場合の誤差は 33.18 ± 13.83 度, 43.40 ± 27.37 度であり, 提案手法を用いた場合の誤差は 29.31 ± 11.61 度だった。提案手法による誤差が最も少なく, 位置ずれ誤差に対して提案手法が有効である可能性が示唆された。

A Study of Sensor-Displacement-Error Reduction Based on Closely-Installed Multiple Sensors

SHINYA NAMIKAWA^{1,a)} YU ENOKIBORI^{1,b)} KENJI MASE^{1,c)}

1. はじめに

スポーツやものづくり技術, 日常生活行動などをウェアラブルセンサを用いて解析する研究が盛んである。また, ウェアラブルセンサで生体情報を取得する手法では, 衣類へセンサを組み込む試みも行われている。センサを組み込んだ衣類型センサには, LifeShirt[1], Wealthy[2], MyHeart[3], MagIC[4], hitoe[5] などがある。

しかしながら, 衣類型センサの問題点の 1 つとして, 服がずれることでセンサの位置が変わり, 誤差が増大する位置ずれがある。そこで計測部位にセンサを複数近接配置し, その中から最適なセンサを選択的に利用することで, 衣類型センサの位置ずれ問題に対応できる手法を提案する。本稿では, 伸縮により抵抗値が変化する紐状の組紐センサ [6]

を 3 本近接配置した衣類型センサで, 肘の関節角の計測における位置ずれ対策を試みた。実験では, センサを固定してずれがない状態, センサを固定せずに自然に発生したずれがある状態, 及び, センサを固定せずに恣意的に発生させたずれがある状態で計測し, 各センサを固定的に利用した場合と提案手法により動的にセンサを選択した場合の推定誤差を比較した。

以下, 本稿は第 2 章で関連研究を紹介し, 第 3 章で使用センサについて述べる。第 4 章で, 提案手法について説明し, 第 5 章で衣類型センサを使った肘曲げ動作の関節角度推定の実験について述べ, 第 6 章でまとめを述べる。

2. 関連研究

衣類型センサは様々な種類のものが提案されている。コイルなどのメカニカルパーツを用いた呼吸器計測衣類である LifeShirt や, 布状センサを用いて呼吸や心拍などを計測できる Wealthy, MyHeart, MagIC, hitoe 等がある。我々のプロジェクト [7] でも, 布をベースとした伸縮セン

¹ 名古屋大学 大学院情報科学研究科
Graduate School of Information Science, Nagoya University
^{a)} namikawa@cmc.ss.is.nagoya-u.ac.jp
^{b)} enokibori@is.nagoya-u.ac.jp
^{c)} mase@nagoya-u.jp



図 1 伸縮組紐センサ

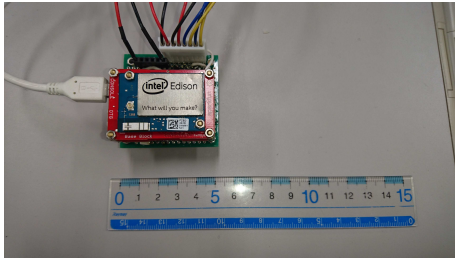


図 2 作成した計測器の外観

サを衣類に組み込み、肘関節角度計測する衣類型センサを作成した。

しかしながら、これらの衣類型センサには、装着を継続すると体周囲にそった回転、袖のズリ上がりやシワの発生などによりセンサの位置がずれてしまうという問題がある。Giobarto[8]らは、モーションキャプチャを使い、装着者が動くことで発生するずれと着脱衣時に位置が変わることによって発生するずれに対して、服のサイズや素材を変えることでどのように変化するかを検証した。Harms[9]らは、加速度センサを装着した際に皮膚と服の間に生まれる誤差のモデルを作成した。肩のリハビリ動作の分類を行い、作成したモデルの評価をした。センサの位置ずれについては、我々のプロジェクト[10]でも取り扱っている。日常生活中で、飲水動作やドアノブ旋回動作などの肘関節角度がおおよそ一定となる動作に着目し、その動作時のデータを用いてずれによる推定精度低下を補正する手法を検討した。この手法により推定誤差の削減が可能となった。一方で、効果がなかった場合や逆に悪化した場合も散見している。

