法政大学学術機関リポジトリ

HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

PDF issue: 2025-07-04

寝具上における体動検出を目的とした静電気 センサー

SASAKI, Katsumi / 佐々木, 克己

```
(出版者 / Publisher)
法政大学大学院理工学研究科
(雑誌名 / Journal or Publication Title)
法政大学大学院紀要. 理工学研究科編
(巻 / Volume)
63
(開始ページ / Start Page)
1
(終了ページ / End Page)
6
(発行年 / Year)
2022-03-24
(URL)
https://doi.org/10.15002/00025395
```

寝具上における体動検出を目的とした 静電気センサー

Static Electricity Sensor for Detection of Body Movements on Bed

佐々木 克己 Katsumi SASAKI 指導教員 鈴木郁

法政大学大学院理工学研究科システム理工学専攻修士課程

Detecting body movements on the bed is effective for understanding sleep state and detecting rising. A body movement detection device, which is not utilizing a camera nor utilizing sensors attached to body, is proposed in this study. It detects static electricity. As a person moves on a bed, a distribution of electric charge is changed by friction between clothes and sheets. The electrostatic sensor installed in the bed measures the change of electric charge to detect the body movements on the bed and to discriminate sleep state.

Key Words: static electricity, body movements, sensor

1.はじめに

質の悪い睡眠は生活習慣病の罹患リスクを高め、かつ 症状を悪化させることが分かっている. 慢性的な睡眠不 足は日中の眠気や意欲低下・記憶力減退など精神機能の 低下を引き起こすだけではなく, 体内のホルモン分泌や 自律神経機能にも大きな影響を及ぼすことが知られてい る. このような理由から睡眠状況の客観的な把握が必要 とされている. 睡眠中の体動検出や睡眠深度の推定には, 多くのニーズがある中で、身体へのセンサー装置なしに 睡眠深度の推定等が行えれば、その価値は大きい. 例え ば, 医療現場や介護現場では, 高齢者における常時の見 守りが求められている. 現在用いられているデバイスは, カメラなどを用いて患者を観察するものや、患者の体に 直接取り付けるようなものがある. カメラなどによる見 守りでは, 患者に監視されているストレスを与えてしま い、体に取り付けるタイプのデバイスでは、勝手に外し てしまうなどの例も存在する. そこで, 本研究では, 睡 眠中の体動検出や睡眠深度の推定の新たな手法を提案す る. 寝具上での体動発生時には衣服と寝具, もしくは寝 具相互の摩擦によって電荷の片寄りが発生する. この電 荷の片寄りを測定することで体動検出等を行う.

2.静電気センサーの原理と概要

人間がベッド上で体を動かすと、衣類と寝具間による 摩擦や、寝具相互による摩擦によって電荷の片寄りが発 生する。センサー原理は、その電荷の片寄りをベッド設 置型静電気センサーで測定することで、ベッド上におけ る体動を検出することができる(図1).

静電気を検出するため、電極をシーツとマットレスの間に左右に一枚ずつ計 2 枚設置した.電極には、導電性のある布を用いた.そうすることで、本人の意識の外で体動や睡眠を検出することができる.

装置は、ベッドに設置する電極、電気回路、A/D、PC (計算機)で構成されている(図2).電極は2つ使用した、差動増幅回路を介して、A/D を行った後、計算機で処理を行うというものになっている.差動増幅回路は、電極で獲得した2つの入力信号の差分を増幅する増幅回路である.2つの電極の配置は、寝返りなどの体動の検出に適していて、電極間で電位差が出やすい左右とした.導通部には導電性のある布(左右合計面積

0.956m²) を用いた. 導通部である電極は布であるため,シーツの下にあっても全く違和感のない硬さとなっている.

回路の基本構造は、I-V変換回路、差動増幅回路で構成されている(図3). 入力電流は数 nA (ナノアンペア)と非常に微小であり、I-V 変換後に差動増幅を行うことで同相のハムノイズを減衰させる. ただしハムノイズによって、差動増幅以前に信号が飽和することを防ぐために、I-V 変換回路に組み込まれたローパスフィルターによって、ハムノイズを減衰させている. 差動増幅の後には、ハムノイズの減衰を目的に更に低域濾波してから電圧として出力する. この出力は A/D を経由し計算機に記録される. 回路全体のアースは金属製のベッドフレームに接続する.

