

無呼吸信号との二乗平均平方誤差に基づく 多次元確率分布を用いた無呼吸状態の無拘束推定手法

高橋 紗弥†

小濱 美咲†

浜田 百合†

栗原 陽介†

青山学院大学 理工学部 経営システム工学科†

1. はじめに

睡眠時無呼吸症候群は、世界に9億3000万人の患者がいると推計されているが、診断率は約15%程度と低い[1]. 潜在的な患者を発見するために、在宅で睡眠時無呼吸を簡易検診する必要があると考えられる. 筆者らはこれまで、空気圧方式の無拘束呼吸計測システムを提案してきている[2]. しかし、空気圧方式により計測される呼吸信号から無呼吸状態を判別する際には、個人の体格差の違いにより判別精度に影響がでることが課題となっている. そこで本研究では、空気圧方式から取得される呼吸信号にたいし、個人の体格差の違いにロバストな無呼吸状態の推定手法を提案する.

2. 提案手法

2.1 空気圧方式による無拘束呼吸計測

睡眠中ヒトがベッドの上に横になると、呼吸にともなう横隔膜の収縮と弛緩、肺の体積変動による振動がベッドマットレスを伝搬する. ベッドマットレスの下にエアチューブを設置すると、エアチューブ内の圧力はこの振動に同期して変化する. 空気圧方式による呼吸計測では、このエアチューブの圧力変化を高感度圧力センサで計測する. 圧力センサの出力信号は、サンプリング間隔 Δt でAD変換され離散時間信号 $y(k)$ としてコンピュータに読み込む. $k(=1, 2, 3, \dots, K)$ はサンプリング間隔 Δt でAD変換された離散時間ステップ、 K はデータ点数を示す. 肺の大きさは個人の体重や身長などの身体的特徴と密接に関係しているため、個人ごとに $y(k)$ の呼吸振幅は異なる.

2.2 呼吸状態判別のための信号処理

図1に空気圧方式の無拘束呼吸計測システムで計測した信号 $y(k)$ に基づき、呼吸状態を判別するための提案手法の信号処理の概要を示す. 本提案手法の信号処理は、判別用の確率分布を構築する学習段階と、構築した確率分布に基づき呼吸状態が未知の信号の各離散時刻の呼吸状態を判別する判別段階から構成される.

(a) 学習段階

学習段階では、呼吸状態判別のための確率分布を作成する. 空気圧方式を用いて無呼吸中に計測した信号を $y_{ap}(k)$ 、呼吸中に計測した信号を $y_{br}(k)$ とする. ここで、無呼吸信号 $y_{ap}(k)$ において、 T_m 秒分の信号を N_m データ用意し各信号を $y_{ap,i}(l)$ ($i=1, 2, \dots, N_m$)とする. ここで l は離散時間ステップで $l=1, 2, \dots, T_m/\Delta t$ とする. このとき $y_{ap,i}(l)$ をもとに、以下の無呼吸評価信号 $w(L, s)$ を作成する.

$$w(L, s) = \frac{1}{N_m} \sum_{i=1}^{N_m} y_{ap,i}(l/s) \quad (1)$$

(1)式において、 s はスケールパラメータとし、 $S_{low} \sim S_{high}$ の範囲を分解能 Δs で変化するものとする. また、 $L(=1, 2, 3, \dots, (T_m/(\Delta t s)))$ は離散時刻 l が s によりスケールされた離散時間ステップとする.