衣類型センサの位置ずれに対しては上記のような議論がされているが、複数のセンサを利用しずれを低減する手法については十分に議論されていない。

3. 複数の伸縮組紐センサを近接配置した肘関節角度計測ウェア

3.1 伸縮組紐センサ

図 1 に今回使用した伸縮組紐センサを示す。本センサは導電性繊維とゴム繊維を用いて伸縮する組紐として構築したものである。組紐全体に導電性があり、伸縮に伴い導電性繊維間に隙間が発生することで、電気抵抗が増加する。組紐センサの電気抵抗値を計測することで、センサの伸縮量が計測可能である。伸縮センサの伸縮を計測する回路の外観を図 2 に示し、回路図を図 3 に示す。本回路は Intel Edison をベースに構築した。図 3 に示す計測回路から電圧

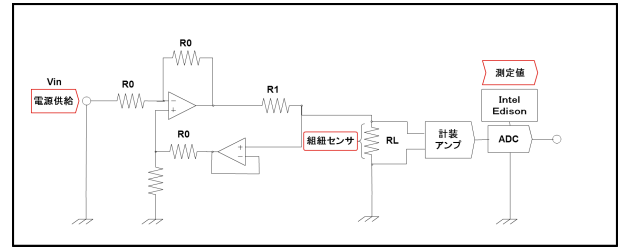


図 3 計測回路図



図 4 肘関節角度計測ウェア



図 5 肘関節角度計測サポータ

で結果を出力し、SparkFun 製の Intel Edison Blocks ADC Block で量子化する。定電流回路は抵抗 RL (組紐センサ) に定電流 V_{in}/R_1 が流れる回路である。 R_0 には同じ抵抗を用いる。このままでは、出力電圧が小さく抵抗変化による電圧の変化量の計測が困難なため計装アンプで電圧を増幅した。

3.2 肘関節角度計測ウェア

図 4 に本研究で作成した肘関節角度計測ウェアを示す。本実験では、センサを縫い付ける衣類として着圧ウェアを用いた。肘関節角度を計測するために、肘部分に組紐センサを 3 本近接配置した。図 4 に示す肘関節角度計測ウェアは、スポーツの際に使われるウェアで動作を妨げず、自然に肘を動かすことができ、通常の衣類と同様に位置ずれが発生する。図 4 に示すように近接配置した 3 本のセンサを、左センサ、中央センサ、右センサと呼称する。ただし、この中の右センサは自作回路の動作不良により、計測が不完全であったことが事後に判明したため、以後の議論では用いていない。

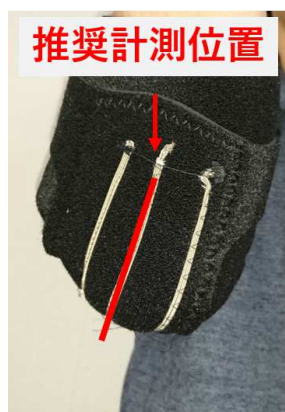


図 6 肘関節角度計測サポータの装着例

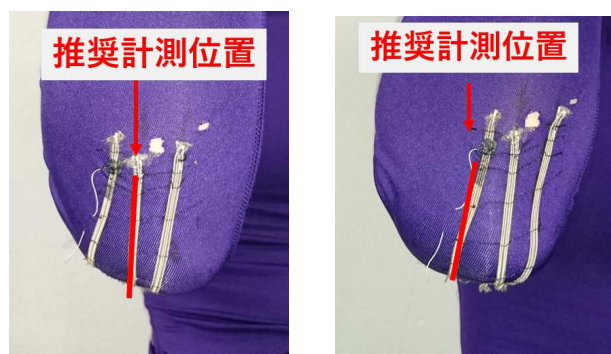


図 7 肘関節角度計測ウェアの装着例

3.3 肘関節角度計測サポータ

上記で述べた肘関節角度計測ウェアの他に、位置ずれが発生しない場合の推定誤差を検証するため、図 5 に示す肘関節角度計測サポータを構築した。肘関節角度計測サポータは、肘に強く固定することができるため、センサの位置ずれの発生がごく微量である。配置したセンサの位置や本数、呼称などは肘関節角度計測ウェアと同様である。

