

## 小型のウェアラブルセンサを用いた姿勢計測

鷺澤史歩<sup>†1</sup> 中田康之<sup>†1</sup> 猪又明大<sup>†1</sup> 柳沼義典<sup>†1</sup>

本研究では、健康管理や作業管理のための姿勢モニタリングを目的として開発した、小型軽量で長時間連続稼働可能なウェアラブルセンサを用いて、オフィスでのデスクワーク中の上半身の姿勢を可視化し分類する手法を報告する。

上半身の姿勢は、複数センサの3軸加速度信号を用い、背中表面に沿った2次曲線として表現した。可視化結果を静止画と比較して目視確認した所、デスクワーク中の姿勢を正しく表現出来ており、本手法の有効性を確認できた。また、単一センサの3軸加速度信号を用い、ユーザの姿勢を予め定めた代表的な姿勢へ分類することで、オフィス業務中の大まかな姿勢変化を検出し、業務時間中の大まかな姿勢変化や代表的な姿勢での滞在時間を可視化することが出来た。

開発した小型のウェアラブルセンサをリアルタイムの姿勢計測に応用することで、腰に負担がかからない姿勢の指導などが可能であると考えている。

### 1. はじめに

姿勢は、日本人の約 2800 万人が悩んでいるとの報告がある腰痛 [1] と関係が深く [2]、早期予防・改善のためには日常的に姿勢を観察することが望ましいとされる。例えば、重量物の持ち上げ動作において、熟練作業者と初心者の木目細かい姿勢変化を可視化し比較することで、腰に負担がかかる要因を詳細に調査することが出来る。また、日常業務中に無意識に取っている大まかな姿勢を手軽に観察することができれば、日々の姿勢を見直すきっかけになる。

しかしながら、姿勢計測で多用されている光学式モーションキャプチャシステム [3] は、複数台のカメラを設置するために広い空間を確保する必要があること、カメラ視野外の広範囲にわたる活動を計測出来ないこと、着席時に反射マーカーが隠れた場合正確なデータを取得できないことなどから、日常的な計測には不向きである。一方、ウェアラブルセンサを用いた計測システムの場合、小規模かつ計測部位や計測範囲に囚われないため、様々な環境に適応できる [4, 5]。装着箇所の制約やユーザの負荷を考慮すると、ウェアラブルセンサは小型軽量であることが望ましく、リアルタイムで長期間連続稼働することが望ましい。しかし、従来技術では、小型軽量を目指す計測できる時間が限られてしまうという問題がある。従来、ウェアラブルセンサを用いた上半身の姿勢の測定手法や日常的な動作の分類手法が報告されている。例えば、上半身の姿勢計測に関しては、3軸加速度センサと3軸ジャイロセンサを背中に複数個装着し、座位については4姿勢(前傾・後傾・右側屈・左側屈)に限定した計測例がある [6]。また、日常的な動作の分類に関しては、3軸の加速度センサを腸骨・膝・胸などの箇所に装着し、対象者の日常的な動作を、歩行や階段の上昇降下などといった物理的な活動や立位・座位・臥位などといった状態に分類している [7-10]。しかし、これらの

研究では、腰痛の危険因子であるとの報告がある座位姿勢 [11] において、背中の曲げ伸ばしを含めた姿勢に着目した可視化や分類は行っていない。

本研究では、健康管理や作業管理のための姿勢モニタリングへの活用を目的として開発した、小型軽量で長時間連続稼働可能なウェアラブルセンサ(以下、肌装着型センサ)を用いて、デスクワークを中心とするオフィスでの上半身の姿勢を可視化し分類する手法を報告する。

### 2. 実験手法

#### 2.1 機器構成

姿勢計測に用いた機器を図 1 に示す。加速度・気圧・温度の同時計測が可能な肌装着型センサ、肌装着型センサからワイヤレスでリアルタイムに取得したデータを受信・分析する受信機付きコンピュータ(PC)を用いる。また、実験参加者を実験中にビデオカメラに記録し、姿勢の計測リファレンスとする。肌装着型センサは、サイズが 22.0 mm × 9.9 mm、サンプリング周波数は 128 Hz、無線周波数は 2.4 GHz 帯である。電池は、補聴器用の空気電池を使用しており、全センサ使用時の連続稼働時間は9日間程度である。人体に貼り付けやすいように、薄いアクリル板に両面テープで装着し肌にテープで固定して使用する。

<sup>†1</sup> 株式会社富士通研究所

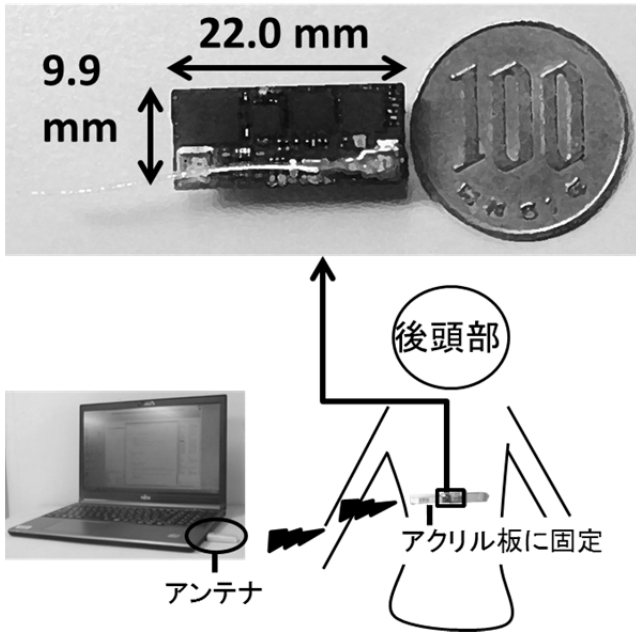


図 1 肌装着型センサと機器構成.