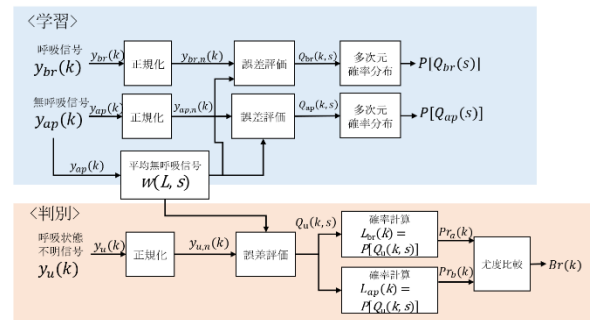


図1 信号処理の概要

次に $y_{ap}(k)$ にたいし、(2)式に示すように絶対値 $|y_{ap}(k)|$ を $y_{ap}(k)$ における絶対値の最大値 $\max\{|y_{ap}(k)|\}$ で正規化したものを $y_{ap,n}(k)$ とする.

$$y_{ap,n}(k) = |y_{ap}(k)| / \max\{|y_{ap}(k)|\} \quad (2)$$

この $y_{ap,n}(k)$ にたいし、各離散時刻 k およびスケールごとに、以下の(3)式より無呼吸評価信号 $w(L, s)$ に対する誤差評価値 $Q_{ap}(k, s)$ を算出する.

$$Q_{ap}(k, s) =$$

$$\sqrt{\frac{\Delta t s}{T_m} \sum_{i=k-R}^{k+R} \{y_{ap,n}(i) - w(i - (k - R) + 1, s)\}^2} \quad (3)$$

$$R = \frac{1}{2} \left(\frac{T_m}{\Delta t s} - 1 \right)$$

(3)式より、 $Q_{ap}(k, s)$ は、時刻 k ごとに $N_s = \{(S_{low} - S_{high}) / \Delta s\} + 1$ 次元の誤差評価値を持つ. ここでは、こ

Method for Unconstrained Estimation Apnea State Using
Multidimensional Probability Distribution Based on Root
Mean Square Error with Apnea Signal

† Saya Takahashi Misaki Kohama Yuri Hamada
Yosuke Kurihara, Aoyama Gakuin university

の N_s 次元の $Q_{ap}(k, s)$ を確率変数とし、無呼吸判別用の N_s 次元の確率分布 $P[Q_{ap}(s)]$ を構築する。同様に呼吸区間の信号 $y_{br}(k)$ においても $Q_{br}(k, s)$ を求め、呼吸判別用の N_s 次元確率分布 $P[Q_{br}(s)]$ を求める。

(b) 多次元確率分布による呼吸状態判別段階

判別段階では、空気圧方式により計測した呼吸状態が未知の呼吸信号 $y_u(k)$ にたいし、(2)式、(3)式より、無呼吸評価信号 $w(L, s)$ における誤差評価値 $Q_u(k, s)$ を算出する。 $Q_u(k, s)$ を学習段階で作成した $P[Q_{ap}(s)]$, $P[Q_{br}(s)]$ に代入することで、時刻 k ごとに無呼吸状態の尤度 $L_{ap}(k) = P[Q_u(k, s)]$ 、呼吸状態の尤度 $L_{br}(k) = P[Q_u(k, s)]$ を求める。 $L_{ap}(k)$, $L_{br}(k)$ をもとに(4)式から $y_u(k)$ の時刻 k における呼吸状態 $Br(k)$ を判別する。

$$Br(k) = \begin{cases} 1(\text{無呼吸}) & : L_{ap}(k) > L_{br}(k) \\ 0(\text{呼吸}) & : L_{ap}(k) < L_{br}(k) \end{cases} \quad (4)$$

3. 検証実験

検証実験において、実験参加者は圧力センサを設置したベッドマットに横たわった状態で 30 秒間 $y(k)$ 計測する。計測中 20-30 秒の間、呼吸を止め無呼吸状態を再現する。呼吸状態のリファレンスとして、スパイロメータ(ミナト医科学株式会社:AS507)を用いて呼気流量を同時に計測し、各離散時刻 k の呼吸状態の真値 $T(k)$ を求める。1 名の実験参加者にたいし上記の計測を仰臥位、右側臥位、左側臥位、腹臥位の 4 臥位で行う。本実験では、10 名の参加者(ID1~ID10)に協力してもらい全 40 データの $y(k)$ を取得する。本実験では、 $\Delta t = 0.01s$, $K=3000$, $T_m = 10s$, $N_m = 1000$, $S_{low} = 0.5$, $S_{high} = 2$, $\Delta s = 0.1$, $N_s = 16$ とする。また多次元確率分布は、指数分布を用いた。

