

薬理と臨床

vol.17 no.5 2007

合本別刷

第 31 回

肺音（呼吸音）研究会

Proceedings of
The 31th Lung Sounds
Research Conference
November 2006

医薬出版

肺音（呼吸音）研究会

● Symposium

〈第 31 回〉

肺音(呼吸音)研究会

The 31th Lung Sounds Research Conference

2006 年 11 月 11 日 (東京)

当番幹事

日本医科大学

内科学講座

村田 朗

● 目 次

演題 1～2	座長 済生会吹田病院 呼吸器科 長 澄人	
◇演題 1	着たままで胸部聴診を可能にするシャツの開発	7
	近畿大学医学部 堺病院呼吸器科 長坂 行雄, 保田 昇平, 家田 泰浩	
	国立病院機構 福岡病院 下田 照文	
	南和歌山医療センター 土生川千珠	
◇演題 2	ワイヤレス加速度センサを用いた新しい咳嗽モニタリングシステムの開発	11
	日本医科大学内科学講座 呼吸器・感染・腫瘍部門	
	村田 朗 工藤 翔二	
演題 3～4	座長 伊勢原協同病院 米丸 亮	
◇演題 3	肺音の自動認識における基礎検討 (II)	19
	鈴鹿医療科学大学大学院 保健衛生学研究科 医療画像情報学専攻	
	近藤 文麿	
	鈴鹿医療科学大学 医用工学部 臨床工学科	
	鈴木 彰文	
◇演題 4	肺音の自動認識における副雑音の検出アルゴリズム	25
	鈴鹿医療科学大学大学院 保健衛生学研究科 医療画像情報学専攻	
	淵田 篤 近藤 文麿	
	鈴鹿医療科学大学 医用工学部 臨床工学科	
	鈴木 彰文	

演題 5～7	座長 鈴鹿医療科学大学 医用工学部 鈴木 彰文	
◇演題 5	肺音データベースの作成と異常音の検出実験……………	33
	長崎大学工学部 情報システム工学科 宮原 未治, 田中 研勢, 北里 圭子, 喜安 千弥	
	長崎大学医学部 医歯薬学総合研究科 早田 宏, 河野 茂	
	川崎医科大学 呼吸器内科 岡 三喜男, 尾長谷 靖, 矢木 真一, 大植 祥弘	
	医療法人鉄蕉会亀田総合病院 小野沢 滋	
◇演題 6	統計モデルを用いた異常肺音検出法に関する検討……………	41
	長崎大学工学部 情報システム工学科 山内 勝也, 山下 優, 松永 昭一 宮原 未治	
	国立病院機構 福岡病院 中野 博	
◇演題 7	小型 (6 mm) マイクを利用する加速度計型聴診センサの改良……………	47
	坂尾富士彦	
演題 8～9	座長 日本医科大学 多摩永山病院 小児科 高瀬 真人	
◇演題 8	小児期気管支喘息児の呼吸音解析を用いたロイコトリエン受容体拮抗薬の効果判定……………	55
	国立病院機構 南和歌山医療センター 小児科 土生川千珠	
	近畿大学医学部 小児科 村上佳津美	
	近畿大学医学部堺病院 呼吸器科 長坂 行雄	
◇演題 9	睡眠呼吸障害におけるいびき評価指標についての検討……………	61
	国立病院機構 福岡病院呼吸器科 中野 博	

着たままで胸部聴診を可能にする シャツの開発

近畿大学医学部 堺病院呼吸器科
長坂 行雄 保田 昇平 家田 泰浩
国立病院機構 福岡病院
下田 照文
南和歌山医療センター
土生川千珠

はじめに

検診や診察では下着を脱ぐことが習慣化し必要でもあった。しかし、プライバシー保護の面からもシャツを着たままで聴診が出来ることが望ましい。我々は7種類の生地で作られたシャツを通した聴診所見を比較した。そのうち2種類の生地では聴診所見が素肌に直接聴診器を当てた場合と雑音、呼吸音の減弱に関して遜色なかった。もっとも性能の良かった生地を素肌、市販の下着生地と比較し、実用性を検証した。