## 2.2 デスクワーク中の姿勢の定義

本報告ではデスクワーク中の椅子に座っている場合の姿勢計測を前提とし、上半身の13種類の代表姿勢を計測する(図2)。姿勢を表現するために、前傾・後傾、左右傾き、猫背・反りの3つのパラメータに着目し、各軸を代表する特徴点として13種類の姿勢(図2“☆”印)を選択する。以下、直座位を基準姿勢とする。

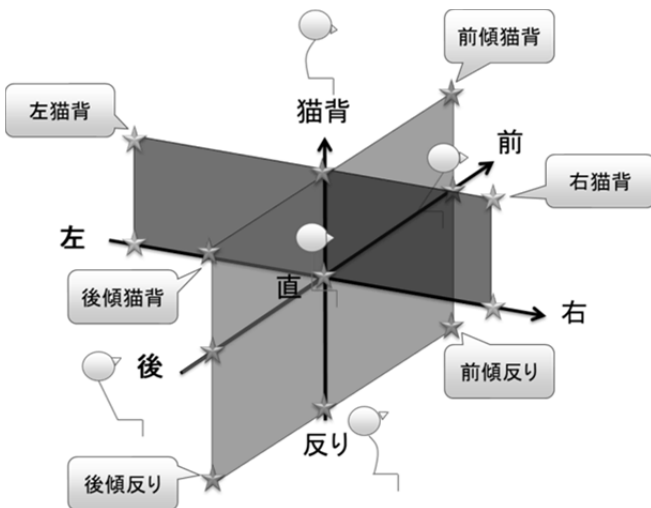


図 2 傾斜と曲がり具合を考慮した代表的な13種類の座位姿勢.

## 2.3 加速度センサを用いた姿勢角度の算出

本研究では、複数の肌装着型センサに搭載されている3軸加速度センサを使用し、重力加速度を基準とするセンサ角度を、図3に示す前額面上および矢状面上に対して算出する。前額面は人体を前後に分け、矢状面は左右に分ける仮定の平面である[12]。3軸加速度センサの出力値を  $x$ ,

$y$ ,  $z$  とすると、鉛直上方に対するセンサ角度は次式で算出できる。単位は[rad]である。

$$\varphi_1 = \tan^{-1}\left(\frac{z}{y}\right), \quad \varphi_2 = \tan^{-1}\left(\frac{-x}{\sqrt{y^2 + z^2}}\right) \quad (1)$$

ここで、 $\varphi_1$  は前額面上のセンサ角度であり、 $\varphi_2$  は矢状面上のセンサ角度である。センサが前額面上で回転して取りつけられている場合がある。それを補正するために、 $\varphi_2$  は  $y$ - $z$  平面上の成分と  $x$  成分との比を用いて算出する。また、基準姿勢でのセンサ角度を  $(\varphi_{01}, \varphi_{02})$ 、任意姿勢でのセンサ角度を  $(\varphi_1, \varphi_2)$  とする。センサ平面と前額面は平行であると仮定すれば、 $x$  軸は前額面の法線方向成分と一致するので、矢状面上の姿勢角度  $\theta_2$  は任意の姿勢でのセンサ角度  $\varphi_2$  と一致する。従って、姿勢角度  $(\theta_1, \theta_2)$  は次式で与えられる。

$$(\theta_1, \theta_2) := (\varphi_1 - \varphi_{01}, \varphi_2) \quad (2)$$

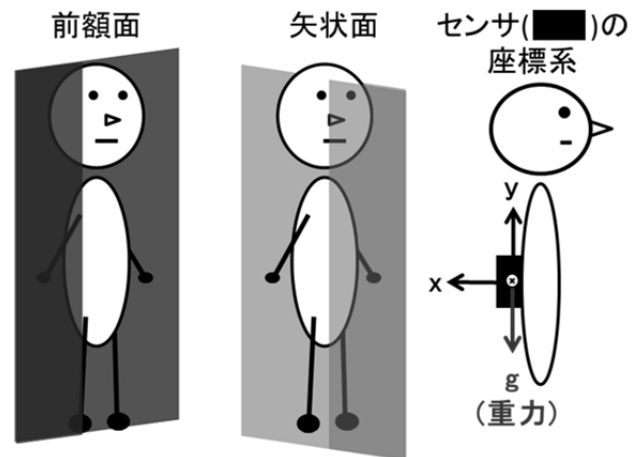


図 3 前額面・矢状面と3軸加速度センサの座標系の関係.

## 3. 上半身姿勢の可視化

本章では、上半身の姿勢を背中表面に沿った2次曲線で表現することを目的とする。3.2節では上半身の姿勢を滑らかな区分的2次曲線として表現する手法を説明し、3.3節では13種類の姿勢を可視化する。

### 3.1 13種類の姿勢計測

実験参加者は1名(40代男性)であり、第7頸椎、第7と第5腰椎の間、第5腰椎上の背中表面にそれぞれ1箇所、計3箇所に肌装着型センサを装着した(図4)。計測回数は直座位を除く12の各姿勢において10回ずつであり、1回ごとに直座位から移行し、10秒間静止した。直座位の計測回数は計60回である。測定時には背もたれがある椅子を使用した。後傾姿勢3種類の際は、肌装着型センサが背もたれにあたって測定に影響しないよう、背もたれを使用しなかった。また前傾姿勢3種類においては、姿勢が維持できるよう机に肘を置き、体を支えた。

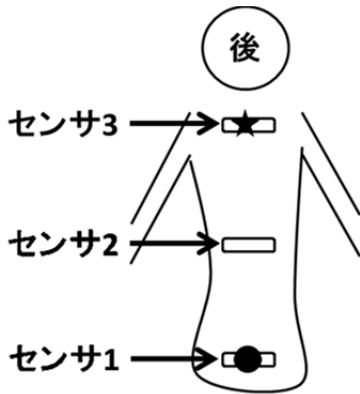


図 4 肌装着型センサの装着箇所。  
(★：第7頸椎，●：第5腰椎)

