

アンサンブル学習を用いた無呼吸状態の無拘束推定 Unconstrained Apnea Detection System with Ensemble Learning

小濱 美咲[†] 西尾 啓汰[†] 鍋木 崇史[‡] 栗原 陽介[†]
Misaki Kohama Keita Nishio Takashi Kaburagi Yosuke Kurihara

1. はじめに

現在、世界的な流行が問題となっている睡眠時呼吸障害の中でも、最もポピュラーなのが睡眠時無呼吸症候群である。睡眠時無呼吸症候群は世界に約9億3000万人の患者がいるとされている[1]。その一方で、睡眠中の症状を患者が自覚しづらいことから、患者の受診率は15%程度と低いことが知られている。潜在患者に症状を自覚させ、医療機関での適切な処置を促すため、日常的な睡眠モニタリングが重要である。先行研究[2][3]では、日常的なモニタリングに不適な拘束性や、被験者の違いによる精度への影響が大きいことが課題となっている。そこで本研究では、無拘束の圧力センサを用いて、被験者の違いにロバストな無呼吸状態の推定を行う手法を提案する。

2. 提案手法

本研究で提案するシステムの概要を図1に示す。

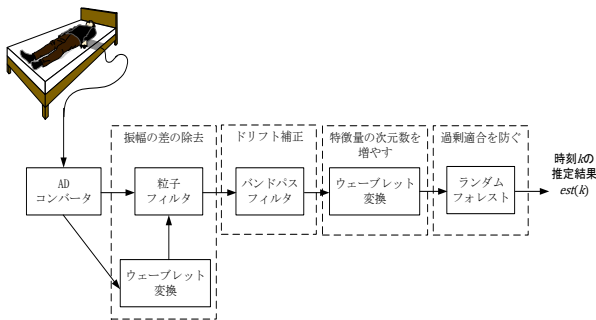


図1 システムの概要

本研究では「呼吸」を「肺胸郭体積の増加と減少」と見做し、肺胸郭体積の変動に着目して、呼吸を含む圧力センサの出力から肺胸郭体積の変化速度を推定する。推定された肺胸郭体積の変化速度を、事前にアンサンブル学習によって構築された分類器に適用する。本研究ではランダムフォレストを利用し、無呼吸状態の推定を行う。

2.1 粒子フィルタによる肺胸郭体積変化速度の推定

ここで粒子フィルタによって推定のための状態空間モデルについて考える。吸気時には横隔膜が収縮し肺胸郭体積は増加する。呼気時には横隔膜が弛緩し肺胸郭体積は減少する。こうした呼吸の周期性を考慮し、横隔膜が収縮も弛緩もしていない状態の肺胸郭体積を L_0 とすると、時刻 t における肺胸郭体積は(1)式により決まる。

$$L(t) = L_0 + D(t)\sin(2\pi ft) + v(t) \quad (1)$$

ここで、 t は連続時間、 $D(t)$ は肺胸郭体積の変動の振幅、 f は呼吸周波数、 $v(t)$ はシステムノイズである。(1)式より、肺胸郭体積の変化速度は(2)式で計算される。

$$dL(t)/dt = 2\pi D(t)\cos(2\pi ft) + v(t) \quad (2)$$

センサの出力には呼吸以外のノイズを含む。よって観測方程式は(3)式となる。 $w(t)$ は観測ノイズとする。

$$y(t) = c dL(t)/dt + w(t) \quad (3)$$

離散時間で状態推定を行うため、(2)式による状態方程式と(3)式による観測方程式を差分方程式化する。状態方程式が非線形であることを考慮し、上の状態空間モデルに基づいた粒子フィルタを活用する。本研究では、粒子フィルタから出力された Np 個の粒子の分布の平均を肺胸郭体積の変化速度 $dL(t)/dt$ とした。

2.2 ランダムフォレストを用いた無呼吸状態の推定

粒子フィルタにより発生したドリフトを補正するため、推定された肺胸郭体積の変化速度 $dL(t)/dt$ に対して、遮断周波数0.15-0.45HzとしたFFTによるデジタルバンドパスフィルタを適用し、信号 $I(k)$ を得た。フィルタされた信号 $I(k)$ にウェーブレット変換を行い、各時刻における周波数分布 $A(f, k)$ を得る。基底ウェーブレットはMorletウェーブレットとし、スケール数は F とする。ここからの処理は学習パートとテストパートに分けられる。