対象と方法

対象は健康成人3名のボランティアで7種の素材のシャツを着用し、肺音解析を行って、雑音、吸気呼気呼吸音の聴こえやすさを比較した。素材の

うちT1とT2は聴診に適すると考えられた新素材によって本研究のために作成したシャツである。市販はされていない。それ以外のシャツは市販の女性用あるいは男性用肌着である。呼吸音は肺音解析器(SSAS-2000, KENZMEDICO, Saitama, Japan)で解析した。今回の解析では聴取可能でかつ、再現性のある吸気および呼気の最高周波数の基準として、3呼吸周期以上で記録され、それぞれ0.06秒以上の持続がある-50dB以上の強さを持つ呼吸音の周波数の最高値とした。雑音の判定は再生音と解析画面を照合しながら判定した。診察場や、検診会場での聴診環境では、正常呼吸音(肺胞音)は吸気にのみスーッと聴かれる程度である。300Hzでは呼気音は微弱だが聴取可能である。吸気音も400Hzで音が減弱する素材では、呼吸音が鈍って聴こえることが判明した。これらの検討により、吸気音の聴こえやすさ(記録された音の強度)の比較は300Hzと400Hz、呼気音の

Auscultation of the Chest may be Easier when Patients are Wearing Under Shirts than on the Bare Chest
Yukio NAGASAKA (Department of Pulmonary Medicine at Kinki University Sakai Hospital, Osaka, Japan) et al.

ノイズについての検討

- ・皮膚あるいは衣類と聴診器が擦れるノイズ
- 擦れノイズの解析波形は正常呼吸音と異なり鈍っている

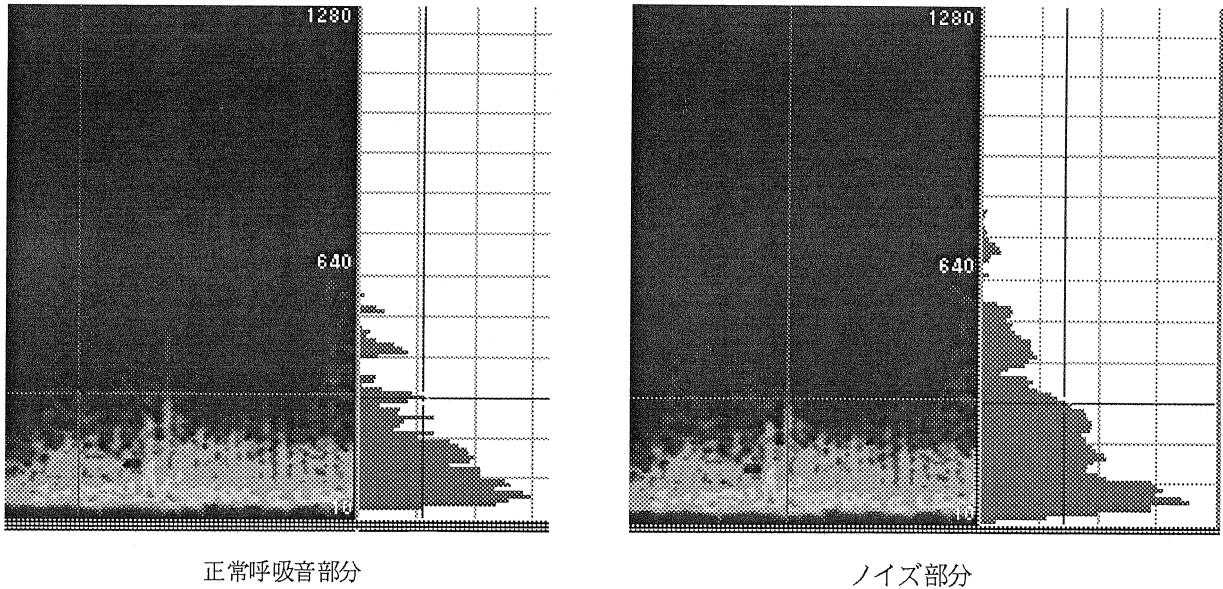


図1 呼吸音のサウンドスペクトログラム解析像

左右（正常呼吸部分とノイズ部分）の図の左半分は通常の解析画面で横軸は時間、縦軸は周波数（Hz）である。縦線の部分（時点）での解析図が右半分に示され周波数ごとの音の強さを示す。正常呼吸部分では輪郭がスムーズでないが、ノイズ部分では滑らかな移行を示す。

表1 素肌と各素材ごとのノイズの数と性状

素材	雑音数(1画面約10秒)	雑音の特徴
素肌	4	パリッ。気になりにくい
T1	9	パリッ。気になりにくい
T2	2	極めて少ない
T3	9	少し鈍い雑音
T4	11	大きな雑音。気になる
T5	25	小さいが呼吸音と似る
T6	14	まとまって大きな雑音
T7	6	大きな擦れ音

表2 吸気300Hzでの各素材のシャツ着用時の呼吸音の強さ

素材	平均音量	標準偏差
素肌	-0.07	3.81
T1	-8.49	5.12
T2	-7.03	3.38
T3	-15.36	5.13
T4	-11.99	4.89
T5	-14.76	3.66
T6	-11.54	4.40
T7	-4.72	6.56