### 3.2 2次曲線を用いた上半身の姿勢の表現手法

センサ  $i$  の前額面及び矢状面上の角度を  $\theta_{1,i}$ ,  $\theta_{2,i}$  とする。また、センサ  $i$  とセンサ  $i+1$  の距離を  $L_i$  とする。前額面に対して、センサ  $i$  を原点とし、センサ  $i+1$  に至る2次曲線  $y = a_i x^2$  の  $a_i$  は次式で算出できる。

$$\begin{aligned}
 L_i &= \int_0^{x_i} \sqrt{1 + 4a_i^2 x^2} dx \\
 &= \int_0^{x_i} \sqrt{1 + 4a_i y} \frac{dy}{2\sqrt{a_i y}} = \int_0^{x_i} \sqrt{\frac{1}{4a_i y} + 1} dy \\
 &= \frac{1}{8a_i} \left( 4a_i x_i \sqrt{4a_i^2 x_i^2 + 1} - \log \frac{\sqrt{4a_i^2 x_i^2 + 1} - 2a_i x_i}{\sqrt{4a_i^2 x_i^2 + 1} + 2a_i x_i} \right) \quad (3)
 \end{aligned}$$

センサ  $i+1$  のセンサ  $i$  に対する傾きを  $\beta_i = \tan(\theta_{1,i+1} - \theta_{1,i})$  とすると、傾きは関数の一階微分で与えられるので  $2a_i x_i = \beta_i$  より

$$a_i = \frac{1}{8L_i} \left( 2\beta_i \sqrt{\beta_i^2 + 1} - \log \frac{\sqrt{\beta_i^2 + 1} - \beta_i}{\sqrt{\beta_i^2 + 1} + \beta_i} \right) \quad (4)$$

となる。可視化の際には、上記曲線を  $\theta_{1,i} + \pi/2$  だけ回転させる。同様に矢状面上の曲線が算出できる。

### 3.3 13種類の上半身の姿勢の可視化

3.2節の式を用いて表現した13種類の上半身の姿勢をそれぞれ、図5に示す。白線は前額面上の曲線であり、黒線は矢状面上の曲線である。各点はセンサの装着箇所を示している。図5(a)の内、直座位を除く4種は左右へ、図5(b)の8種類は前後へ屈曲する姿勢である。例えば、2種類の右側屈姿勢に着目すると、可視化した姿勢は、”右側屈”よりも”右側屈で猫背”の姿勢の方が前額面上・矢状面上ともに屈曲が深く、重ね合わせた静止画の上半身姿勢に追従できていることが分かる。また、前・後傾姿勢各3種においても、背中中の曲げ伸ばしを含めた姿勢変化は静止画の上半身姿勢に良く一致していることが分かる。上記結果から、前傾・後傾、左右傾き、猫背・反りの3つのパラメー

タで構成される姿勢において、3つのセンサ装着箇所の角度が正しく算出でき、かつ2次曲線で表現する可視化手法の有効性を確認することが出来た。

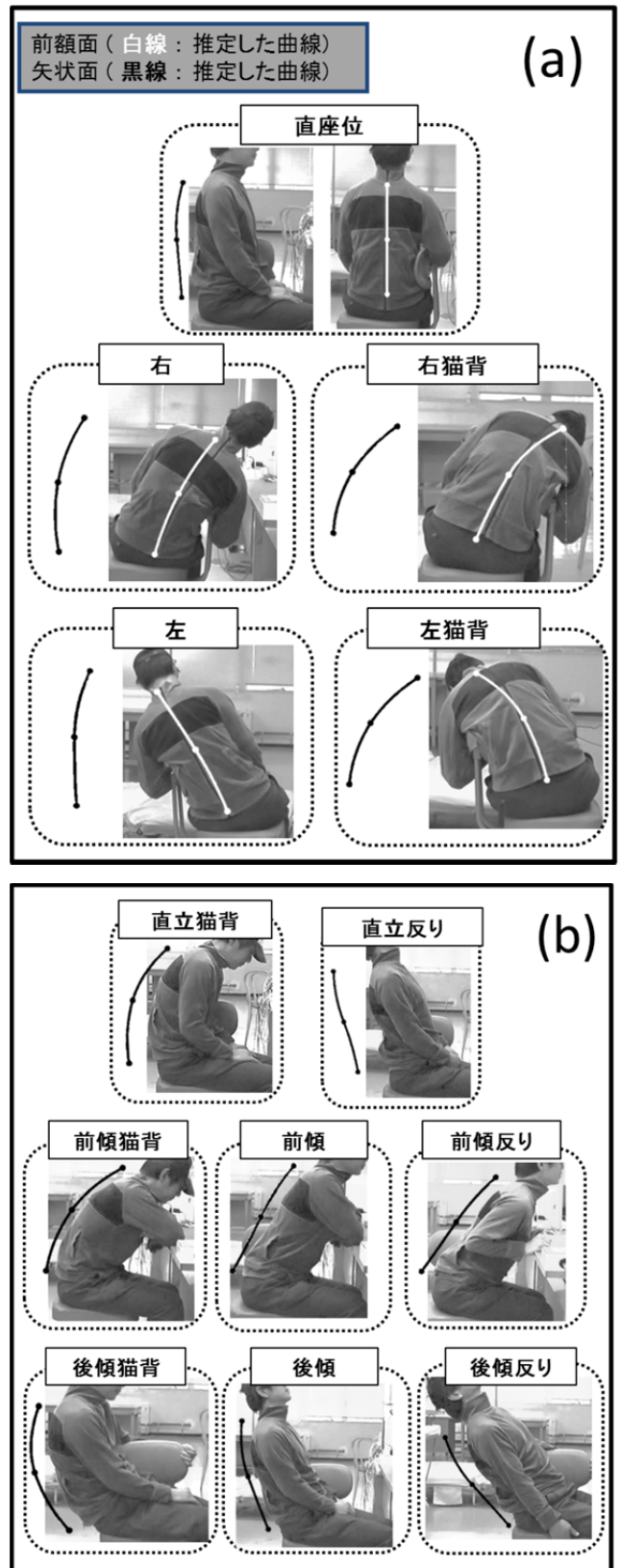


図 5 13種類の上半身の姿勢と静止画の比較  
(白線：前額面，黒線：矢状面。  
(a)：左右方向への屈曲結果，(b)：前後方向への屈曲結果)