4. 適切センサ選択による位置ずれ誤差低減

図 6 に肘関節角度計測サポータ、図 7 に肘関節角度計測ウェアの装着例を示す。この中で最適な計測位置 (推奨計測位置) は図中赤線で示した場所である。これは最も大きくセンサ値が変動する箇所であり、SN 比を高く保てる為である。しかしながら、強く固定されていない肘関節角度計測ウェアを継続的に利用していると、位置ずれによって推奨計測位置からセンサがずれてしまい、誤差が増大する。

したがって、本稿では同種センサを複数近接配置し、その中から最も推奨計測位置に近いと考えられるセンサを選択することで位置ずれ誤差を軽減する。推奨計測位置に最も近いセンサの判別は、一定期間のセンサ値変化量の大小比較で実施した。推奨計測位置は変化量が最も大きい箇所であるため、複数のセンサの中で最も変化量大きいセンサを採用することで、推奨計測位置に最も近いセンサを選択可能である。



図 8 モーションキャプチャのマーカ位置

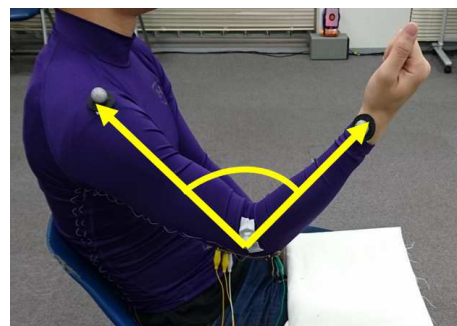


図 9 モーションキャプチャにより計測する肘関節角度

5. 性能評価実験

本研究では、肘関節角度計測ウェア及び肘関節角度計測サポータの計測と同時に、モーションキャプチャによって実際の肘関節角度を取得し、比較検証することで提案手法の性能を評価した。図 8 にモーションキャプチャのマーカ位置を、図 9 にモーションキャプチャによって計測する肘関節角度を示す。被験者の肩、肘の内側、肘の外側、手首の内側、手首の外側にモーションキャプチャのマーカを装着した。図 9 に示すように、内外の肘のマーカの中点から内外の手首のマーカの中点までを前腕ベクトル、内外の肘のマーカの中点から肩のマーカまでを上腕ベクトルとし、前腕ベクトルと上腕ベクトルから肘関節角度を求めた。モーションキャプチャのサンプリングレートは 120Hz、肘関節角度計測ウェアのサンプリングレートは 30Hz である。

5.1 衣類型センサの配置条件

本実験は図 7 に示すように以下の 2 つの配置条件で行った。

条件 (a) 中央センサを肘の中心に配置する

条件 (b) 左センサを肘の中心に配置する

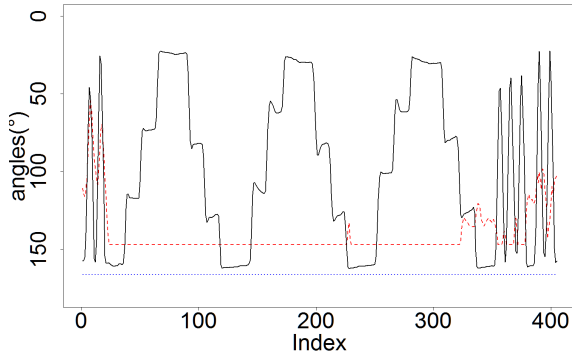


図 10 異常サンプルの例

肘関節角度計測サポータによる計測では位置ずれが発生しない場合の誤差を参考値として計測する目的であったため、条件 (a) のみを計測した。

5.2 実験手順及び被験者

本実験は、単純な肘曲げ動作を以下の手順で行った。

- (1) 肘を 3 回曲げる
- (2) 肘が伸びきった状態から 5 秒ごとに肘を、135 度、90 度、肘が曲がり切った状態までの順で曲げていく。
- (3) 肘が曲がり切った状態から 5 秒ごとに、90 度、135 度、肘が伸びきった状態まで伸ばしていく。
- (4) (1)、(2) を 3 回繰り返す
- (5) 肘を 3 回曲げる