素材T1, T2, T7 シャツ着用での呼吸音の減弱は-10 dBmとわずかだった。

(例1: 3呼吸周期, 各呼吸で最大音5サンプル n=15)

比較は300Hzで行った。

成 績

1. 聴診での雑音の検討

雑音の大半は聴診器とシャツあるいは皮膚との

摩擦によって発生する。摩擦雑音は解析画面でも特徴的な解析波型を示す(図1)。シャツの素材ごとに雑音の多さと雑音の性質に特徴を認めた(表

表3 呼気300Hzでの各素材のシャツ着用時の呼吸音の強さ

素材	平均音量	標準偏差
素肌	-25.9	3.33
T1	-31.3	4.15
T2	-24.7	5.10
T3	-27.3	3.19
T4	-38.9	4.92
T5	-33.3	4.02
T6	-35.3	0.98
T7	-33.3	3.25

T4以外では皮膚に直接聴診器を当てたときとの差は-10dBm以下であった。

(例1: 3呼吸周期, 各呼吸で最大音5サンプル n=15)

表4 吸気400Hzでの各素材のシャツ着用時の呼吸音の強さ

素材	平均音量	標準偏差
素肌	-15.5	3.26
T1	-24.3	3.35
T2	-27.5	3.93
T3	-39.3	3.80
T4	-38.6	4.47
T5	-35.0	3.59
T6	-34.8	5.27
T7	-36.0	2.63

素材T1, T2以外の素材では-20dBm程度以上の減弱を示した。

(例1: 3呼吸周期, 各呼吸で最大音5サンプル n=15)

1)。

2. 300Hz, 400Hzでの吸気音, 呼気音の比較

吸気300Hzの比較では素材T1, T2, T7シャツ着用での呼吸音の減弱は-10dBmとわずかだった(表2)。呼気300Hzでは素材T4以外では皮膚に直接聴診器を当てたときとの差は-10dBm以下であった(表3)。吸気400Hzでの比較では素材T1, T2以外の素材では-20dBm程度以上の減弱を示した(表4)。すなわちT1とT2は吸気音が減弱するが, 十分に聴き取れる程度であった。

しかし, 素材3~7ではほとんど聴き取れないほど吸気音が減弱した。市販のシャツ素材では比較的高音部の減弱が著しく, 極端に鈍った音として聴かれ, 着用しての聴診は困難であることが明らかになった。

結 論

新たに作成したT1とT2のシャツはノイズが比較的少なく, また300Hz, 400Hzでの呼吸音の減衰も軽度であった。シャツも素材によっては素肌での聴診に遜色ない聴診性能を有する。

文 献

- 1) 長坂行雄, 保田昇平, 家田泰浩 他: 気管支喘息の連続性ラ音解析の試み, 薬理と臨床, 14(5): 547~552, 2004
- 2) 土生川千珠, 長坂行雄, 村上佳津美 他: 小児気管支喘息の非発作時の呼吸音解析, 薬理と臨床, 15(5): 537~541, 2005

Auscultation of the Chest may be Easier when Patients are Wearing Under Shirts than on the Bare Chest

Yukio NAGASAKA, Shohei YASUDA, Yasuhiro IEDA
and Naoko NAKANO

Department of Pulmonary Medicine at Kinki University Sakai Hospital Osaka, Japan

Terufumi SHIMODA

National Fukuoka Medical Center, Fukuoka, Japan

Chizu HABUKAWA

National Minami Wakayama Medical Center, Wakayama, Japan

ワイヤレス加速度センサを用いた 新しい咳嗽モニタリングシステムの開発

日本医科大学内科学講座 呼吸器・感染・腫瘍部門
村田 朗 工藤 翔二

要 旨

呼吸器疾患の主要症状の1つである咳嗽を評価する標準的な方法は未だ確立されていない。そこで、我々は非侵襲性の咳嗽モニタリングシステムの開発を行ってきた。今回、我々は咳嗽時の腹部運動の振動が咳嗽音の識別率を改善すると考え、頸部音声信号と腹部運動信号を用いた新しい非侵襲性の咳嗽モニタリングシステムの開発を目的とした。始めに、腹部に加速度センサを付着させ、ビデオで腹部の動きを撮影しながら、咳嗽運動と咳嗽音を同時に収録し比較検討し、小型3軸加速度センサの有用性を検討した。次に、健常人5名(男性3名、女性2名)を対象に、頸部にコンタクトマイクロフォン、上腹部にワイヤレス加速度計を固定し、患者の近くに咳嗽音および外部雑音を識別するためのICレコーダをおき、自発咳嗽を収録し検討を行った。その結果、ICレコーダにて収録した咳嗽音は360個で、コンタクトマイクロフォンと加速度センサの波形が一致した咳嗽音と考えられる部分は359個であり、感度99.7%の結果が得られた。したがって、加速度信号を用いた咳嗽検出手法は、音声情報を用いた手法を補間する効果が期待できると考えられた。

