

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 28 年 6 月 13 日現在

機関番号：32613

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2012～2015

課題番号：24500213

研究課題名(和文) 睡眠時無呼吸症候群の簡易診断システムの構築

研究課題名(英文) Development of Simplified Diagnosis System for Sleep Apnea Syndrome by Breath Sound

研究代表者

中島 弘史 (Nakajima, Hirofumi)

工学院大学・情報学部・准教授

研究者番号：40613641

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,700,000円

研究成果の概要(和文)：手軽で低コストなSAS診断システムを構築することを目的とし、睡眠中の呼吸音のみから無呼吸低呼吸指数(AHI)を予測するモデルを構築した。本モデルは、睡眠中の呼吸音からいびきを検出し、いびきのない区間(休止区間)の継続長に関するヒストグラムから、SASの診断基準であるAHIを予測するものである。AHIの予測精度を高めるためバンドパスフィルタ、パワースペクトルサブトラクション、最大パワー波形化、ダイナミックレンジ波形化などの処理を行った。SASの入院患者11名について本モデルの予測精度を分析したところ、AHIの平均推定誤差は約37%であった。

研究成果の概要(英文)：Sleep Apnea Syndrome (SAS) is a type of disorder that causes behavioral effects such as airway obstruction and/or neural abnormality due to Apnea, and lower oxygen saturation (SpO₂) based on abnormal ventilatory function due to Hypopnea. As an aim of this research, a simple and low-cost SAS diagnosis system based on breath sounds was proposed including a prediction model for Apnea Hypopnea Index (AHI) as a part of the system. The feature of this model is to detect a snore sound during sleep and to estimate AHI as a criterion for SAS diagnosis by means of a weighting histogram for the duration of estimated Apnea. As a result of extracting acoustic characteristics for the detected snoring sounds, the correlation between Apnea periods and Hypopnea periods was found on the histogram for the duration of estimated Apnea. AHI prediction model by the histogram was designed. Verifying the efficacy of the prediction model, the average relative error was 37%.

研究分野：音響信号処理

キーワード：睡眠時無呼吸症候群 無呼吸低呼吸指数

1. 研究開始当初の背景

睡眠時無呼吸症候群 (SAS) は、気道の閉塞や神経系の異常により、睡眠中に呼吸が停止する無呼吸や、換気機能の低下によって血中酸素濃度が低下する低呼吸が発生する病である。SAS 患者は、無呼吸や低呼吸によって睡眠の質が著しく低下する。このため、SAS は日中の強い眠気や倦怠感などの多種多様な症状を誘因し、生産性を低下させる。SAS の特徴として、無呼吸・低呼吸に伴う呼吸努力の際に発せられる大きないびきが挙げられる。しかし、SAS は、患者の大半に自覚症状がない病である。このため、同居者がいない場合、病の発見が遅れるために重症化する傾向がある。実際に、SAS 患者が日中の強い眠気によって交通事故を引き起こす例が報告されるなど、社会的な影響は大きい。SAS の主な診断方法には終夜睡眠ポリグラフ検査や携帯用装置 (アプノモニタ) による簡易検査があるが、いずれもコストが高く手軽に実施できない。このため、SAS を手軽かつ低コストに診断する手法の確立と普及が望まれる。

2. 研究の目的

睡眠時無呼吸症候群 (SAS) の早期発見のため、手軽かつ低コストで簡易的に診断できるシステムを構築することを目的とする。

3. 研究の方法

睡眠中の呼吸音をもとに SAS を診断指標である無呼吸低呼吸指数 (AHI) を予測するモデルを構築し、スマートフォン上で動作するアプリとしてシステムを構築する。具体的な手順は、年度毎に下記の通り進める。