上記を 1 セットとして、各実験条件において 8 セット行った。被験者は 22 歳から 24 歳の男性 8 名である。以上により、本実験で用いたサンプル数は、肘関節角度計測ウェアにおいて 8 名 × 8 セット × 2 条件の計 128 サンプル、肘関節角度計測サポータにおいて 8 名 × 8 セットの 64 サンプルである。

5.3 計測値の前処理

5.3.1 計測異常サンプルの除外

実験後にサンプルを精査したところ、回路に起因すると思われる計測異常が散見された。図 10 に異常サンプルの例を示す。図 10 の黒線はモーションキャプチャの計測値、青点線は中央センサ計測値、赤破線は左センサの計測値である。図 10 のように中央、左センサ共にほぼフラットな計測値となり、明らかに正確に計測できていないと思われる。原因は、自作回路の接触不良による動作不良などが考えられる。本稿ではこれらの計測異常サンプルは除外して各種検討を実施した。全サンプルのうち、肘関節角度計測ウェアでは、条件 (a) で 12 サンプル、条件 (c) で 10 サンプルが異常サンプルであった。肘関節角度計測サポータにおいては、11 サンプルが異常サンプルであった。

5.3.2 計測値の正規化

肘関節角度計測ウェアで取得したデータは式 (1) を用い、

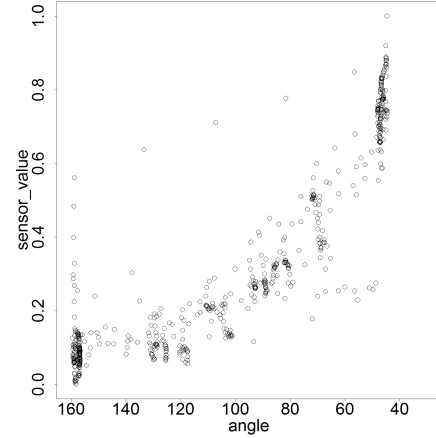


図 11 肘関節角度とセンサ出力値の関係

キャリブレーション用サンプル基準で正規化した。

$$\dot{D}_i = \frac{x_i - Min}{Max - Min} \quad (1)$$

x_i は被験者毎の肘関節角度計測ウェアの計測値、Max と Min は後述する肘関節角度計測ウェアのキャリブレーション時の最大値と最小値である。

5.3.3 線形変化値への変換

図 11 に条件 (b) で計測した結果を、横軸にモーションキャプチャで取得した実際の肘関節角度、縦軸にその時の正規化したセンサ出力値をプロットしたグラフを示す。図 11 より、モーションキャプチャで計測した肘関節角度に比べて、肘関節角度計測ウェアの計測値は、肘が伸びているときに変化量が小さく、曲がっていくにしたがって変化量が大きくなる。このことから、センサ出力値は指数関数のように変化しているのではないかと考えられ、センサ計測値は対数関数を取る必要があると考えられた。よって、式 (2) を用い、正規化した計測値の対数を取り、線形変化値へ変換した。

$$\ddot{D}_i = \log((\max(\dot{D}_i, 0) * e_i) + 1) \quad (2)$$

$\dot{D}_i$ はキャリブレーション用サンプルを基準として正規化しているため、計測値がキャリブレーション時の最小値を下回った場合に $\dot{D}_i$ が負の値になる。そのため、負の値になった場合は 0 とすることにした。これにより、値は 0 以上の範囲を取るため、 e_i を変化させることにより、カーブフィッティングが可能となった。なお、 e_i は次節でキャリブレーションによって決定する。また、対数をとる前に 1 を足し、変換後の値が 0 以上の整数値をとるようにした。

5.4 センサのキャリブレーション

位置ずれが最も少ないと見込まれる各実験条件の最初の 1 サンプルをキャリブレーションに用いた。キャリブレーションは被験者ごとに実施し、中央のセンサは条件 (a)、左センサは条件 (b) を用いて行った。キャリブレーションは、センサの計測値とモーションキャプチャによって取得した