学習パートでは、学習データの周波数分布を用いて、ランダムフォレストに基づく分類器に構築する。ランダムフォレストでは過剰適合を抑えることができるため、被験者の違いにロバストな推定を行うことができると考える。したがって、本研究ではランダムフォレストを利用する。

テストパートでは、学習フローにより学習されたランダムフォレストに基づく分類器に、テストデータの周波数分布 $A(f, k)$ を特徴量として入れることで時刻 k の推定結果 $est(k)$ を得る。

3. 検証実験

提案システムの有用性を検証するため、検証実験を行った。

3.1 実験システム

本研究において、呼吸の情報を含んだデータの取得のために空気圧方式の無拘束センシングシステム[4]を用いる。使用したセンシングデバイスは、一端にコンデンサマイクロフォン、もう一端を閉じたゴムチューブを245mm×800mmのシート2枚の間に波状に這わせることで高感度圧力センサを構成している。この圧力センサをベッドマットの下に敷くことにより、ベッドの上に寝る被験者の呼吸や脈動、その他の体動やノイズを含んだ信号を取得する。なお、被験者の胸の位置にセンサが設置されるよう、フレームの頭側の端から65cmの位置に設置した。サンプリング周波数 f_s を100Hz、計測時間を180秒と設定してデータを取得する。

[†] 青山学院大学 Aoyama Gakuin University

[‡] 国際基督教大学 International Christian University

3.2 実験手順と被験者

本研究では、睡眠時にとると考えられる、仰臥位、右側臥位、左側臥位、腹臥位を被験者に取らせている。まず、被験者がベッドマットに横たわった状態で、40 秒の安静時間を設ける。その後データの計測を開始すると同時に、MATLAB 上で作成した音声再生ファイルを実行し、これ以降音声ファイルによって被験者に対して指示が出される。180 秒間のデータ計測の内、20-40 秒、80-100 秒、140-160 秒の間に被験者に対して無呼吸状態を再現するよう指示を出す。被験者はその指示に従って、呼吸を止めて無呼吸状態を再現する。

今回の被験者は 20 代の男女 8 名であり、データ数は 32 データである。粒子フィルタにおける設定では、平常状態における肺胸郭体積 $L_0=700\text{ml}$ 、観測方程式の定数 $c=1$ 、観測ノイズの分散 σ_w^2 を 10^{-2} 、システムノイズの分散 σ_v^2 を 10^{-5} 、粒子数 Np を 1000 個とした。ランダムフォレストにおける設定では、決定木の数を 100 本とした。

3.3 評価方法

提案手法の被験者に対するロバスト性を検証するため、被験者単位の交差検定を行う。音声による指示をリファレンスとして、提案したシステムによる推定値との、各離散時間における正誤を見ることにより、各被験者に対して再現率、特異度、陽性的中率、陰性的中率、F 値、正答率を算出して提案システムを評価する。全離散時間において、リファレンスが無呼吸の再現を指示した区間のうち、提案手法による判別結果が無呼吸状態であった点数を TP、呼吸状態であった点数を FN とし、リファレンスが無呼吸の再現を指示していない区間のうち、提案手法による判別結果が無呼吸状態であった点数を FP、呼吸状態であった点数を TN とする。TP, TN, FP, FN から各評価指標を式(4)から式(9)に示すように算出する。