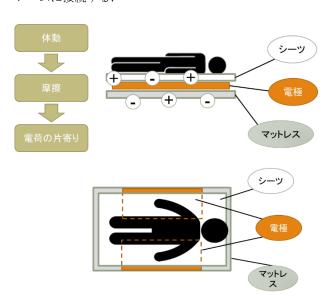


図1 静電気センサー概要

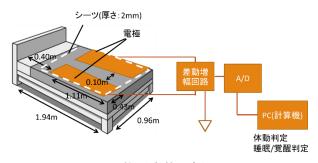


図2 装置全体の概要

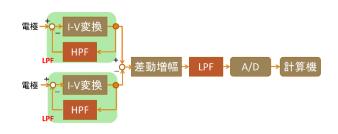


図3 回路構成

3.体動検出と覚醒/睡眠判定実験

3.1. 実験方法

ベッド上における体動の検出が可能か否かを検証するため、設置型静電気センサーを設置したベッドでアクチグラフを非利き腕に装着した被験者(24 歳男性 1 名)を入眠させた。実験を行う時間帯は特に定めなかった。本実験は、法政大学小金井キャンパス内の人間工学実験室内のベッドを使用して行った。

アクチグラフは、非利き腕や足首に装着する腕時計型加速度センサーで、自動的に人間の活動/休止サイクルを記録し査定するもので体動検出や覚醒/睡眠判定用として研究に多用されている。アクチグラフは測定した3軸の加速度を、フィルター処理の後、1分毎に過去1分間の加速度ベクトルの値を積算し、最終的に1分毎のベクトルのサイズを出力している。

静電気センサーは回路から出力された電圧をサンプリング周波数 10H z で計算機に記録し、数値化を行った.数値化された電圧にはオフセット(直流成分)が含まれているため、遮断周波数 150mHz のハイパスフィルターで濾波することで、オフセット除去を行った. 1 分の静電気センサー出力をハイパスフィルターで濾波した例を図4に示す.

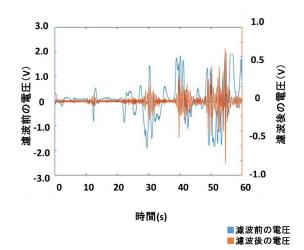


図4 静電気センサーの出力例

3.2.体動検出

(1)方法

アクチグラフと静電気センサー出力 1 分間ごとの相関を求めた. アクチグラフは、1 分間ごとの加速度ベクトルの値を積算するので、その値を出力とした(図 5). 静電気センサーの出力は、回路から出力された電圧を数値化し、前述のようにハイパスフィルターで濾波しオフセット除去を行った. 高域濾波後のデーターを、アクチグラフに合わせ数値を絶対値化してから 1 分毎に積算し、1 分毎の出力を求めた(図 6). 計 4 日で 627 分のデーターを取得した.

(2)結果

実験により得られたある 30 分の静電気センサー出力, アクチグラフ出力を図7に示す. 横軸を時間とし, 縦軸 を出力値とした. 静電気センサーとアクチグラフの出力 は, ほとんど同時刻に上昇していることが分かる.

アクチグラフと静電気センサーの 1 分毎ごとの出力値 の相関係数は r=0.75(p<0.01)と正の相関を確認すること ができた. よって静電気センサーにより体動が検出できる可能性がある.



図5 アクチグラフによって行われる計算処理



図6 静電気センサーの計算処理

3.3. 覚醒/睡眠判別

(1)方法

a)アクチグラフを用いた覚醒/睡眠判別方法

静電気センサーを用いた覚醒/睡眠判別には、畳み込みニューラルネットワークを用いる。そのため、トレーニングデーターやバリデーションデーターについては覚醒時のデーターなのか睡眠時のデーターなのかを予め判断してお必要がある。その覚醒/睡眠の基準を設けるため、アクチグラフを用いた。

アクチグラフの睡眠/覚醒判定には cole-Kripke アルゴリズムの判別式[3]を用いた. cole-Kripke アルゴリズムは, 35 歳から 65 歳までの被験者を用いて開発されたため,成人に使用するのに適していると考えられている.この式での α n1, α n2は1分前,2分前のアクチグラフ出力値を指し, α 0は判定される時点でのアクチグラフ出力を指し α 1, α 2は1分後,2分後のアクチグラフ出力値を指す.Sは判定値であり下式に基づいて $S \ge 1$ で覚醒,S < 1で睡眠となる.

 $S = 0.00001 \left(\frac{404\alpha n4 + 598\alpha n3 + 326\alpha n2 + 441\alpha n1}{+1408\alpha n0 + 508\alpha 1 + 350\alpha 2} \right)$

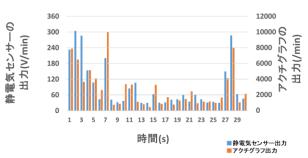


図7 静電気センサー出力とアクチグラフ 出力の一例

b)静電気センサーを用いた覚醒/睡眠判別方 法

アクチグラフによる覚醒/睡眠判定の結果を元に畳み込みニューラルネットワークを用いて静電気センサーの測定データーを解析し、覚醒/睡眠判定を行った.測定されたデーターはスペクトログラムとして保存した.スペクトログラムとは、周波数分析を時間的に連続して行い、色によって強さを表すことで、信号成分の強さ、周波数、時間の3次元表示を行うものである.本研究では、信号成分の強さを表すパワースペクトルの代わりに、信号成分の電圧を表す振幅スペクトルを用いた.信号にハミングウィンドウを適用し、長さ128のセクション(1.28秒)に分割し、隣り合ったセクション間のオーバーラップのサンプルを120個に指定した.画像データーの横軸と色軸の最大値と最小値は、予備実験を行い作成した画像データーを用いて覚醒と睡眠で差が表れるよう値を定めた.