## 4. 上半身姿勢の姿勢分類

日常のデスクワーク中に無意識に取っている姿勢を大まかに観察するだけでも、姿勢の気づきによる改善指導につながると考えられる。そこで本章では、姿勢が最も精度よく分類できるセンサ装着箇所を特定し、1日の姿勢変化を代表的な姿勢へ分類することを目的とする。4.3節では2個の3軸加速度センサを組み合わせた分類結果を、4.4節では単一の3軸加速度センサを用いた分類結果を、4.5節では4.4節で特定した箇所に肌装着型センサを装着し、1日の姿勢を計測・分類した結果を報告する。

### 4.1 姿勢分類に最適な装着箇所の計測

実験参加者は5名(20-40代男性)であり、背中に8箇所、腰骨の左右に2箇所、計10箇所に肌装着型センサを装着した。センサの取り付け箇所が体格に影響されないように、第7頸椎および第5腰椎の間に、背骨に沿って等間隔に配置した(図6)。計測した姿勢は3章と同じである。

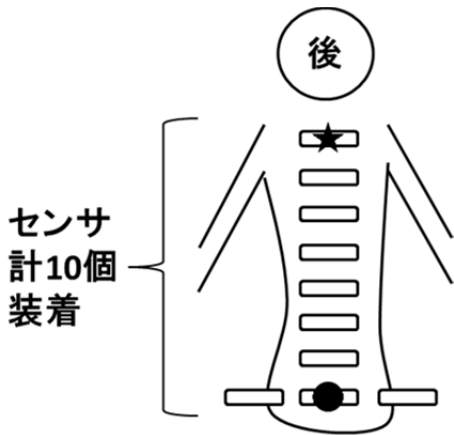


図6 肌装着型センサの装着部位。  
(★: 第7頸椎, ●: 第5腰椎)

### 4.2 確率分布の計算方法

3.1節で示した実験方法に従って、姿勢角度  $\theta = \{\theta_{1,i}, \theta_{2,i}, \theta_{1,ii}, \theta_{2,ii}\}, i, ii (ii \neq i) = \{1, 2, \dots, 10\}$  を算出し、各姿勢  $j$  の姿勢角度の平均ベクトル ( $\bar{\theta}_j$ )・共分散行列 ( $A_j$ ) を求めて、多次元正規分布を作成した。分類すべき角度  $\theta$  が姿勢  $j$  に属する確率  $P_j(\theta)$  は次式で計算する。d は次元数である。

$$P_j(\theta) = \frac{1}{(\sqrt{2\pi})^d \sqrt{|A_j|}} e^{-\frac{1}{2}(\theta - \bar{\theta}_j)^T A_j^{-1} (\theta - \bar{\theta}_j)} \quad (5)$$

姿勢角度  $\theta$  の分類は、確率  $P_j(\theta)$  が最も高い姿勢に属するものとした。尚、多次元正規分布は実験参加者別に作成した。

### 4.3 最適なセンサ装着箇所の選定 (センサ2個)

背中に装着したセンサの内、2箇所のセンサを組み合わせ、姿勢分類を行った。組み合わせ数は計45通りである。

上式で確率を算出する際、分散の極めて小さい方向が存在すると、共分散行列の逆行列の精度が劣化するという問

題がある。そこで、この問題を解決するために、主成分分析を適用した。具体的には、固有値の小さい方向(固有ベクトル方向)を無視して、対象とする空間の次元を下げる手段を取った。今の場合、共分散行列を固有値分解した後、最大固有値に比べて極端に小さい固有値に対応する固有ベクトル方向を棄却することに等しい。共分散行列  $A$  の固有値と固有ベクトルは次式で得られる。

$$A = Q\Lambda Q^T, Q = (q_1, \dots, q_d), \Lambda = \text{diag}(\lambda_1, \dots, \lambda_d) \text{ ただし, } \lambda_1, \dots, \lambda_d \text{ は降順とする.}$$

ここでは、棄却する固有ベクトルを累積寄与率により決定する。累積寄与率は次式で定義される。

$$\xi(n) := \frac{\sum_{k=1}^n \lambda_k}{\sum_{j=1}^d \lambda_j} \quad (6)$$

$\xi(n)$  は固有ベクトル  $q_1, \dots, q_d$  が張る部分空間の元のデータ分布に対する表現能力を示している。共分散行列  $A$  に対し、 $\xi(n)$  が  $\xi_c$  (今回は0.999とした)以上になる最小の  $n$  を  $n_c$  と書く。 $n_c$  が得られたとき、分類すべき角度  $\theta$  の姿勢  $j$  に属する確率  $P_j(\theta)$  は以下のように書き直せる。

$$P_j(\theta) = \frac{1}{(\sqrt{2\pi})^{n_c} \sqrt{|\tilde{A}_j|}} e^{-\frac{1}{2}(\theta - \bar{\theta}_j)^T \tilde{A}_j^{-1} (\theta - \bar{\theta}_j)} \quad (7)$$

ただし、

$$\begin{aligned} \tilde{A}_j &= \tilde{Q}_j \tilde{\Lambda}_j \tilde{Q}_j^T, \tilde{A}_j^{-1} = \tilde{Q}_j \tilde{\Lambda}_j^{-1} \tilde{Q}_j^T \\ \tilde{Q} &= (q_1, \dots, q_{n_c}) \\ \tilde{\Lambda} &= (\lambda_1, \dots, \lambda_{n_c}) \end{aligned}$$