表 1 学習時の計測誤差

	誤差 (度)		
肘関節角度計測サポータ (中央センサ)	15.09	±	3.00
肘関節角度計測ウェア (中央センサ)	21.2	±	7.15
肘関節角度計測ウェア (左センサ)	14.95	±	3.30

表 2 肘関節角度計測サポータの推定誤差

	条件 (a)		
肘関節角度計測サポータ	17.58	±	4.06

表 3 肘関節角度計測ウェアの推定誤差比較

センサ	条件 (a)	条件 (b)	条件 (a) + 条件 (b)
中央	32.88 ± 15.82	33.46 ± 11.74	33.18 ± 13.83
左	62.28 ± 26.28	24.52 ± 9.71	43.40 ± 27.37
提案手法	29.64 ± 11.97	29.03 ± 11.39	29.31 ± 11.61

条件 (a): 中央センサ 中央配置

条件 (b): 左センサ 中央配置

実際の肘関節角度を使い、式 (3) に示す線形回帰式で行った。また、前述した計測値の処理のために、キャリブレーション時のセンサ計測値の最大値と最小値を取得し、 e_i の推定も合わせて行った。

$$Y = aX + b \quad (3)$$

X は前処理をしたセンサ計測値 $\ddot{D}_i$ 、 Y はモーションキャプチャによって取得した実際の肘関節角度である。式 (3) の a 、 b 及び式 (2) の e^i のパラメータを学習する。

5.5 実験結果

5.5.1 提案手法による誤差の軽減

表 1 にキャリブレーションによって学習をした時の計測誤差、表 2 に肘関節角度計測サポータを用いた場合の推定誤差、表 3 に肘関節角度計測ウェアを用い、条件 (a) 及び条件 (b) で 1 本のセンサのみを固定的に利用した場合と 2 本のセンサを動的に選択した提案手法による推定誤差を示す。本実験では、提案手法によるセンサの選択はサンプルごとに行っており、1 回のサンプルで最大値と最小値の差が一番大きいセンサを選択している。

表 1 に示すとおり、学習段階では肘関節角度計測ウェアにおいても推奨計測位置から大きく外れることはなく、肘関節角度計測サポータを用いた場合とほぼ同様の計測誤差となっている。中央センサの計測誤差が他と比べて大きめであるが、これは計測内においても少量の位置ずれが発生したためだと見込まれる。また、表 3 より中央センサが中央配置された条件下で中央センサを用いた場合の推定誤差、左センサが中央配置された条件下で左センサを用いた場合の推定誤差は、それぞれ 32.88 ± 15.82 度、 24.52 ± 9.71 度であり、表 2 に示した肘関節角度計測サポータを用いて位置ずれを抑制した場合の推定誤差 17.58 ± 4.06 度よりも平均値も分散も大きくなっている。これも位置ずれによる推定誤差増大が発生しているものと考えられる。

推奨計測位置に配置されてないセンサを用いた場合の推定誤差は、中央センサが中央配置された条件下で左センサを用いた場合、左センサが中央配置された条件下で中央センサを用いた場合のそれぞれで 62.28 ± 26.28 度、 33.46 ± 11.74 度となり、適切なセンサが用いられた場合の 32.88 ± 15.82 度、 24.52 ± 9.71 度よりも推定誤差が大きくなっている。したがって、動的に適切なセンサを選択することは有効であると考えられる。

中央センサが中央配置された場合、左センサが中央配置された場合の各条件下で提案手法による最適センサ選択を用いた場合、それぞれの推定誤差は 29.64 ± 11.97 度、 29.03 ± 11.39 度であった。結果として、中央センサ中央配置の場合において推定誤差が低減している。これは 8 回のサンプルを連続して計測している中で発生した位置ずれへ対応できたことにより、誤差が向低減したものと考えられる。一方で、左センサ中央配置の場合では誤差が増大した。しかしながら、どちらの条件下においても同程度の推定誤差を示しており、提案手法は安定的な推定誤差提示に有効である可能性が示唆された。