アクチグラフによって覚醒と判定された時の1分間分のスペクトログラムと,睡眠と判定された時の1分間分のスペクトログラムの例を図8,9に示す.

画像解析には、畳み込みニューラルネットワークを用いた。ニューラルネットワークとは人間の脳内の神経細胞でニューロンとそのつながりを参考にして考案された分類モデルであり、あらかじめ大量のトレーニングデーターの画像を学習させてモデルをチューニングする。この際、検証のためにバリエーションデーターが用いられる。学習が済んだなら、テストデーターをチューニングされた学習モデルで計算させることで結果を導く(図10)。

畳み込みニューラルネットワークは、入力層、畳み込み層、ブーリング層、結合層、出力層と呼ばれる 5 種類の層とそれぞれの層を結合する強さである重みやバイアスによって構成されている。入力層では、入力画像データーを読み込み、畳み込み層では、元の画像に 2 次元フィルターをかけて特徴マップを出力し、ブーリング層では、特徴を残しながら情報量を削減する。畳み込み層とブーリング層を何度か繰り返し、結合層でブーリング層からの出力をまとめ、出力層で結果を判定する。これによって、簡単な計算をするニューロンとその重みを組み合わせることで複雑な分類関数を作成することができる。本研究で用いた畳み込みニューラルネットワークのモデルを図 1 1 に示す。

画像は、 540×420 ピクセルで表し、グレースケールよりも RBG スケールの方が、CNN の素子の数が増えるため RBG スケールで保存した。入力層では、画像データーのデーター量が $64 \times 64 \times 3$ になるように読み込む。

学習は、トレーニングデーターを計算させ、その計算 結果と正解ラベルを比較して行う. トレーニングデータ ーにはアクチグラフの覚醒/睡眠結果でラベル付けされ ているため、トレーニングデーターを学習モデルで計算 した結果が正解ラベルと一致するように学習を進めるこ とができる. テストデーター以外のすべてのデーターを トレーニングデーターに用いると、過度にトレーニング データーに適合してしまう過学習を見つけ出すのが難し くなる. そのため、テストデーター以外の学習データー を予めトレーニングデーターとバリデーションデーター に分割し、トレーニングデーターで学習を行い、その後 に、学習中の学習モデルを用いてバリデーションデータ ーで計算を行う. 計算結果とバリエーションデーターの 正解ラベルを照合し、パラメーターの良し悪しを確か め, 学習中の学習モデルの精度を確認することができ, より高精度な学習モデルを構築することができる(図1 2)

データーの偏りによる不安定な性能評価を起こさないようにするためk-分割交差検証方法を用いた。本研究では、データー全体をランダムに6分割した。そのうちの1つをテストデーターとして結果を判定するために用いで、他の5つをトレーニングデーターとバリエーションデーターに分割した。その手順を6回繰り返し、平均の精度を算出することで、すべてのデーターをテストデーターとして用いることができ、不安定な性能評価を抑えることが期待できる。

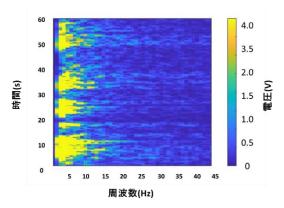


図8 覚醒の場合のスペクトログラムの例

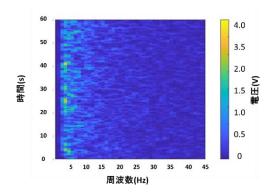


図9 睡眠の場合のスペクトログラムの例

(2)結果

計 4 日で 627 分のデーターを取得した. 学習データー 480 分,テストデーターを 147 分で分割した. 学習データーの中でも 360 分をトレーニングデーターに, 120 分をバリデーションデーターに振り分けた. epoch 数を 300 までとし,畳み込みニューラルネットワークで覚醒 / 睡眠を判定し,これらを k-分割交差検証方法に基づいて 6 回繰り返し,平均の精度を算出した. 精度は 84.7% でいう結果を得ることができ,静電気センサーの出力に 基づく覚醒/睡眠判定の可能性が示された(図 1 3).