である。

各箇所を組み合わせた際の正解率は10-fold交差検定で求めた。各姿勢が1回ずつ含まれるよう計測を10分割し、9分割から  $P_j(\theta)$  を計算して1分割の姿勢を分類した。その後、正解の姿勢と比較し、正解率を求めることを10回繰り返し、組み合わせごとに正解率を求めた。その結果、どの2箇所の組み合わせでも90%以上の正解率となった。特に、上から1, 2, 3, 4, 5番目のセンサから2個を選択し組み合わせた場合は、5名とも正解率は95%以上であった。

### 4.4 最適なセンサ装着箇所の選定 (センサ1個)

4.3節と同様に、ただし単一のセンサのみで姿勢分類を行った。図7に5名の正解率を記す。例えばAさんの場合、1番上に装着したセンサのみで代表的な姿勢を分類した結果、90%以上の正解率だったことを示す。全50箇所(10箇所×5名)のうち2箇所を除き、正解率は80%以上だった。中でも、上から2, 4番目は、5名とも正解率が90%以上だった。個別に見ると、姿勢分類の正解率が最も高かった箇所は、Aさんは上から2番目(約97%)、Bさんは下から1番目と2番目(同率で約96%)、Cさんは上から3番目と下から2番目(同率で約92%)、Dさんは上から2番目(約98%)、Eさんは上から4番目と下から1番目(同率で約93%)であった。この結果より、特定の箇所に限定すれば単一のセンサ

のみでも高精度に姿勢を分類できることが分かる。

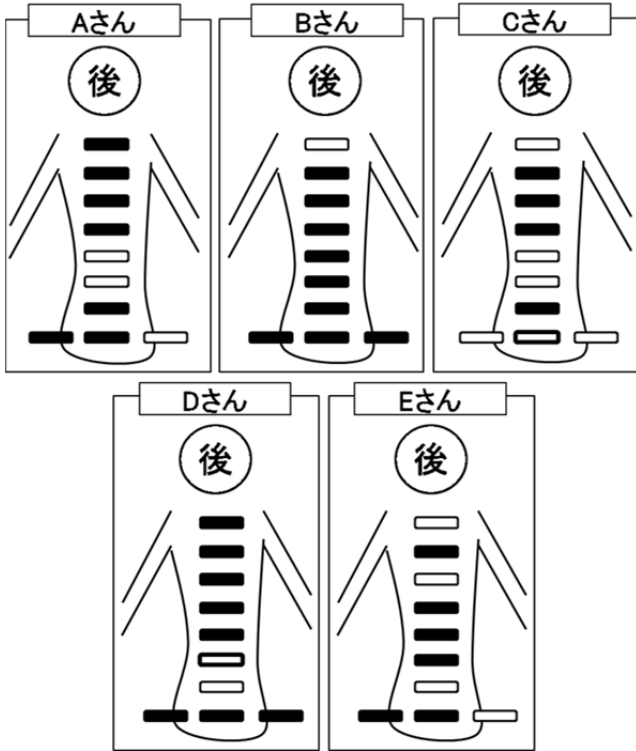


図 7 装着箇所別の正解率の結果姿勢分類に最適な箇所.  
(太枠:70%台, 細枠:80%台, 黒塗りつぶし:90%台の正解率)

正解率が高くなる要因は、同一姿勢内の角度の分散が小さく、姿勢間の角度の分散が大きいためである。図 8 に、D さんの上から 2 番目のセンサと下から 2 番目のセンサの 13 の各姿勢の角度をプロットした結果を示す。例えば前傾(図 8 “\*” 印)と前傾反り(図 8 “・” 印)や左側屈(図 8 “☆” 印)と左側屈で猫背(図 8 “◇” 印)の角度分布を比較すると、上から 2 番目のセンサの方が姿勢内での角度の分散に対して姿勢間の角度の分散が相対的に大きかった。従って、図 7 において白抜きとなっている正解率 70% 台、80% 台の装着箇所は、2 つ以上の姿勢が混在するなど、姿勢内の分散が大きく、姿勢間の分散が小さかったと考えられる。

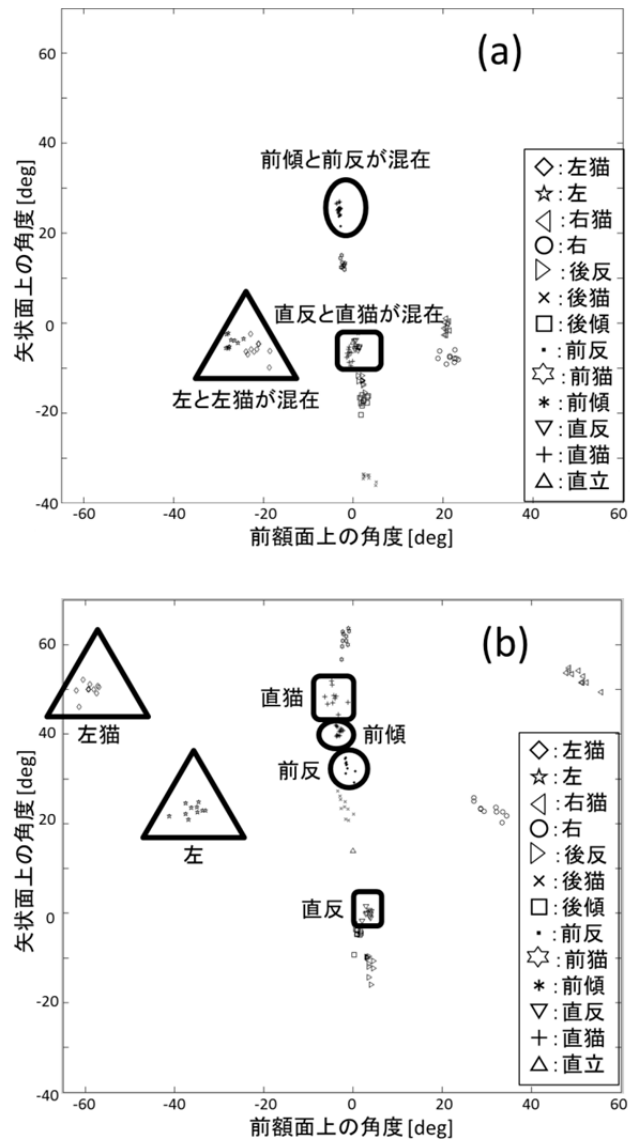


図 8 装着箇所毎の角度分布の例  
(a): 下から 2 番目のセンサ, (b): 上から 2 番目のセンサ)

