

## 睡眠時における無呼吸状態推定のための最適周波数帯域の検討 Consideration of Optimal Frequency Band for Apnea State Estimation during Sleep

西尾 啓汰<sup>†</sup>高尾 郁也<sup>†</sup>鎌木 崇史<sup>‡</sup>栗原 陽介<sup>†</sup>

Keita Nishio

Ikuya Takao

Takashi Kaburagi

Yosuke Kurihara

### 1. はじめに

現在、世界における最も死者数の多い死因は虚血性心疾患であり、2016年度において948万人が死亡した[1]。近年、この虚血性心疾患と睡眠呼吸障害との関連が明らかになってきている[2]。虚血性心疾患の患者全体に占める睡眠時無呼吸症候群の併発率は30%以上となっている[3]、特に、虚血性心疾患の一つである虚血性心不全に至っては、患者の76%が睡眠時無呼吸症候群を併発している[4]。しかし、無呼吸状態は睡眠時にしか発生せず、睡眠時無呼吸症候群の罹患を患者が自ら認識することが難しい。このことから受診率は15%に留まっている。したがって、日常的なモニタリングにより、睡眠時無呼吸症候群の疑いのある患者を見つける必要がある。本稿では、睡眠中の無呼吸状態を無拘束に推定するため、空気圧方式の無拘束生体計測システム[5]から取得される呼吸信号における各時刻の周波数分布に着目した無呼吸検出手法を検討する。各時刻の周波数分布に対し、3つの異なる観点から特徴量を定義し、各特徴量の推定精度について比較する。

### 2. 提案手法

まず、圧力センサから出力されるエアマットレス内の圧力変化の連続信号  $x(t)$  を、A/D コンバータを通してサンプリング間隔  $dt$  でサンプリングし、離散信号  $x(k)$  としてコンピュータに取り込む。  $x(k)$  に対して、遮断周波数を 0.15Hz-0.45Hz に設定したデジタルバンドパスフィルタを適用したものを呼吸信号  $r(k)$  とする。  $k(=1,2,\dots,N)$  は離散時間ステップである。各時刻の周波数分布を取得するため、呼吸信号  $r(k)$  に対してウェーブレット変換を適用する。得られたウェーブレット係数行列を  $W(k, f)$  とする。  $f$  はスケールに対応した 0.018Hz から 43.412Hz を 113 分割した離散周波数である。  $W(k, f)$  に対して 3 つの異なる手法をそれぞれ適用し、推定精度を比較する。

手法 I では周波数分布の最大周波数を特徴量とする。  $W(k, f)$  の中で、スペクトルの強度が上位 10% に該当する周波数を抽出する。各離散時間  $k$  において、抽出された周波数が 1 つの場合は、それを特徴量  $D(k)$  とする。該当する周波数が複数個存在する場合はその中の最大周波数を  $D(k)$  とする。一つも抽出されない時刻においては、0Hz を  $D(k)$  とする。  $D(k)$  は一定以上の強度を持つ最大周波数の時系列信号となっている。無呼吸状態においては  $D(k)$  が小さくなると考え、  $D(k)$  に対して、0.05Hz を閾値とした閾値法によって無呼吸状態を検出する。

手法 II では正常呼吸時において主となる周波数帯域のスペクトルの和を特徴量とする。  $W(k, f)$  に対して次数を 2 として非負値行列因子分解を適用し、得られた周波数方向の 2 つのベクトルそれぞれが最大となる周波数の間の帯域を呼吸周波数帯域  $f_{low}-f_{high}$  とする。  $W(k, f)$  の各時刻  $k$  において、呼吸周波数帯域  $f_{low}-f_{high}$  の強度の和を取ったものを

$E(k)$  とする。  $E(k)$  は呼吸周波数成分がもつ強度の時系列信号となっている。無呼吸状態では呼吸成分が消失することにより  $E(k)$  が小さくなると考え、  $E(k)$  に対して ROC 曲線により求めた閾値  $\epsilon$  によって無呼吸状態を検出する。