キーワード：咳嗽、咳嗽音、加速度センサ、非侵襲的モニタリング

はじめに

呼吸器疾患の主要症状の1つである咳嗽を評価する標準的な方法は未だ確立されていない。そこで、我々は非侵襲性の咳嗽モニタリングシステム

の開発を行ってきた¹⁾。非侵襲的な咳嗽モニタリングシステムとしては、ICレコーダを用いて空中伝播した咳嗽音を収録し、音圧波形を用いた音の解析法に着目し、音圧波形を2乗して外装曲線を描き、パラメータを抽出し、パラメータを組み合わせることにより咳嗽音を6型に分けて咳嗽音を

A Development of a New Cough Monitoring System using Wireless Accelerometer

Akira MURATA (Division of Pulmonary Medicine, Infectious disease, and Oncology, Department of Internal Medicine, Nippon Medical School) et al.

表1 6種類の咳嗽波形

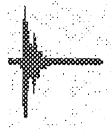
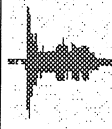
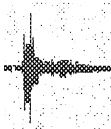
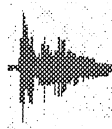
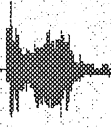
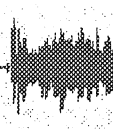
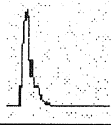
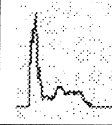
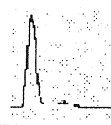
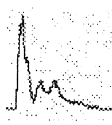
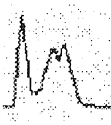
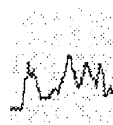

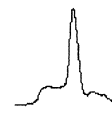
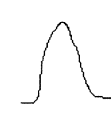
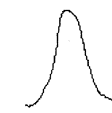
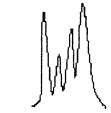
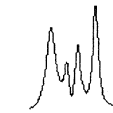
type	I	II	III	IV	V	VI
Original waveform						
envelope						
Patterns of envelopes						
Parameters used	40ms < t < 70ms SLP ≤ 10ms	SHP < 15%	40% ≤ SHP ≤ 55% SLP ≤ 15ms	TT ≤ 50% SHP ≤ 40% SLP ≤ 30ms	40% ≤ SHP ≤ 55% SLP ≤ 15ms	SHP ≤ 40% SLP ≤ 30ms

表2 識別率の結果²⁾

N.O.	Name	Age	Sex	Disease	Sound events (events)				Total
					True positive	Pseudo positive	Pseudo negative	True negative	
1	O.M.	63	M	COPD	221	6	45	628	900
2	Y.H.	31	F	AB	28	1	5	12	46
3	Y.O.	28	F	AB	69	4	2	15	90
4	M.A.	33	M	AB	23	2	2	4	31
5	H.Y.	45	M	BA	18	2	2	8	30
6	A.M.	50	M	P	65	3	13	74	155
7	B.T.	35	F	BA	44	7	8	58	117
8	K.I.	46	F	IP	23	2	1	4	30
9	U.J.	55	M	AB	44	2	5	36	87
10	S.A.	62	M	COPD	384	2	17	13	416
Total					(a) 919	(b) 31	(c) 100	(d) 852	1902
Sensitivity: a / (a + c)					90.186 %				
Specificity: d / (b + d)					96.489 %				
Discriminative rate: (a + d) / (a + b + c + d)					93.113 %				

COPD: chronic obstructive pulmonary disease, AB: acute bronchitis, BA: bronchial asthma, P: pneumonia, IP: interstitial pneumonia

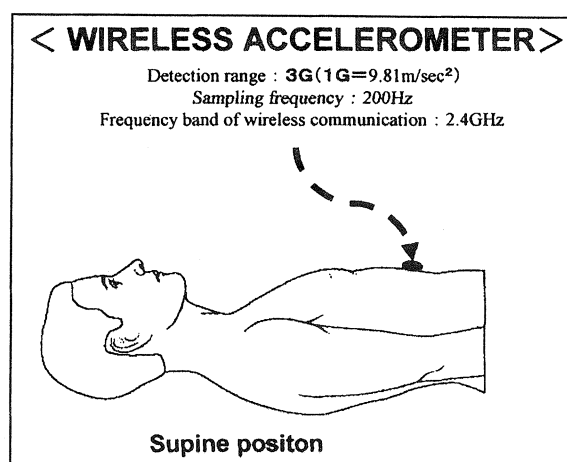


図1 方法 (加速度センサの有用性の検討)