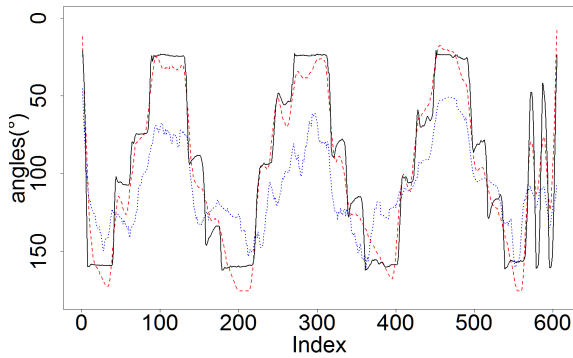
また、全条件を平易に扱った場合の推定誤差は、中央センサを推定に用いた場合に 33.18 ± 13.83 度、左センサを推定に用いた場合に 43.40 ± 27.37 度であり、提案手法により最適なセンサを選択した場合における推定誤差 29.31 ± 11.61 度が最も高く、位置ずれが発生する環境下における総合的な推定誤差低減に提案手法が有効であると考えられる。

5.5.2 提案手法により選択したセンサの例

図 12 に肘関節角度計測ウェアで中央センサを肘の中央に配置した場合の推定結果を、図 13 に肘関節角度計測ウェアで左センサを中央に配置した場合の推定結果を示す。図 12 及び図 13 の黒線はモーションキャプチャによる肘関節角度の計測値、赤線は中央センサでの推定値、青線は左センサでの推定値を示す。赤線と青線のうち破線で描かれているほうが提案手法により選択した値である。

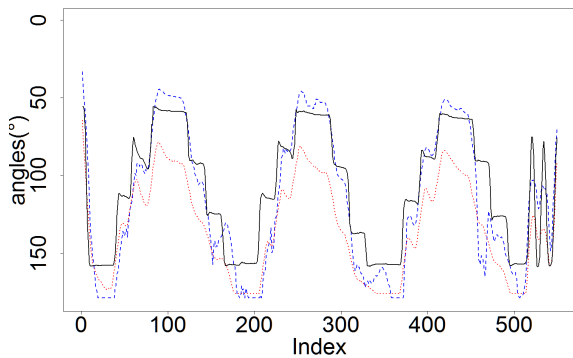
図 12 及び図 13 では、黒線に近いほうの値が選択されているように見える。最小 2 乗誤差を見ても、図 12 における中央センサ推定結果との誤差は 13.81 度、左センサの推定結果との誤差は 35.43 度、図 13 における中央センサの推定結果との誤差は 27.91 度、左センサの推定結果との誤差は 20.06 度である。よって、提案手法により誤差が小さいほうが選択されていることがわかる。

一方、提案手法により誤差が増大したケースも存在する。例を図 14 に示す。図 14 では、中央センサの推定結果との誤差は、 28.13 度、左センサの推定結果との誤差は、 14.01 度であったが、提案手法では中央センサが選択されている。図 14 によると、左端においてのみ、中央センサの値が左センサよりも高くなっており、それ以降は概ね左センサの値が大きい状態が続いている。したがって、左端の曲げ伸



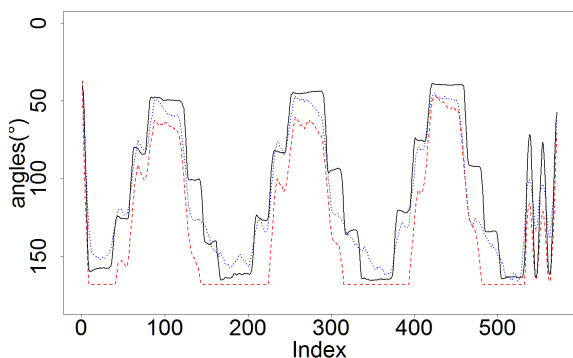
赤破線：提案手法により選択されたセンサ中央センサ
青点線：提案手法により選択されなかった左センサ
黒実線：モーションキャプチャによる肘関節角度計測値
条件 (a)：中央センサを中央に配置

図 12 条件 (a) のでの結果例



赤点線：提案手法により選択されなかった中央センサ
青破線：提案手法により選択された左センサ
黒実線：モーションキャプチャによる肘関節角度計測値
条件 (b)：左センサを中央配置