$$(\text{再現率}) = TP / (TP + FN) \quad (4)$$

$$(\text{特異度}) = TN / (TN + FP) \quad (5)$$

$$(\text{陽性的中率}) = TP / (TP + FP) \quad (6)$$

$$(\text{陰性的中率}) = TN / (TN + FN) \quad (7)$$

$$(\text{F 値}) = 2 * TP / (2 * TP + FN + FP) \quad (8)$$

$$(\text{正答率}) = TP + TN / (TP + TN + FP + FN) \quad (9)$$

4. 実験結果

提案手法の被験者単位の交差検定による評価結果について表 1 に示す。

表 2 被験者単位の交差検定の結果

提案手法	再現率	特異度	陽性的中率	陰性的中率	F 値	正答率
被験者1	0.94	0.98	0.96	0.97	0.95	0.97
被験者2	0.85	0.93	0.87	0.92	0.86	0.91
被験者3	0.89	0.96	0.92	0.94	0.90	0.94
被験者4	0.80	0.96	0.91	0.90	0.85	0.91
被験者5	0.93	0.95	0.91	0.97	0.92	0.95
被験者6	0.92	0.80	0.69	0.95	0.79	0.84
被験者7	0.85	0.95	0.90	0.93	0.88	0.92
被験者8	0.73	0.86	0.72	0.87	0.73	0.82
平均値	0.86	0.92	0.86	0.93	0.86	0.90

F 値の平均において精度が 0.86 という結果が得られた。

さらに無呼吸推定で特に重要な指標である再現率、陽性的中率、F 値において、閾値を用いた基礎手法と比較した箱ひげ図の結果を図 2 に示す。陽性的中率と F 値において、t 検定の結果、5% 有意で有意差が見られた。また、有意差がなかった再現率においても、箱ひげ図の比較を確認すると、基礎手法に比べて提案手法でばらつきが小さいことが見て取れる。

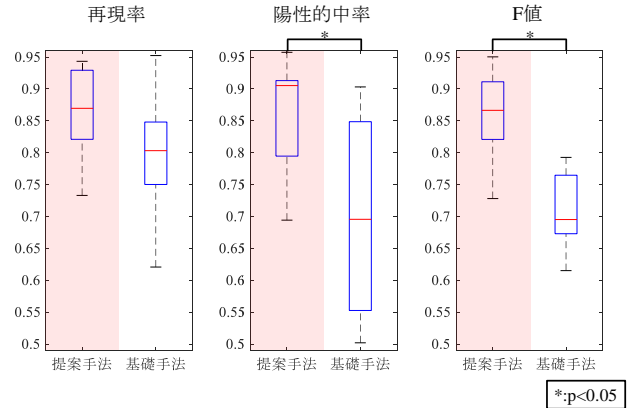


図 2 提案手法と基礎手法の比較

5. 考察

被験者単位の交差検定では F 値の平均 0.86 という結果が得られた。箱ひげ図を見ると、基礎手法に比べて提案手法のほうで精度が向上していることが確認された。提案手法における粒子フィルタとランダムフォレストにより、被験者に対するロバスト性が向上していることが確認された。評価指標の中でも特に再現率は、無呼吸状態であるところを正しく無呼吸であると判別できているかどうかを示す指標であり、睡眠時の無呼吸を見逃さないという点で無呼吸推定において重要だといえる。この再現率の向上、また、再現率と陽性的中率の総合的な指標である F 値の向上は、提案手法の有用性を示しているといえる。

6. 結論

本研究では、圧力センサの出力信号に対して粒子フィルタを適用し肺胸郭体積の変化速度を得た。得られた状態を周波数領域で解析することにより得られた周波数分布を特徴量として、ランダムフォレストに基づく分類器に適用することで、無呼吸状態の判別を行った。評価実験の結果、基礎手法よりも、被験者による影響を受けにくいことが分かり、精度の向上を確認できた。またランダムフォレストには検討する必要があるパラメータが存在するため、今後検証を行っていき、最適な値を見つけていく。

参考文献

- [1] A. Benjafield et al, "Global prevalence of obstructive sleep apnea in adults: Estimation using currently available data" in *Proc. Am. Thor. Soc. Int. Conf.*, vol.197, A3968, (2018).
- [2] G. Surrel et al, "Online Obstructive Sleep Apnea Detection on Medical Wearable Sensors," *IEEE Trans. on Biomed Circ and Syst*, Vol.12, No.4, (2018).
- [3] M. Zakrzewski et al, "Noncontact Respiration Monitoring During Sleep With Microwave Doppler Radar," *IEEE Sensors Journal*, Vol.15, No.10, (2015).
- [4] Y. Kurihara and K. Watanabe, "Sleep Stage Decision Algorithm by Using Heartbeat and Body Movement Signals," *IEEE Trans on Syst, Man, and Cyb, Part A: Systems and Humans*, Vol.42, No.6, (2012).