判定精度の評価は、Leave-one-subject-out 交差検証により、9 名のデータから確率分布 $L_{ap}(k)$, $L_{br}(k)$ を作成し、1 名の 4 臥位分の $y(k)$ をテストデータ $y_u(k)$ とし、各時刻の呼吸状態 $Br(k)$ を判別する。リファレンスによる真値 $T(k)$ において、 $T(k)$ が無呼吸状態の区間のうち、 $Br(k)$ が無呼吸状態の個数を TP, 呼吸状態であった個数を FN とする。また、 $T(k)$ が呼吸状態の区間のうち、 $Br(k)$ が無呼吸状態であった個数を FP, 呼吸状態であった個数を TN とする。TP, FN, FP, TN から評価用の 5 つの指標(感度, 特異度, 陽性的中率, 陰性的中率, F 値)を算出する。

4. 実験結果と考察

図 2 に、ID 1 の仰臥位における $y_{u,n}(k)$, $Q_u(k, s)$, $L_{ap}(k)$, $L_{br}(k)$ を示す。図 2(a)中のピンクの領域は、リファレンス $T(k)$ により無呼吸区間と判別された領域を表す。図 2(c)の赤線は $L_{ap}(k)$ 、青線は $L_{br}(k)$ を示す。

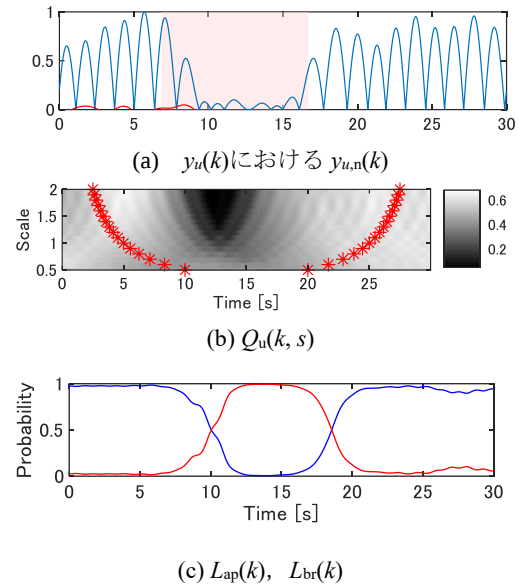


図 2 ID1 におけるテスト結果

スカログラムは、リファレンスの無呼吸区間では RMSE が小さく周波数が低くなっている。確率値も呼吸状態の切り替わり部分で、大小が逆転していることから、呼吸状態を正確に判別できていると言える。

図 2 における 5 つの評価指標はそれぞれ、感度 0.89, 特異度 0.95, 陽性的中率 0.89, 陰性的中率 0.95, F 値 0.89 となった。また、全被験者における交差検定の結果各指標の平均値は、感度 0.83, 特異度 0.90, 陽性的中率 0.82, 陰性的中率 0.91, F 値 0.82 となり、各時刻において、比較的高精度に呼吸の判別を行えることが確認できた。

最も判定精度が低かった ID8 は、 $y_u(k)$ における $y_{u,n}(k)$ のグラフにおいて呼吸状態による振幅に違いが表れていないことが原因であると考えられる。

本実験では、個人ごとに交差検証を行ったが、臥位によっても計測信号の振幅にばらつきが発生するため、臥位ごとの交差検証を行うことが今後の課題としてあげられる。

参考文献

- [1] A. Benjafield et al., "Global Prevalence of Obstructive Sleep Apnea in Adults: Estimation Using Currently Available Data," *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol. 197, p. A3962, 2018.
- [2] Y. Kurihara and 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, pp.1450-1459, 2012