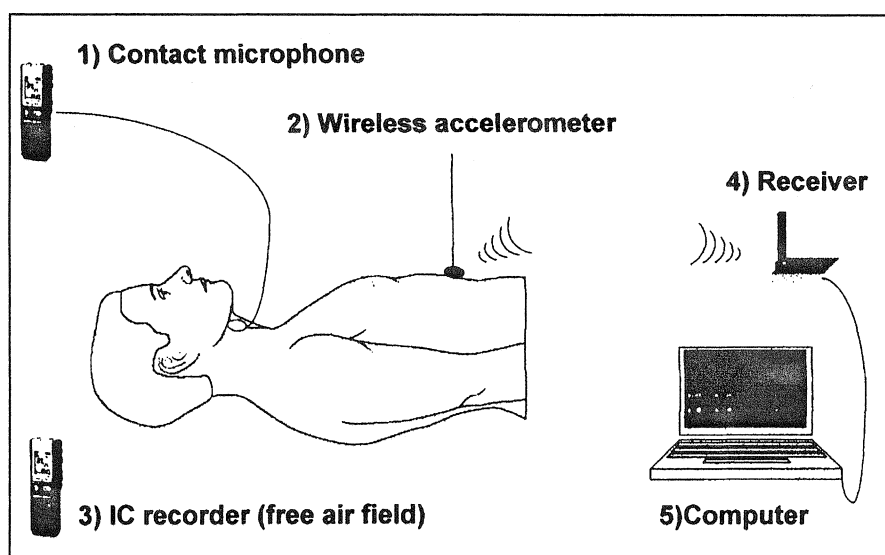


図2 方法 (加速度センサとマイクロフォン, ICレコーダによるシステム)

カウントするプログラムを作成した³⁾ (表1)。その結果, Sensitivity 90.2%, sepecificity 96.5%, descrimination rate 93.1%の結果が得られた (表2)。しかし, 静かな検査室において空中伝播した音を収録して研究を行ったため, 外の雑音が多い状況では識別率が低下することがわかり, 外部の環境に影響されない測定方法の開発が必要であると考えた。

目 的

我々は咳嗽時の腹部運動の振動が咳嗽音の識別率を改善すると考え, 頸部音声信号と腹部運動信号を用いた新しい非侵襲性の咳嗽モニタリングシステムの開発を目的とした。

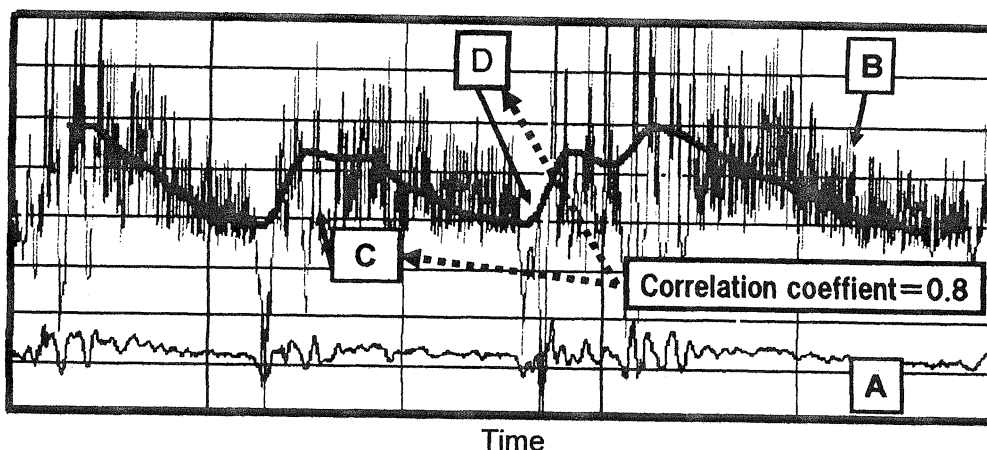


図3 腹壁上の加速度センサの動き

- A : the waves measured by an accelerometer.
 B : the 2 times integral calculus of waves measured by an accelerometer.
 C : the moving average of 2 times integral calculus of waves measured by an accelerometer.
 D : the position of an accelerometer videotaped.

