

呼吸・脈波信号の周期性にもとづく 6次元正規分布における睡眠時無呼吸状態推定手法 Sleep Apnea Detection in Six-Dimensional Normal Distribution Based on Cycle of Respiratory and Pulse Signals

小濱 美咲[†] 浜田 百合[†] 鎗木 崇史[‡] 栗原 陽介[†]
Misaki Kohama Yuri Hamada Takashi Kaburagi Yosuke Kurihara

1. はじめに

睡眠時無呼吸症候群とは、無呼吸状態（10 秒以上の呼吸気流の停止）が 7 時間の睡眠中に 30 回以上、または睡眠 1 時間あたり 5 回以上認められる疾患のことである [1]. 世界に 9 億 3000 万人の患者がいると推計されている [2]. 一方で、受診率は 15% 程度と低く、潜在患者が非常に多いことが知られている。また近年では、睡眠時無呼吸症候群と様々な病気の関連が明らかになっており、本来治療を受けるべき潜在患者に医療機関での適切な治療を促すことが重要である。そのためには、日常的な睡眠モニタリングにより潜在患者が睡眠中の症状を認識する必要がある。

現在行われている、在宅での睡眠時の呼吸モニタリングを目指した先行研究は、ウェアラブルセンサを用いた手法 [3] と、環境設置型センサを用いた手法の二つに大きく分けることができる。しかし、ウェアラブルセンサを用いた手法は拘束性のあるセンサが患者にとって睡眠の障害となり、日常的なモニタリングには不向きである。また、寝ている間にずれたりすることで正しいデータの取得ができないことがあり、呼吸状態の判別精度に影響が出やすい。一方、環境設置型デバイスによる先行研究 [4] では、低拘束で呼吸をモニタリングできるが、臥位により呼吸信号の振幅が変動するため、仰臥位での計測が前提となっており、他の臥位では無呼吸状態の判別精度が低下する。このように、環境設置型デバイスによる手法は、被験者や臥位の違いによる振幅の差に影響を受けやすい。これらの課題を踏まえて本研究では、空気圧方式の無拘束生体信号計測システム [5] から取得される呼吸、脈波信号を用いて、被験者の特性や臥位の違いによる影響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

本章では、無拘束センシングシステムにより取得された信号に対して無呼吸状態の推定を行う手法について述べる。

2.1 節では無拘束生体信号計測システムによる呼吸、脈波

信号の取得について、2.2 節では取得された信号から無呼吸状態を推定するための信号処理について述べる。提案手法の概略を図 1 に示す。

2.1 無拘束センシングシステムによる生体信号取得

吸気時、横隔膜が収縮し低下することで胸郭が上がり、胸郭の容量が増加することで胸腔の陰圧が高まり、肺が拡張する。吸気時に対して呼気時には、横隔膜が弛緩し上昇することで胸郭が下がり、胸郭の容量が減少する。このような呼吸の振動と同様に、心臓の収縮・拡張に応じて動脈も収縮・拡張する。呼吸や脈波による振動は、ベッドマットレスを伝播し、エアチューブの内圧を変化させる。エアチューブの一端は密閉され、もう一端には圧力センサが設置されているため、チューブの内圧はこの圧力センサで計測される。圧力センサにより計測された連続信号は A/D コンバータにより離散信号に変換される。

2.2 無呼吸状態推定のための信号処理

本研究では、被験者の特性や臥位の違いに強く、呼吸状態を分類するために、生体信号の周期に着目する。無呼吸区間では、呼吸、脈の基本波、脈の高調波が呼吸区間とは異なる特徴を持つと考えられる。そこで、計測した離散信号を 10 秒のセグメントに分割し、各セグメントの自己相関を計算することで呼吸および脈波の周期を検出する。自己相関のピーク位置を見つけ、ピーク間の差の平均から長周期、中周期、短周期の 3 つの周期を決定する。これらの周期はそれぞれ、呼吸、脈の基本波、脈の高調波成分に対応しており、周期ごとの相関合計と平均周波数の 6 つの特徴量を用いて無呼吸状態を推定する。相関合計は、各周期におけるゆらぎを表す。学習段階では、呼吸区間のデータ、無呼吸区間を含むデータから、それぞれ 6 つの特徴量を算出し、呼吸用 6 次元正規分布と無呼吸用 6 次元正規分布を構築する。