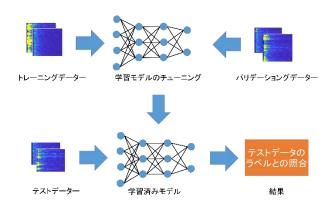


図10 ニューラルネットワーク 構造

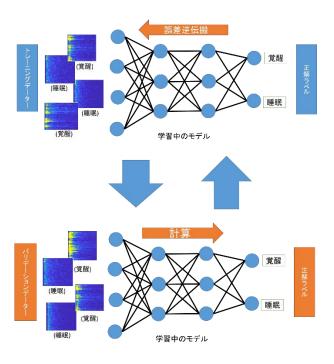


図12 学習過程におけるパラメーターの調整と検証

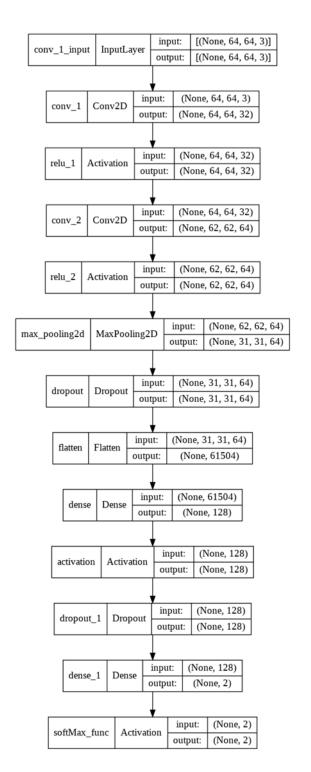


図11 畳み込みニューラルネットワークの モデル

4.おわりに

本研究では、身体へのデバイスの装着や、カメラなど による監視なしに体動検出を行う方法として, 寝具との 摩擦で生じた静電気を検出する方法について検証した. 比較対象として体動検出と覚醒/睡眠判定に定評がある 時計型加速度センサーであるアクチグラフを用いた. 1 分毎ごとの静電気センサー出力とアクチグラフ出力の相 関関係を調べた静電気センサーの体動判定では、0.75 と 正の相関を確認できた. 静電気センサーを用いた覚醒/ 睡眠判定では、畳み込みニューラルネットワークを用い る. トレーニングデーターやバリデーションデーターが 覚醒時のデーターなのか睡眠時のデーターなのかを予め 判断しておく必要があった. その覚醒/睡眠の基準を設 けるため、アクチグラフを用いた、静電気センサーを用 いた覚醒/睡眠判定の精度は、テストデーターに対して 84.7%という結果を得ることができた. 改善点としては, 実験方法に関して, 本実験では 12 月~1 月と限定的な期 間で実験を行ったが、年間の気温・湿度差を考慮し異な る条件で同様の実験を行う必要がある. また, 一つの学 習済み畳み込みニューラルネットワークで, 複数の被験 者で覚醒/睡眠判定が可能か否かを調べる必要がある.

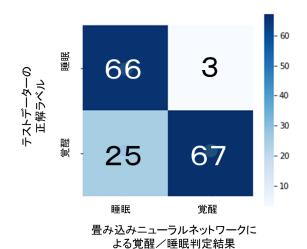


図13 テストデーターの正解ラベルと 覚醒/睡眠判定の例

参考文献

- [1] アクチグラフ社, "アクティビティ (活動量) 測定方法", アクチ・ジャパン株式会社 http://actigraphcorp.jp/activitycount/index.html 2022 年 2月13日 閲覧
- [2] 第4章見守り支援機器(介護施設) 厚生労働 省(2017/2)

 $\frac{\text{https://www.mhlw.go.jp/sinsei/chotatu/chotatu/wto-}}{\text{kobetu/2017/02/dl/wt0227-04_08.pdf}}$

2022年 1月30日 閲覧

- [3] 中山栄純,小林宏光,山本昇:アクチグラフによる 睡眠・覚醒判定の基礎的検討,2016.
- [4] 白川修一郎:生体リズムの長期モニタリング. BME, 7 (2), 1-10, 1993.
- [5] Kosei: 【AI・機械学習】ホールドアウト検証 と K 分割交差検証(K-fold クロスバリデーション) | モ デル性能の評価

https://di-acc2.com/analytics/ai/6498/

2022年 2月13日 閲覧

[6] 株式会社システムインテグレータ: 畳み込みニューラルネットワーク CNN(Vol.16)

https://products.sint.co.jp/aisia/blog/vol1-16#toc-3 2022 年 2月10日 閲覧

[7] からあげ:「Google Colaboratory」を使って簡単にディープランニングで画像認識ができるチュートリアル

https://note.com/araage0703/n/n7bc5dd2d8e51 2022 年 2月11日 閲覧

[8] 睡眠と生活習慣病との深い関係-厚生労働省 https://www.e-

healthnet.mhlw.go.jp/information/heart/k-02-008.html

2022年 1月30日 閲覧