対象と方法

はじめに、腹部の振動を計測するための小型3軸加速度センサが、咳嗽運動を的確に計測できるかどうかを検討するため、腹部に加速度センサを貼り付け、ビデオで腹部の動きを撮影しながら、咳嗽運動と咳嗽音を同時に収録し比較検討し、小型3軸加速度センサの有用性を検討した(図1)。次に、健常人5名(男性3名,女性2名)を対象に、頸部に貼り付けたコンタクトマイクロフォンから音声信号,上腹部に貼り付けたワイヤレス加速度計から運動信号を,加えて患者の近くに咳嗽音および外部雑音を収録するためのICレコーダを置き,3つのセンサで同時に自発咳嗽を収録し検討を行った(図2)。

結果

腹壁上における加速度センサの検討では(図3),腹部の加速度信号,加速度信号の2回積分,そして加速度信号を2回積分した移動平均,ビデオによるセンサの位置変化を評価した結果,腹部

の動きは,腹部加速度信号の2回積分値の移動平均と相関した波形を示した。次に,頸部のマイクロフォン,上腹部の加速度センサ,空中伝播音のICレコーダによる収録した音を収録し,比較検討を行った。図4のように,上段の波形は空中伝播した音をICレコーダで収録した波形で,四角の枠は咳嗽音以外の音,黒三角は実際の咳嗽音,白三角は咳払いを表し,中段は頸部のコンタクトマイクロフォンで収録した咳嗽音の波形をわれわれの開発したプログラムにより咳嗽音と識別した波形を表す。下段は上腹部につけた加速度センサの振動波形を表し,波形の振幅の大きい部分が咳嗽波形であった。その結果,空中伝播して収録した咳嗽音と,コンタクトマイクロフォン,腹部の置いた加速度センサの振動波形とがほぼ一致していた。

ICレコーダにて収録した咳嗽音は360個で,コンタクトマイクロフォンと加速度センサの波形が一致した咳嗽音と考えられる部分は359個であり,感度99.7%の結果が得られた(表3)。

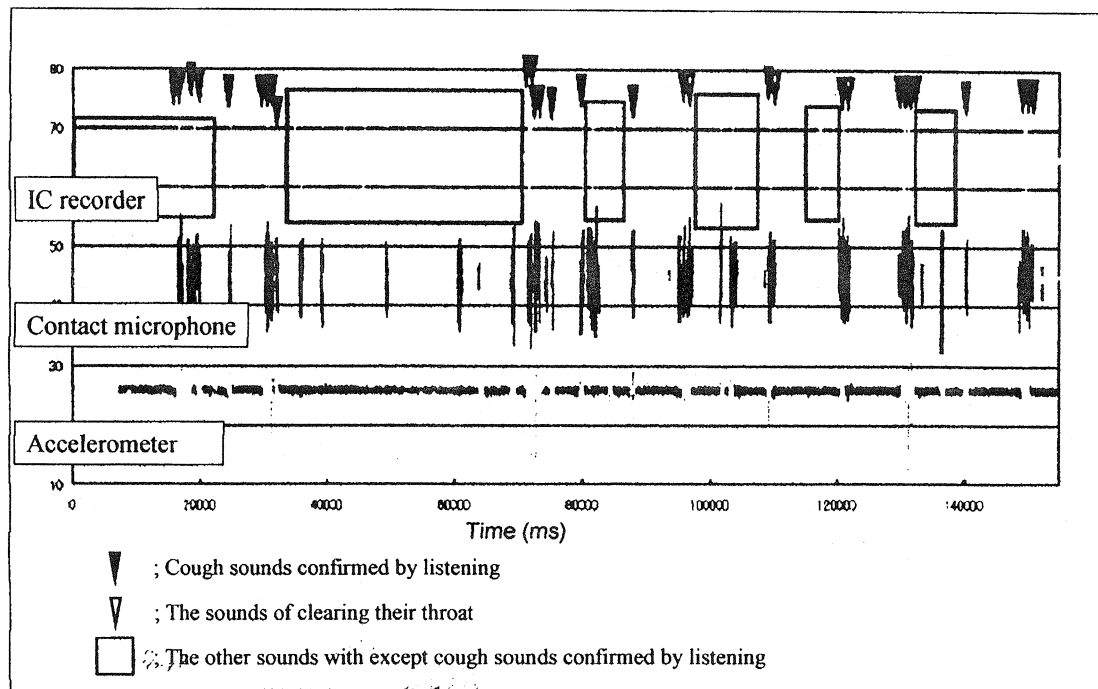


図4 咳嗽音と加速度計の波形信号

結 語 考 察

咳嗽発生時の腹部加速度信号は、腹部の変位と相関し、咳嗽音の音圧波形と加速度計の加速度信号の2回積分値の移動平均の波形を比較することにより、ほぼ同様な波形変化が認められたことから、咳嗽モニタの開発にワイヤレス3軸加速度センサが有用であると考えられた。そこで、音の信号解析に加えて、腹部の加速度信号を用いることで、咳嗽の検出率の向上が可能であることを示された。すなわち、加速度信号を用いた咳嗽検出手法は、音声情報を用いた従来からの手法を補間する効果が期待できると考えられ、2種類のセンサを用いることにより、今後さらに咳嗽音の識別が確実になることが考えられた。