手法 III では全周波数帯域を積層自己符号化器により次元圧縮したものを特徴量とする。  $W(k, f)$  に対して、まず特徴量である各時刻の 113 次元の離散周波数を自己符号化器により 75 次元の隠れ層  $H_1(k)$  に圧縮する。さらに、  $H_1(k)$  を入力とし、自己符号化器により、50 次元の隠れ層  $H_2(k)$  に圧縮する。  $H_2(k)$  を入力として、呼吸/無呼吸を出力としたニューラルネットワークにより判別を行う。

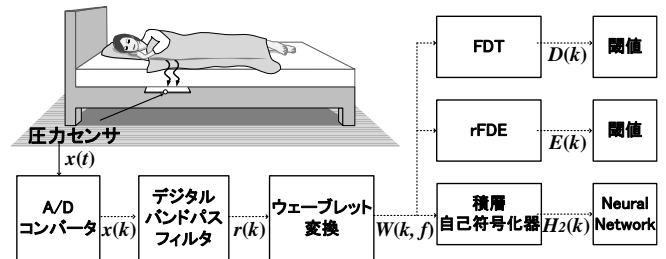


図 1 提案手法の概要

### 3. 実験

#### 3.1 実験環境

検証実験では、245mm×800mm のシート 2 枚、ゴムチューブ、コンデンサマイクから構成される高感度圧力センサを用いる。ゴムチューブの一端を密閉し、もう一端にコンデンサマイクロフォンを取り付けることで、ゴムチューブ内の圧力変化を計測する。この圧力センサを一般的なベッドマットレスの下に設置する。設置位置は、被験者の心臓の直下となるよう、ベッドフレームの頭側から 60cm の位置とした。A/D コンバータとして、Multifunction I/O Device USB-6000(National Instruments Corporation)を使用し、サンプリング間隔  $dt$  は 10ms、計測時間は 180s とした。よって、  $N=18000$  点の離散データが取得された。

#### 3.2 実験手順

本実験では、体格の異なる 20 代の健康な男女 5 名を被験者とした。総データ数は、各被験者が 4 つの臥位条件(仰臥位、腹臥位、右側臥位、左側臥位)でデータ計測を行ったため 20 である。データ計測開始前に 40 秒の安静時間を設け、その後、180 秒間のデータ計測が開始される。計測開始後、20 秒後から 40 秒後、80 秒後から 100 秒後、140 秒後から 160 秒後の 3 区間において呼吸を止めて無呼吸状態を再現した。このとき、無呼吸状態開始時と終了時にはそれを知らせる音声ファイルが再生される。取得されたデータを手法 I、手法 II、手法 III により解析した。

### 3.3 評価方法

各時刻の推定結果は、表1に示すように4種類が考えられる。TPは無呼吸状態が正しく推定された場合、TNは呼吸状態が正しく推定された場合、FPは呼吸状態が誤って無呼吸状態と推定された場合、FNは無呼吸状態が誤って呼吸状態と推定された場合である。これらの値から、(1)~(3)式に示す3つの評価指標を算出する。なお、手法II及び手法IIIに関しては、以下に示す2種類の交差検定を行った。

表1 推定結果の分類

		真の状態	
		無呼吸状態	呼吸状態
推定状態	無呼吸状態	TP	FP
	呼吸状態	FN	TN

$$\text{Sensitivity}(Sen) = \frac{TP}{TP + FN} \quad (1)$$

$$\text{Specificity}(Spe) = \frac{TN}{TN + FP} \quad (2)$$

$$\text{Accuracy}(Acc) = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \quad (3)$$

#### 3.3.1 被験者ごとの評価方法

手法Iでは各被験者ごとの3つの指標の平均値を求める。手法IIと手法IIIでは、被験者のうち、任意の被験者1名をテスト被験者として取り出し、残りの被験者のデータを学習データとする。学習データは、手法IIではROC曲線に基づいた閾値 $\epsilon$ の決定に使用し、手法IIIでは隠れ層 $H_1(k)$ 、 $H_2(k)$ の学習に使用する。各被験者をテスト被験者として評価指標を算出し、平均値を求める。その平均値によって3つの手法を評価する。