(1) 2012 年度 睡眠時における音環境の調査と、ハードウェア要件の明確化 (スマートフォンの性能調査) を行う。

(2) 2013 年度 呼吸音からいびきを検出するために有効な音響特徴量の抽出と、その特徴量からいびきの有無を判定する判別器の作成と評価を行う。

(3) 2014 年度 無呼吸低呼吸指数 (AHI) を予測するモデルを構築するとともに、その予測モデルの汎化性能や対雑音性能を評価する。

(4) 2015 年度 正常者を含めた重症度の判別性能評価を評価する。また開発した AHI 予測モデルに基づくスマートフォン用アプリを開発する。

4. 研究成果

(1) 2012 年度の成果 睡眠時の音環境調査では、7 名の自宅にて睡眠環境における暗騒音と呼吸音のレベルの評価を行った。マイクロホンは枕元から 1m 離れた場所に設置した。図 1 は、収録機材と設置状況を示している。

分析の結果、暗騒音は環境により異なり、50 ~ 70dB(C) である事がわかった。呼吸音の信号からいびきの部分を抽出し、周波数分析を行った。図 2 はいびきの周波数特性である。図よりいびきの主要帯域は 100Hz ~ 500Hz であることがわかった。この帯域での暗騒音は 20 ~ 40dB であり、いびきの大きさが 50 ~ 70dB であることから、枕元から 1m 以内の場所に集音機器を設置すれば、十分な SN 比でいびきの音を収録できる事がわかった。一方、寢息の音は、ほとんどの環境で暗騒音に埋もれて観測が困難である事がわかった。

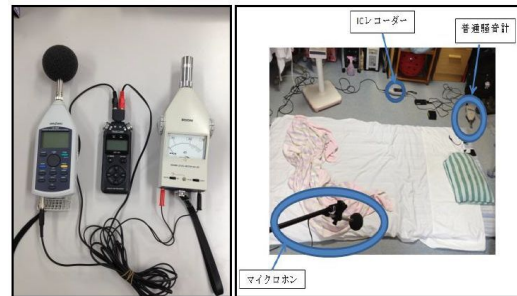


図 1 睡眠時環境調査の機材と設置状況

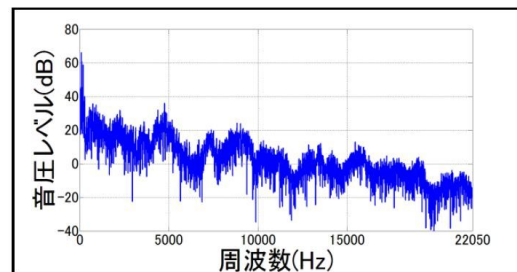


図 2 いびきの周波数特性

ハードウェア要件の明確化では、図 3 に示すスマートフォン 4 機種について、搭載されたマイクロホンのもつ周波数特性とダイナミックレンジについて調査した。図 4 に示すように、測定は無響室で実施し、スピーカから 1m 離れた位置でスマートフォンを設置し、ノート PC および DA 変換器を用いてスピーカから複数の振幅の TSP 信号を流す事で行った。表 1 はその結果であり、縦の項目は出力信号の振幅、横の項目が対象機、表の値が収録された音のレベルである。騒音計のレベルが真値であり、この値に近いレベルであるほど正確な測定が可能である事がわかる。表より、ほとんどの機種で、40dB ~ 70dB の範囲では高いニアリティを有する事がわかった。図 5 は、出力レベル 60dB での周波数特性を示したものである。左がスマートフォンの特性、右が騒音計で収録した特性であり、騒音計の特性に近いほど周波数特性が平坦である事を意味する。図より、ほとんどのスマートフォンは、100Hz ~ 8000Hz までの音を収録可能であることがわかる。以上の事から、口元に非常に近い位置に収録機器を設置しない限り、スマートフォンでいびき音を収録する事に問題がない事が確認できた。



図3 調査した4種のスマートフォン

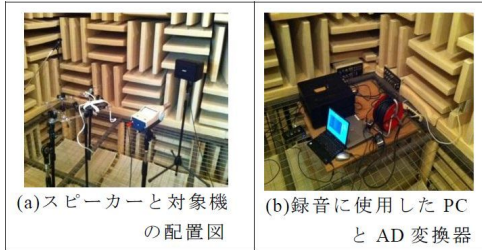


図4 スマートフォン特性の測定

表1 スマートフォンの録音レベル特性

対象	騒音計	iPhone4	Galaxy	Regza	Nexus7
出力レベル					
入力レベル					
無音	27	25	26	32(×)	20
100	38	32	32	34(×)	30
316	42	40	40	41	40
1000	50	50	50	50	50
3160	60	60	60	59	60
10000	70	69	70	69(×)	68(×)
31600	80	78	78(×)	73(×)	73(×)