我々は、非侵襲的な咳嗽モニタリングシステムの開発にこだわり、空中伝播した咳嗽音の音圧波形から咳嗽音検出を試みてきたが、外部雑音の誤認識の問題が残された。そこで今回、咳嗽を音声という事象だけでなく、呼出のための胸・腹部の動きという別の事象を検出することにより精度の向上および測定時のノイズを減らすためのワイヤレス化を考え、小型のワイヤレス3軸加速度センサを用いることにした。

はじめに、咳嗽のプロセスでは、吸気の後に一機に声帯が開いて破裂音がでる一連の動きには、横隔膜および腹部の動きを伴っている。そこで加速度センサの測定部位として上腹部の動きを確認することも有用と考え、センサの位置を確認するため、始めに腹部の動きを検討した。その結果、咳嗽の音圧波形と腹部の加速度計の加速度信号の2回積分値の移動平均の波形を比

表3 結果

		The number of coincidence between the signals of accelerometer and contact microphone	Correct cough sound number
HT	F	78	79
HS	F	44	44
NN	M	99	99
MZ	M	58	58
NA	M	80	80
total		359	360
Sensitivity = $359 / 360 \times 100 = 99.7\%$			

較することにより、ほぼ同様な波形変化が認めら、咳嗽モニタの開発にワイヤレス3軸加速度センサが有用であると考えられた。また、3軸加速度センサは角度情報も与えるため、体位情報に読み替えることもできるので今後の検討に役立つと考えられた。

一方、咳嗽音の計測は口からの空中伝播の音と、頸部から収録する体表音が考えられる。一長一短があるため、並行して検討した。その結果、頸部のコンタクトマイクロフォンによって

収録された音による咳嗽音の評価と腹部の加速度センサの振動による咳嗽音の評価が一致する部分と、空中伝播により収録された咳嗽音と比較して、感度99.7%と高い結果が得られた。これにより2種類のセンサを用いることにより、さらに咳嗽音の識別が確実になることが考えられた。

今後は、いかに加速度センサの軽量化とコンタクトマイクロフォンの軽量化およびワイヤレス化、さらに多種類の咳嗽音を収録し、咳嗽音解析プログラムの精度を高めることが課題である。

文 献

- 1) 村田 朗, 小野啓資, 工藤翔二, 渋谷敦夫, 太田奈緒: 咳嗽モニタリングシステムの臨床応用, 薬理と臨床, 12, 365~370, 2002
- 2) Akira MURATA, Nao OHOTA, Atsuo SHIBUYA, Hiroshi ONO & Shoji KUDOH: New non-invasive automatic cough counting program based on 6 types of classified cough sounds, Internal Medicine, 45 (6), 391~397, 2006

A Development of a New Cough Monitoring System using Wireless Accelerometer

Akira MURATA and Shoji KUDOH

Division of Pulmonary Medicine, Infectious disease, and Oncology,
Department of Internal Medicine, Nippon Medical School

Background

Cough is one of the most common symptoms of respiratory disease. Despite its clinical importance, standard methods for objective cough analysis have yet to be established. Therefore we have been developing a non-invasive cough monitoring system. We extracted 6 parameters from recorded cough sounds with IC recorder. And then we classified cough sounds into 6 groups and developed a new objective program of counting coughs. In result, we obtained that the sensitivity was 90.2%, the specificity was 96.5% and the discriminative rate was 93.1%. However we got some problems in our program, that is the outside noise influenced the dropping of discriminative rate (Murata A. : Internal Medicine, 45(6), 391-397, 2006).

Aim

We thought the discriminative accuracy of cough sounds would improve using the detection of another phenomenon of the thoracic and abdominal movement in addition to the detection of the phenomenon of sounds. Therefore we purposed to evaluate the efficacy of using a wireless accelerometer to count cough sounds.

Method

Firstly, we aimed at the movement of the diaphragm and abdominal wall during coughing. And then we contacted a small accelerometer on the upper area of abdominal wall and simultaneously recorded the movement of the abdominal wall on videotape and the signals of an accelerometer contacted abdominal wall during coughing. Next, we recorded simultaneously cough sounds with IC recorder in free-air space and a contacted microphone on the neck and measured the signals of an accelerome-

ter contacted on the abdominal wall. And we evaluated the efficacy of the accelerometer for detecting cough sounds.