#### 4.5 オフィス業務中の姿勢の計測

実験参加者 5 名に対し、4.4 節で特定した最も精度よく姿勢分類が出来る箇所にそれぞれセンサを 1 個装着し、およそ 7 時間にわたるデスクワークを中心とするオフィス業務中の姿勢を計測した。計測したデータを 4.4 節で作成したモデルに当てはめ、代表的な姿勢へ分類した結果を図 9、図 10 に示す。図 9 は、1 時間毎の姿勢変化を積み上げグラフで示したものであり、横軸は時刻、縦軸は割合である。例えば、B さんの場合、10 時台に直立を約 14%・直立猫背を約 5%・前傾を 24%・前傾反りを 43%・後傾猫背を約 13% 取っていることを示す。図 10 は、2.2 節で説明した可視化方法を用いて全業務時間における姿勢の割合を視覚的に示したものである。円の大きさは各姿勢の滞在時間を示している。

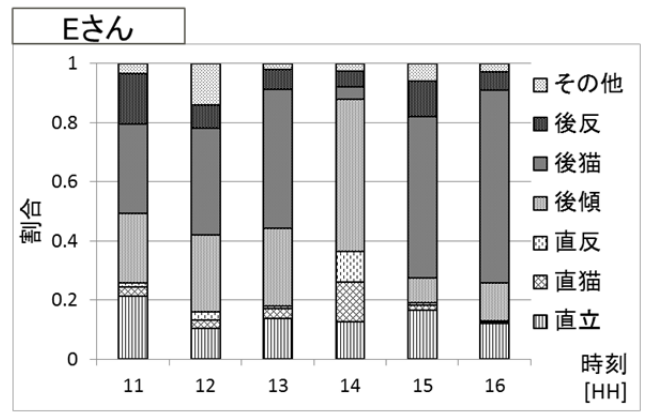
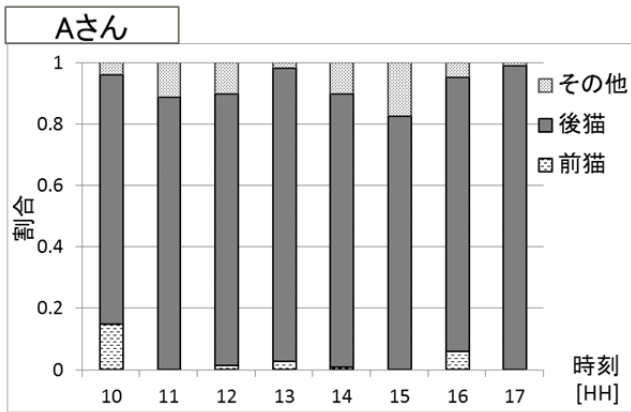
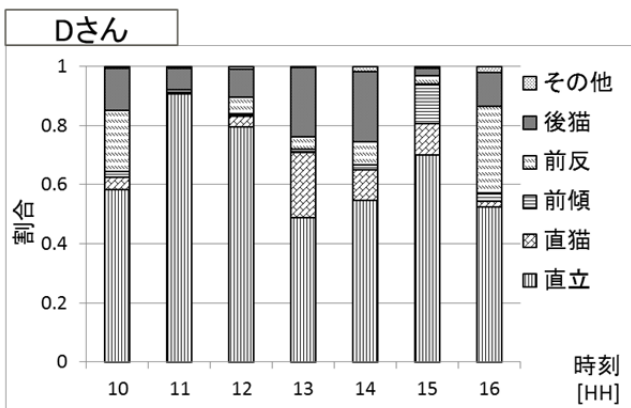
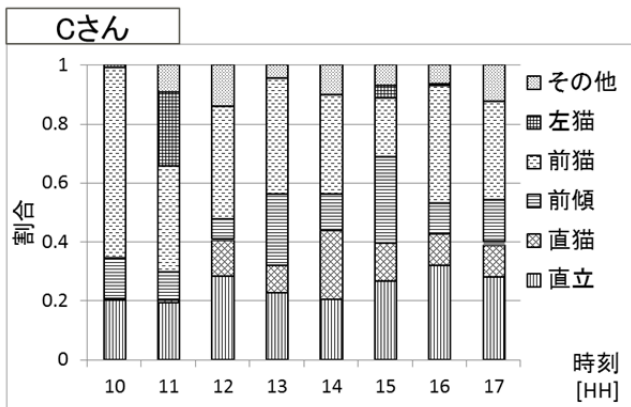
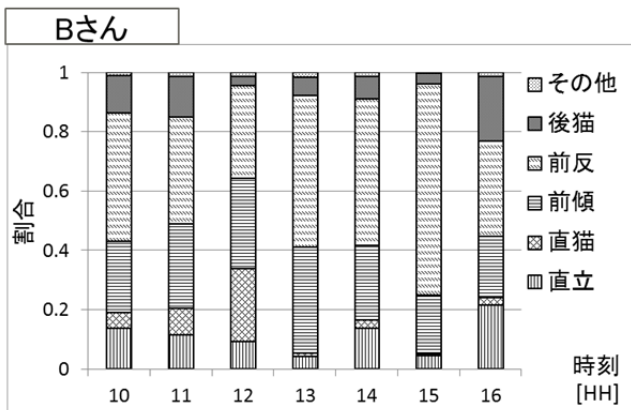