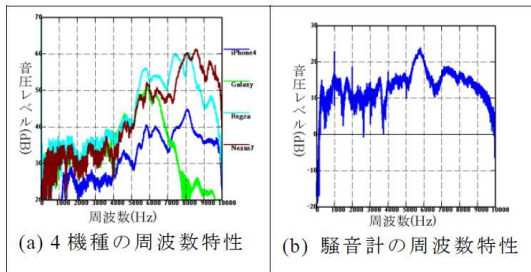


図5 スマートフォンの周波数特性

(2) 2013年度の成果 いびきの検出に有効な特徴量を検討し、音圧レベルとエンベロープが有効である事がわかった。特徴量としては上記の他、ピーク周波数とメル周波数ケプストラム係数(MFCC)も検討した。図6はスペクトログラム、図7はエンベロープ、図8はピーク周波数、図9はMFCCである。どの図も左図がいびきあり、右図いびきなしの場合であり、目視によりその違いが明らかである。特徴量を判別する判別器として、Fisherの線形判別(FLD)、線形判別分析(LDA)、サポートベクターマシン(SVM)の3種を検討した。その結果、SVMが最も判別率が高い事がわかった。図10は、特徴量の組み合わせと各判別器に対するいびきの誤検出率を示している。上段は音の大きな強いいびき、下段は音の小さい弱いいびきに対する結果である。図よりFLDの判別精度は悪く、LDAとSVMは同程度である。特徴量は、MFCCが最も優れており、

弱いいびきでも、誤検出率は0%である。しかしMFCCは12次元のデータであり、他の特徴量は1次元である。MFCC以外の3つの特徴量を組み合わせた3次元の特徴量では、SVMでの誤判別率は5%程度未満であり、計算量の点等を考慮すると実用上は有効である。

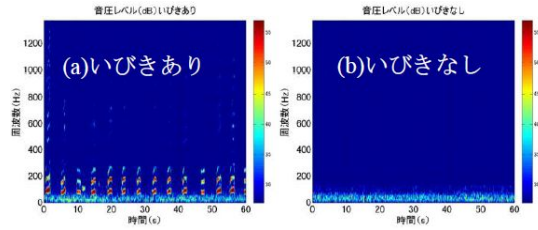


図6 いびき有り無しでのスペクトログラム

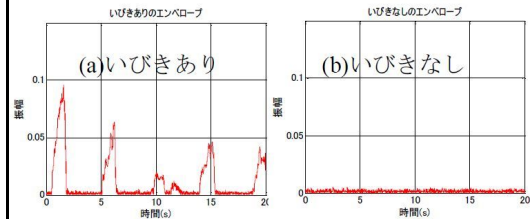


図7 いびき有り無しでのエンベロープ

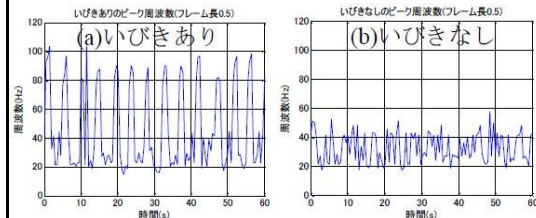


図8 いびき有り無しでのピーク周波数

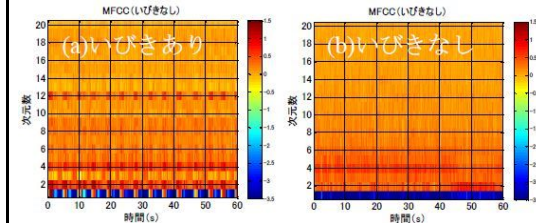


図9 いびき有り無しでのMFCC

パターン番号	特徴量の組み合わせ	判別器別のMCR [%]		
		FLD	LDA	SVM
PC1	F1	83.567	17.767	9.340
		14.037	27.530	27.530
PC2	F2	83.567	0.562	0.070
		89.880	36.235	40.044
PC3	F3	83.567	0.000	0.000
		90.751	7.617	5.114
PC4	F1, F2, F3	83.567	0.000	0.000
		79.325	6.855	4.461
PC5	F4	0.140	0.000	0.000
		66.485	0.000	0.000
PC6	F1, F2, F3, F4	0.281	0.000	0.000
		91.621	0.000	0.000