推定段階では、呼吸状態が未知の信号にたいし、6 つの特徴量を算出し、呼吸用 6 次元正規分布と無呼吸用 6 次元正規分布にたいする尤度を求める。無呼吸の尤度が呼吸の尤度よりも大きければ、その区間は無呼吸区間と推定する。逆に、無呼吸の尤度よりも呼吸の尤度の方が大きければ、その区間は呼吸区間であると推定する。

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、呼吸や脈波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 [5] を用いる。使用したセンシングデバイスは、一端に圧力センサ、

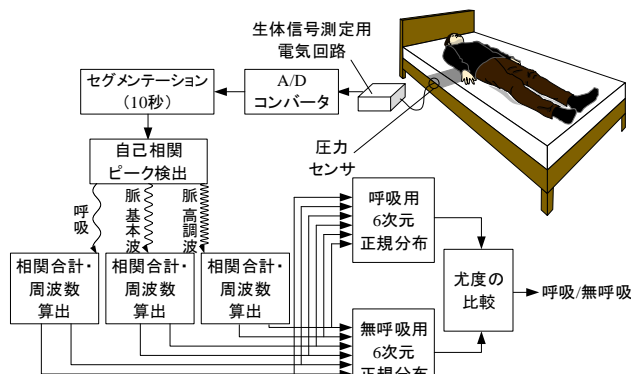


図 1 提案手法の流れ

[†] 青山学院大学 Aoyama Gakuin University

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

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構成する。このセンシングデバイス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波、その他の体動やノイズを含んだ信号を取得する。センサは被験者の胸の下に位置するよう、フレームの頭側の端から 65cm の位置に設置する。サンプリング周波数 f_s を 100Hz と設定してデータを取得する。

3.2 実験手順と被験者

本研究では、睡眠時にと考えられる、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を出す。180 秒間のデータ計測の内、20-40 秒、80-100 秒、140-160 秒の間に無呼吸状態を再現するよう指示を出し、被験者は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。なお、本実験の実施にあたり、青山学院大学による人を対象とする倫理審査を受け、承認を得ている (承認番号 H21-004)。

3.3 評価方法

提案手法の被験者と臥位による影響を検証するため、被験者単位の交差検定と臥位単位の交差検定の 2 種類を行う。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、各区間における正誤を集計することにより、感度、特異度、陽性的中率、陰性的中率、F 値、正答率を算出し提案システムを評価する。全区間において、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区間数を TP、呼吸状態であった区間数を 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区間数を FP、呼吸状態であった区間数を TN とする。TP, TN, FP, FN から各評価指標を式(1)から式(6)に示すように算出する。

$$(\text{感度}) = TP / (TP + FN) \quad (1)$$

$$(\text{特異度}) = TN / (TN + FP) \quad (2)$$

$$(\text{陽性的中率}) = TP / (TP + FP) \quad (3)$$

$$(\text{陰性的中率}) = TN / (TN + FN) \quad (4)$$

$$(\text{F 値}) = 2 * TP / (2 * TP + FN + FP) \quad (5)$$

$$(\text{正答率}) = (TP + TN) / (TP + TN + FP + FN) \quad (6)$$

4. 実験結果

表 1 に推定結果における各指標の平均値を示す。

表 1 検証実験の結果

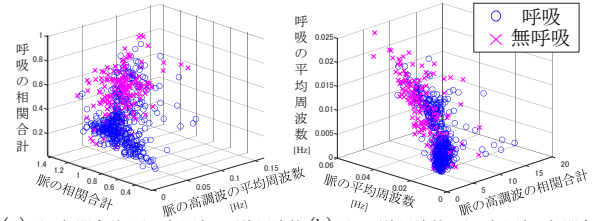
交差検定	感度	特異度	陽性的中率	陰性的中率	F値	正答率
被験者	0.93	0.78	0.72	0.96	0.80	0.83
臥位	0.94	0.78	0.68	0.96	0.79	0.83