図 9 計測時間のうち各姿勢が占める割合。

(時刻による変化)

例えば A さんの場合、前傾猫背などいくつかの姿勢を取っているが、図 9 をみると時刻に関係なく後傾猫背の姿勢の割合が最も高いことが分かる。本結果は、図 10 に示した全業務時間の結果でも確認することができ、後傾猫背は計測時間の約 88% を占めている。B さんは、一日を通して体を前へ傾ける、前傾直立と前傾反りの姿勢の割合が高く、12 時台（昼休み）は、直立猫背の割合が一時的に高くなっている（図 9）。全業務時間においては、前傾、前傾反りの姿勢が合計で約 68% と高いことが視覚的に確認できる（図 10）。C さんは、時刻に関わらず直立や前傾猫背の姿勢が 20%～30% の割合を占めており、午後になると、直立猫背が出現していることが分かる（図 9）。全業務時間において、時刻依存の小さい前傾猫背や直立の割合が高いことが分かる（図 10）。D さんは、時刻に関係なく直立の姿勢の割合が最も高く（図 9）、全業務時間においても直立が約 67% と最も高い割合を占めていることが分かる（図 10）。E さんは、時刻に関わらず後ろへ傾ける、後傾・後傾猫背の姿勢の割合が高く（図 9）、全業務時間の割合も、後傾猫背と後傾の合計は 67% であり、後傾姿勢の割合が高いことが分かる（図 10）。以上の結果から、5 名の姿勢を比較すると、業務中に最も多く取っている姿勢とその割合は人毎に異なることや、左右への側屈姿勢の割合が少ないことが分かる。



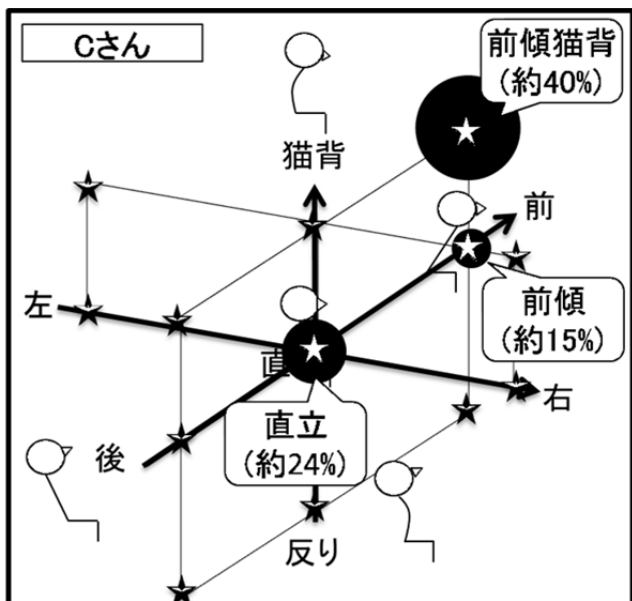
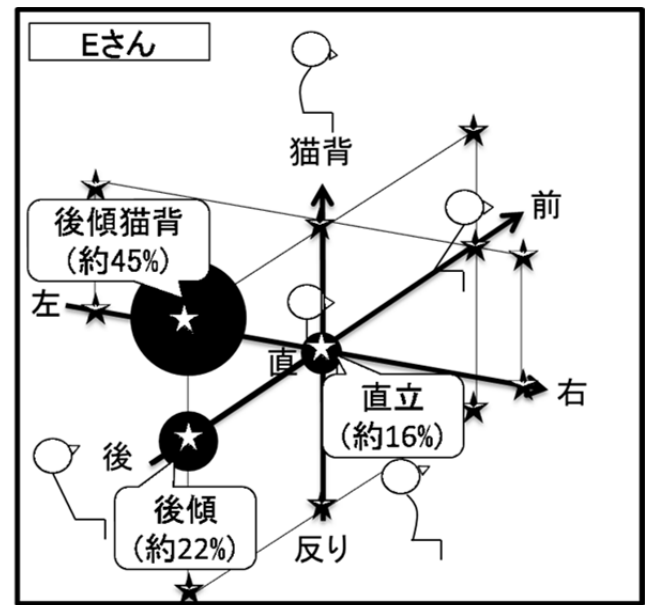
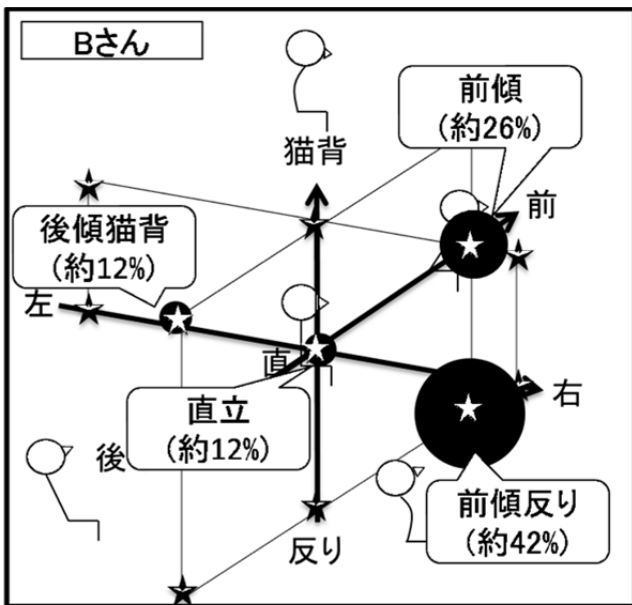
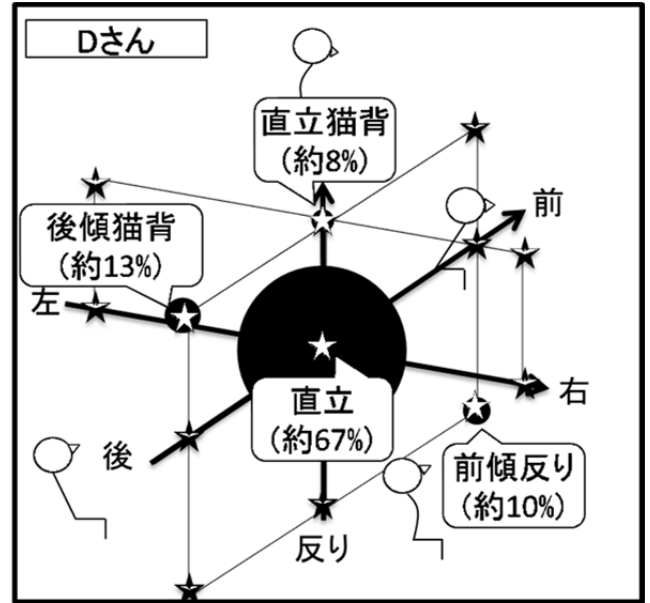
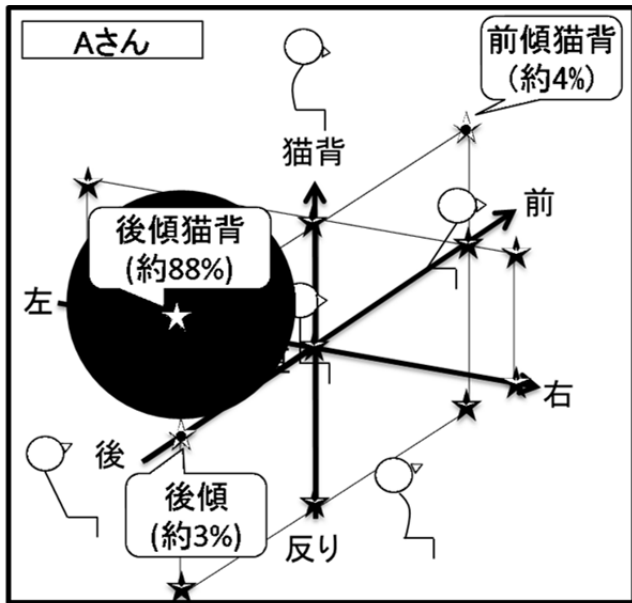