F1: ピーク周波数、F2: 音圧レベル
F3: エンベロープ、F4: MFCC (12次元)

図10 特徴量と判別器別の誤判別率(MCR)

(3) 2014年度の成果 いびきを含む呼吸音の信号から、SASの診断指標であるAHIを予測するモデルを構築した。このモデルは、図11に示すような、パワースペクトル減算による雑音抑圧処理、ダイナミックレンジ波形の

計算、閾値処理による推定いびき区間の検出、ヒストグラムの計算などの複数の処理で実現されている。

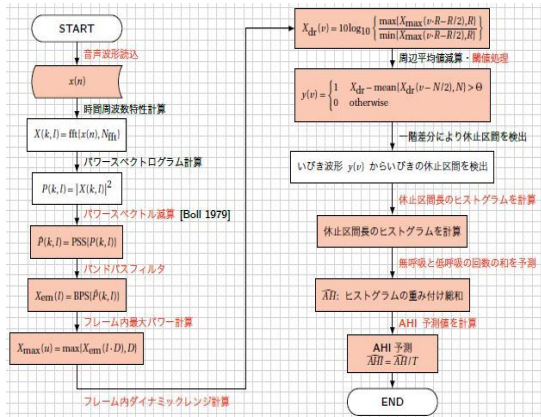


図 1 1 無呼吸低呼吸指数(AHI)予測モデル

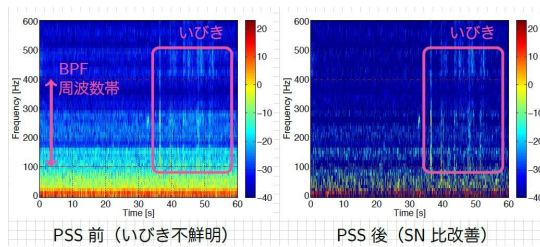


図 1 2 雑音抑圧前後のスペクトログラム

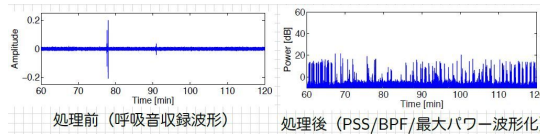


図 1 3 雑音抑圧処理前後の時間波形

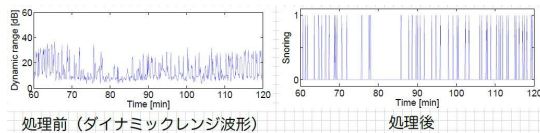


図 1 4 DR 波形からのいびき区間検出

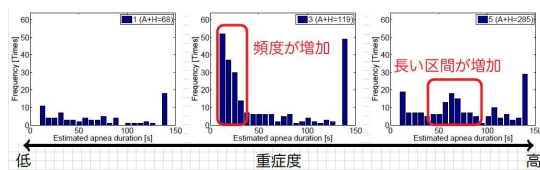


図 1 5 休止区間のヒストグラム



図 1 6 収録装置および収録環境(病院)