被験者単位の交差検定では、F 値の平均が 0.80、臥位単位の交差検定では、F 値の平均が 0.79 という結果が得られた。2 種類の交差検定の結果、その両方で高い精度が見ら

れた。よって、提案手法が被験者の特性や臥位の違いに対して影響を受けないことが確認された。

5. 考察

被験者単位の交差検定において、ある被験者をテストデータとし、残りの被験者のデータから検出される 6 つの特徴量のうち、脈の相関合計、脈の高調波の平均周波数、呼吸の相関合計による 3 次元の散布図を図 2(a)、脈の平均周波数、脈の高調波の相関合計、呼吸の平均周波数による 3 次元の散布図を図 2(b)に示す。赤いバツ印は無呼吸区間、青い丸印は呼吸区間における特徴量を示す。



(a) 脈の相関合計, 脈の高調波の平均周波数, (b) 脈の平均周波数, 脈の高調波の相関合計, 呼吸の相関合計による3次元の散布図 呼吸の平均周波数による3次元の散布図

図 2 3次元の散布図

散布図を見ると、呼吸/無呼吸区間のそれぞれの分布範囲の違いが目立っていることが確認できる。よって、6 次元正規分布により算出される尤度の比較を行うことで、正確に無呼吸状態を推定することができたと考えられる。大部分の呼吸/無呼吸区間における特徴量が正確に分かれている一方で、一部の特徴量がそれぞれの分布にまたがっていた。

6. 結論

本研究では、呼吸・脈波信号に含まれる周期性に着目し、自己相関による周期の検出とそれらの周期にもとづく 6 次元正規分布を用いた睡眠時無呼吸状態推定手法を提案した。検証実験の結果では、学習に用いられていない被験者に対して F 値 0.80、学習に用いられていない臥位に対して F 値 0.79 で推定可能であった。よって、本提案手法が被験者の特性や臥位によらない無呼吸状態の推定に有効であることが確認できた。一方で各特徴量による散布図を確認すると、一部のデータで、呼吸/無呼吸区間の分布が明確に分かれない状態が見られた。今後は、より高精度に無呼吸状態を推定するため、呼吸/無呼吸区間の分布範囲を大きく分けるような特徴量の選定が必要である。

参考文献

- [1] A. Benjafield, K. Valentine, N. Ayas, et al., "Global Prevalence of Obstructive Sleep Apnea in Adults: Estimation Using Currently Available Data", American Thoracic Society (2018).
- [2] Benjafield A. V., Ayas N. T., Eastwood P. R., et al., "Estimation of the global prevalence and burden of obstructive sleep apnoea: a literature-based analysis", The Lancet Respiratory medicine, Vol.7, No.8 (2019).
- [3] Huang Ming-Chun, Xu Wenyao, Liu Jason, et al., "Inconspicuous On-Bed Respiratory Rate Monitoring", Proceedings of the 6th International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments, No.18 (2013).
- [4] Nandakumar Rajalakshmi, Gollakota Shyamnath, Watson Nathaniel, "Contactless Sleep Apnea Detection on Smartphones", Proceedings of the 13th Annual International Conference on Mobile Systems, Applications, and Services (2015).
- [5] Y. Kurihara, K. Watanabe, "Sleep-Stage Decision Algorithm by Using Heartbeat and Body-Movement Signals", IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics - Part A: Systems and Humans, Vol.42, No.6 (2012).