図 10 計測時間のうち各姿勢が占める割合(1日).

今回は、5名を対象とした1日分のデータを対象とすることで、個人間の姿勢の相違を明らかにした。今後、多人数の長期間に渡るデータを収集することで、日々のトレンドを含めた姿勢変化を分析する予定である。

### 5. まとめ

本研究では、健康管理や作業管理のための姿勢モニタリングへの活用を目的として、小型軽量で長時間連続稼働可能なウェアラブルセンサを開発した。さらに、デスクワークを中心とするオフィスでの上半身の姿勢の可視化手法と姿勢分類手法を開発し日常生活環境下での姿勢を計測し有効性を検証した。

上半身の姿勢の可視化手法として、複数の3軸加速度センサを用いて、上半身の姿勢を滑らかな区分的2次曲線と



して表現する手法を提案した。可視化結果を静止画で目視確認した所、デスクワーク中の代表的な姿勢を正しく検出出来ており、本手法の有効性を確認できた。

姿勢分類手法として主成分分析を用いた方法を提案した。単一の3軸加速度センサを用いた13姿勢の分類の正解率は、5名を対象とした実験において90%以上であった。更に、オフィス業務時間中の大まかな姿勢を計測した結果、各姿勢の滞在時間を可視化することが出来た。

## 6. 今後

今後、開発した小型の多機能ウェアラブルセンサをリアルタイムの姿勢計測に応用することで、腰に負担がかからない姿勢の指導や場所・興味・疲労などに応じた姿勢の検出などが可能であると考えている。

## 参考文献

- [1] 吉村典子ら, “膝痛・腰痛・骨折に関する高齢者介護予防のための地域代表性を有する大規模住民コホート追跡研究 : 平成24年度総括研究報告書 : 厚生労働科学研究費補助金長寿科学総合研究事業,” 厚生労働省, 2013.
- [2] Hans Heneweer et al., “Physical activity and low back pain: a systematic review of recent literature,” *Eur Spine J*, vol.20, no.6, pp.826-845, 2011.
- [3] A. Ranavolo et al., “Modelling the spine as a deformable body: Feasibility of reconstruction using an optoelectronic system,” *Applied Ergonomics*, vol. 44, no. 2, pp.192-199, 2013.
- [4] W.S. Baek et al., “Real Life Applicable Fall Detection System based on Wireless Body Area Network,” *IEEE Consumer Communications and Networking Conference*, pp.62-67, 2013.
- [5] A.M. Chan et al., “Wireless Patch Sensor for Remote Monitoring of Heart Rate, Respiration, Activity, and Falls,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 6115-6118, 2013.
- [6] W. Y. Wong and M. S. Wong, “Measurement of Postural Change in Trunk Movement Using Three Sensor Modules,” *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol.58, no.8, pp.2737-2742, 2009.
- [7] G. Krassin et al., “User-friendly system for recognition of activities with an accelerometer,” *Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, pp.1-8, 2010.
- [8] D. Curone et al., “A Real-Time and Self-Calibrating Algorithm Based on Triaxial Accelerometer Signals for the Detection of Human Posture and Activity,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol.14, no.4, pp.1098-1105, 2010.
- [9] N. Ruchansky et al., “Monitoring workspace activities using accelerometers,” *IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing*, pp.1837-1839, 2011.
- [10] P. Gupta et al., “Feature Selection and Activity Recognition System Using a Single Tri-axial Accelerometer,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2014.
- [11] M. Lengsfeld, et al., “Lumbar spine curvature during office chair sitting,” *Medical Engineering Physics*, vol. 22, pp. 665-669, 2000.
- [12] Donald A. Neumann (著), 嶋田智明, 有馬慶美 (訳), “筋骨格系のキネシオロジー\_カラー版,” 医歯薬出版株式会社, 2012.