図 1 2 および図 1 3 は、いびき区間に対する雑音抑圧前(左図)および抑圧後(右図)のスペクトログラムおよび時間波形である。図

1 2 より処理前では、低周波の雑音が多く含まれる事がわかる。図 1 3 より、処理前では雑音に埋もれていびきの区間は確認できないが、処理後ではいびきによる音圧の変動が観測できる。なお処理前の 78min 付近にある振幅の大きい箇所は物音である。図 1 4 は、雑音抑圧後に算出したダイナミックレンジ波形(DR、左図)とその閾値処理により検出したいびきの区間(右図)である。図 1 5 は隣接するいびき区間の間の区間として求めたいびきの休止区間のヒストグラムである。横軸は休止時間、縦軸はその頻度であり、SAS の重症度が異なる 3 名の結果を示した。SAS 重症度が高くなると、いびきの頻度があること、また休止区間の長いいびきが増加することがわかる。このヒストグラムに重みをつけて加算することで AHI を推定した。SAS の入院患者 11 名を対象に、入院検査(睡眠ポリグラフィ検査)により得られた AHI を真値とし、本モデルによって推定した AHI の誤差を評価した。図 1 6 は、収録時に用いた機材と収録環境を示している。音の収録には TASCAM 社の IC レコーダ DR-05 を、AHI の真値には日本光電社の PSG-1100 を用いて測定した検査結果から、山口泰弘医師が無呼吸と低呼吸区間を確定して求めた。表 1 は、誤差を評価した結果であり、縦の列は被験者、3 列目「AHI」が真値、4 列目「AHI^」が推定値、5 列目が誤差を表している。被験者(1)~(5)と(A)~(E)は、データ収録時期が異なる。(1)~(5)のデータは、AHI 推定モデルを設計する際に利用した一方、(A)~(E)のデータは、AHI 推定モデル構築後に評価用に用いたデータである(オープンテスト)。誤差の大きい被験者(A)、(C)の呼吸音を確認した所、(A)は苦しそうな呼吸が多くいびきは少ない被験者であった。また(C)はいびきの音が小さく音響的に判別が困難であった。全体の平均相対誤差は 37%であり、ほとんどの被験者が誤差 30%未満で AHI を予測できることがわかる。

表 1 AHI の予測誤差

被験者	AH	AH^	AHI	AHI^	ε [%]
(1)	68	69.50	16.06	16.42	2.21
(2)	87	38.33	40.62	17.90	55.94
(3)	119	146.00	23.80	29.20	22.69
(4)	262	227.33	31.41	27.25	13.23
(5)	285	231.50	38.04	30.90	18.77
(A)	315	15.17	60.67	2.92	95.19
(B)	336	172.67	66.64	34.25	48.61
(C)	228	15.00	39.25	2.58	93.42
(D)	103	76.50	24.33	18.07	25.73
(E)	274	309.17	30.61	34.54	12.83
(F)	166	205.17	31.22	38.59	23.59

(4) 2015 年度の成果 前年度までの SAS 患者データに加えて、SAS 患者ではない正常者のデータを収録して評価を行った。正常者デー

夕は、一般家庭において収録した。本モデルによる AHI の推定には SAS 患者収録時と同じ IC レコーダ (図 1 7 (a)) を用いた。真値の AHI は、PSG 検査ではなく、 chests 社製の在宅簡易検査装置 (APNOMONITOR mini、図 1 7 (b)) による値を利用した。この結果、従来の SAS 患者のみで最適化したパラメータで AHI を予測すると、正常者に対して大きな誤差が生じる事がわかった。図 1 8 は、正常者を含めた AHI の真値と推定値を示したものである。SAS 患者は被験者番号 1 ~ 11、正常者は 12 ~ 16 である。正常者の AHI の真値は 10 未満であるのに対し、推定値は 20 を超える場合が多い事がわかる。この原因を調査した結果、いびき音の抽出で用いた低周波帯域 (100Hz ~ 400Hz) における暗騒音が一般家庭と病院で大きく異なる事がわかった。そこで抽出帯域を高周波帯域 (5k ~ 10kHz) に変更した。この帯域はいびきのパワーは低いものの、暗騒音が小さいため S/N 比は低くなく、一般家庭と病院での差が少ない。図 1 9 は、抽出帯域を高周波にした場合の AHI の真値と推定値である。図 1 8 と比較すると SAS 患者に対する AHI の推定精度は若干低下したものの、正常者の AHI 推定精度は大幅に改善した。