図 13 条件 (b) のでの結果の例



赤破線：提案手法により選択された中央センサ
青点線：提案手法により選択されなかった左センサ
黒実線：モーションキャプチャによる肘関節角度計測値
条件 (b)：左センサを中央配置

図 14 提案手法による選択が誤っている例

ばしが終了した後に位置ずれが発生したため、サンプル全体に適用するには不適切なセンサが選択された可能性がある。本稿では1サンプルごとに変化量の比較を行っている

ため、1 サンプルの時間が長く、その中で位置ずれが発生してしまうと誤差が大きくなる。したがって、適切な長さのスライディングウィンドウで変化量を比較し、連続的に最適なセンサを選択することで、より更なる誤差低減の可能性がある。

6. まとめ

本稿では、複数のセンサを利用し、その中から最適なセンサを選択することで、衣類型センサの位置ずれ誤差の低減を試みた。一般的にセンサ値の変動が、最も大きく、SN比を高く保てる箇所を推奨計測位置とする。そこで、センサ値の変化量が最も大きいセンサを選択することにより、推奨計測位置に最も近いセンサを選択し、誤差を低減可能であると考え、検討を実施した。実験では、肘関節角度計測ウェアとモーションキャプチャで同時に肘関節角度を計測し、肘関節角度計測ウェアの出力値から肘関節角度の推定を行った。結果として、センサを1本しか使わない場合の最小2乗誤差は、肘関節角度計測ウェアの中央センサのみを固定的に利用した場合に 33.18 ± 13.83 度、左センサのみを固定的に利用した場合に 43.40 ± 27.37 度であった。動的にセンサを選択する提案手法の場合は、最小2乗誤差が、 29.31 ± 11.61 度まで改善できた。

したがって、複数のセンサを使い最適なセンサを選択することで、衣類型センサの課題の1つとなっている位置ずれの誤差を軽減できることが示唆された。今後は、近接配置するセンサを増やし、より詳細な検証を進める。

謝辞

本研究の一部はJPSJ 科研費 15H02736, 26280074 の支援を受けたものです。

参考文献

- [1] Frank H.Wilhelm, Walton T. Roth, Marvin A. Sackner, "The LifeShirt An Advanced System for Ambulatory Measurement of Respiratory and Cardiac Function," Behavior Modification, vol.27,No.5,pp.671-691,2003.
- [2] Rita Paradiso, Giannicola Loriga, and Nicola Taccini, "A wearable health care system based on knitted integrated sensors," Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on, Vol.9,No.3,pp.37-344,2005.
- [3] M. Pacelli, G.Loriga, N.Taccini and R. Paradiso, "Sensing fabrics for monitoring physiological and biomechanical variables," E-textile solutions, Proceedings of the 3rd IEEE-EMBS, 2006.
- [4] Marco Di Rienzo, et al, "Textile technology for the vital signs monitoring in telemedicine and extreme environments," Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on, vol.14, No.3, pp.711-717, 2010.
- [5] 高河原和彦, 小野一善, 小田直規, 勅使川原 崇, "業界の垣根を超えて結実したウェアラブルセンサ — hitoe 技術," NTT 技術ジャーナル, Vol.26, No.5, pp.42-44, 2014.
- [6] 並川真也, 榎堀優, 間瀬健二, "伸縮による抵抗変化を利用した組紐センサの基礎検討," 情報処理学会, インタラク

ション 2016.

- [7] Yu Enokibori, and Kenji Mase “Human joint angle estimation with an e-textile sensor,” Proceedings of the 2014 ACM International Symposium onWearable Computers,ACM, 2014.
- [8] Guido Gioberto, “Positioning and Drift in Garment-Integrated Wearable Sensing,” In Proc.ISWC2012, 64-71.
- [9] H. Harms, O. Amft, and G. Trster, “Modeling and simulation of sensor orientation error in garments,” In Proc.BodyNets2009,20.
- [10] 榎堀優, 林大雅, 間瀬健二, “布センサによる肘関節角度推定における日常生活姿勢を用いたズレ補正手法の検討,” マルチメディア, 分散, 協調とモバイルシンポジウム (DICOMO2015) 論文集, pp.821-830.