#### 3.3.2 臥位ごとの評価方法

手法Iでは各臥位ごとの3つの指標の平均値を求める。手法IIと手法IIIでは、全臥位のうち、任意の臥位をテスト

表2. 被験者ごとの3手法の評価結果

	手法I			手法II			手法III		
	Sen	Spe	Acc	Sen	Spe	Acc	Sen	Spe	Acc
被験者1	0.83	0.91	0.88	0.86	0.89	0.88	0.87	0.94	0.92
被験者2	0.68	0.90	0.83	0.85	0.83	0.83	0.87	0.91	0.89
被験者3	0.91	0.53	0.66	0.81	0.77	0.78	0.85	0.83	0.84
被験者4	0.84	0.95	0.91	0.90	0.93	0.92	0.89	0.95	0.93
被験者5	0.85	0.80	0.82	0.87	0.87	0.87	0.83	0.97	0.93
平均値	0.82	0.82	0.83	0.86	0.86	0.86	0.86	0.92	0.90

表3. 臥位ごとの3手法の評価結果

	手法I			手法II			手法III		
	Sen	Spe	Acc	Sen	Spe	Acc	Sen	Spe	Acc
仰臥位	0.78	0.92	0.87	0.89	0.85	0.87	0.83	0.93	0.90
腹臥位	0.71	0.92	0.85	0.87	0.90	0.89	0.89	0.91	0.91
右側臥位	0.89	0.72	0.78	0.77	0.88	0.84	0.83	0.92	0.89
左側臥位	0.91	0.71	0.78	0.90	0.79	0.83	0.91	0.92	0.91
平均値	0.82	0.82	0.82	0.86	0.86	0.86	0.87	0.92	0.90

† 青山学院大学 Aoyama Gakuin University

‡ 国際基督教大学 International Christian University

臥位として取り出し、残りの臥位のデータを学習データとする。被験者単位の交差検定と同様、学習データにより学習を行い、各臥位をテスト臥位として算出した評価指標の平均値を求める。その平均値によって3つの手法を評価する。

### 4. 実験結果

3手法の被験者単位、臥位単位の評価結果をそれぞれ表2、表3に示す。評価結果の平均値から、手法III、手法II、手法Iの順に精度がよいことがわかる。

### 5. 考察・展望

本研究では低周波数帯域の呼吸による振動成分に着目して検証し、その帯域すべての情報を用いた場合が最もよいという結果になった。これは使用する周波数帯域が広いほど、呼吸に関する情報量が多いためであると考えられる。今後の課題として、高周波数帯域に観測される呼吸音を用いることや、心弾動や心音といった心臓の情報を活用することが考えられる。

#### 参考文献

- [1] GBD 2016 Causes of Death Collaborators, "Global, regional, and national age-sex specific mortality for 264 causes of death, 1980–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016," *THE LANCET*, Vol.390, No.10100 (2017).
- [2] 百村伸一, "睡眠呼吸障害と循環器疾患:Overview", 日本心臓病学会誌, Vol.7, No.1(2012)
- [3] F. Maia, A. Goulart, L. Drager, H. Staniak, I. Santos, P. Lotufo and I. Bensenor. "Impact of High Risk for Obstructive Sleep Apnea on Survival after Acute Coronary Syndrome: Insights from the ERICO Registry," *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, Vol.108, No.1 (2017).
- [4] O. Oldenburg, B. Lamp, L. Faber, H. Teschler, D. Horstkotte and V. Topfer. "Sleep-disordered breathing in patients with symptomatic heart failure A contemporary study of prevalence in and characteristics of 700 patients," *European Journal of Heart Failure*, Vol.9 (2007)
- [5] 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, (2012)