(a) IC レコーダ (b) 在宅簡易検査装置
図 1 7 自宅環境における収録装置

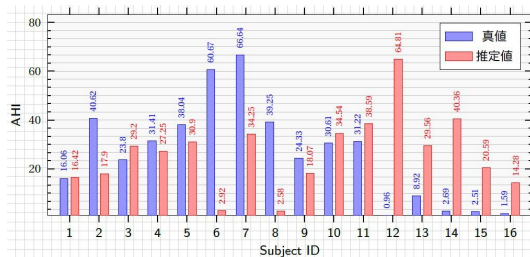


図 1 8 AHI の真値と推定値 (100-400Hz)

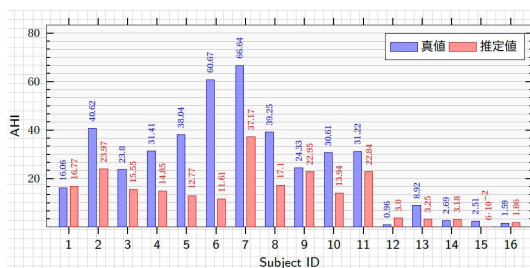
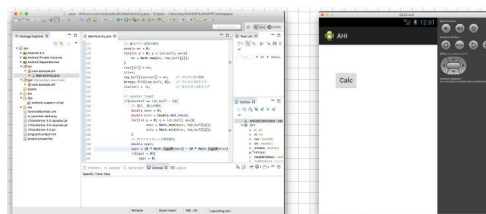


図 1 9 AHI の真値と推定値 (5k-10kHz)

本研究で用いた AHI 予測モデルを実装した研究開発者向けのスマートフォンアプリを構築した。図 2 0 はアプリの開発画面および実行画面である。本アプリは、さまざまなパラメータで本モデルで推定した AHI を算出できる。また各処理の中間結果をデータとして出

力する機能も備えている。



アプリの開発画面

アプリの実行画面

図 2 0 開発したスマートフォンアプリ

5 . 主な発表論文等

〔学会発表〕(計 5 件)

林優太、加科優希、村上哲郎、中島弘史、山口泰弘、呼吸音に基づく AHI 予測モデル (DREAM) における呼吸音検出精度の分析、日本音響学会、春季研究発表会、3 - 3 - 15、2016 年 3 月 11 日、桐蔭横浜大学 (神奈川県・横浜市)

加科優希、林優太、坂田直人、中島弘史、山口泰弘、呼吸音に基づく無呼吸低呼吸指数予測モデル (DREAM)、電子情報通信学会、第 28 回 回路とシステムワークショップ、Bd2 - 4 - 4、pp. 412 - 417、2015 年 8 月 4 日、淡路夢舞台国際会議場 (兵庫県・淡路市)

加科優希、中田日都、坂田直人、中島弘史、山口泰弘、呼吸音による無呼吸低呼吸指数予測モデルの分析、電子情報通信学会 & 日本音響学会共催、応用 (電気) 音響研究会、EA2014 - 113、2015 年 3 月 2 日、ホテルミヤヒラ (沖縄県・石垣市)

数納聖冴、神藤徳彦、加藤優基、中島弘史、三好和憲、睡眠時無呼吸症候群の簡易診断システム構築に向けた音環境調査とハードウェア要件の明確化、電子情報通信学会 & 日本音響学会共催、応用 (電気) 音響研究会、EA2012 - 141、2013 年 3 月 12 日、KDDI 研究所 (埼玉県・ふじみ野市)

加科優希、和井田将広、中島弘史、三好和憲、呼吸音検出アルゴリズムにおける判別器の作成と評価、日本音響学会、春季研究発表会、1 - P3 - 23、2012 年 3 月 10 日、日本大学理工学部 (東京都・千代田区)

〔その他〕

本研究のデータを公開したホームページ：
<http://alice.info.kogakuin.ac.jp/kakenhi.php>

6 . 研究組織

(1) 研究代表者

中島 弘史 (NAKAJIMA, Hirofumi)
工学院大学・情報学部・准教授
研究者番号：4 0 6 1 3 6 4 1

(2) 研究分担者

山口 泰弘 (YAMAGUCHI, Yasuhiro)
東京大学・医学部・講師
研究者番号：6 0 3 7 6 4 7 3