Results

There was correlation between the moving average of 2 times integral calculus of signals measured by an accelerometer and the movement of the abdominal wall. Then we thought that an accelerometer was useful for measuring of the movement of the abdominal wall. And we compared recorded spontaneous cough sounds with measured the signals of an accelerometer and a contacted microphone. As a results, we recognized the cough sounds synchronized with the signals of an accelerometer and a contacted microphone and then we thought that an accelerometer was useful for detecting cough sounds.

Conclusion

We concluded that it was possible to detect cough sounds using the signals of an accelerometer contacted on abdominal wall and a contacted microphone on the neck. We could think that the method of detecting cough sounds using the acceleration signal would be able to supplement the method using the signals of sounds.

肺音の自動認識に関する基礎検討 (II)

鈴鹿医療科学大学大学院 保健衛生学研究科 医療画像情報学専攻
近藤 文麿
鈴鹿医療科学大学 医用工学部 臨床工学科
鈴木 彰文

要 旨

前回の研究会において、我々は肺音の自動認識を行う新しい方法を提案した。識別の基準となる肺音信号波形を、信号のスペクトル特性を規定する形で生成し、自己回帰モデルに基づく自動認識アルゴリズムを構築した。アルゴリズムの性能を評価した結果、肺胞呼吸音を連続性ラ音と誤認識する場合があった。本研究では誤認識の原因を検討した。肺胞呼吸音のスペクトルの、エネルギーの少ない高周波数領域の形状が、スペクトル間距離の計算に影響を及ぼしていることを見出した。認識アルゴリズムのサンプリング周波数をより低くして、信号処理の帯域幅を狭めた。改良した認識アルゴリズムは前回対象としていた肺音をすべて正しく識別することができた。また、あわせて識別感度を向上させることができた。

キーワード：肺音，自動識別，自己回帰モデル，サンプリング周波数

はじめに

肺音を用いた呼吸状態モニタリングシステムの実用化に供することを主目的として、前回の研究会において、肺音の自動認識を行う新しい方法を提案した¹⁾。識別の基準となる肺音信号波形を、信号のスペクトル特性を規定する形で生成し、自己回帰モデルに基づく自動認識アルゴリズムを構築した。アルゴリズムの性能を評価した結果、肺

胞呼吸音を連続性ラ音と誤認識する場合があった。本研究では誤認識の原因を検討し、認識アルゴリズムを改良したので報告する。

認識アルゴリズムの改良

提案した認識アルゴリズムにおいて、識別対象とする肺音が、どの参照肺音に最も近いかを決定するためのスペクトル距離尺度には、対数尤度比距離を用いている。これは、識別対象とする肺音

Automatic Classification of Lung Sounds (II)

Fumimaro KONDOU (Division of Medical Imaging, Graduate School of Health Science, Suzuka University of Medical Science, Mie, Japan) et al.

を、参照肺音のスペクトル包絡の逆の伝達関数をもつフィルタ（逆フィルタ）に通したときの残差パワーと、肺音をそれ自身に対応する逆フィルタを通したときの残差パワーの比の対数で定義される^{2, 3)}。

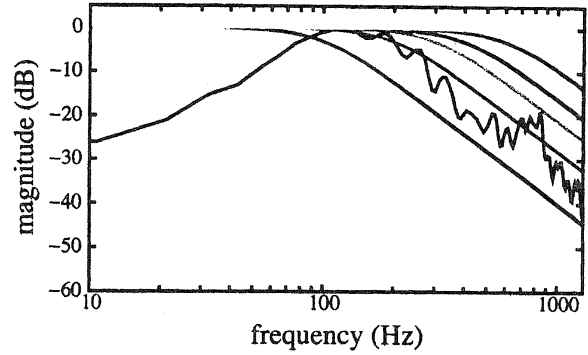
前回の報告において問題となっていた肺胞呼吸音の誤認識の原因を検討した結果、肺胞呼吸音のスペクトルにおいて、呼吸音のエネルギーの小さい高周波数領域が、逆フィルタにおける利得の大きい帯域と重なるために、残差パワーの値に影響を与えてしまっていたことがわかった。したがって、本研究では、信号処理過程の帯域幅を狭くすることによって識別性能を改善することを試みた。

サンプリング周波数を11.025 kHzから2.756 kHzに下げて帯域幅を狭くした。アンチエイリアシングフィルタは、Parks-McClellan法により設計し、47次の直線位相フィルタとした。データ長1024点、AR次数10とした。なお正常呼吸音の参照肺音の振幅スペクトル形状は前回と同じく2次の低域通過型特性であるが、今回は折れ線型の形状であったが、今回は一般的な滑らかな特性とした。

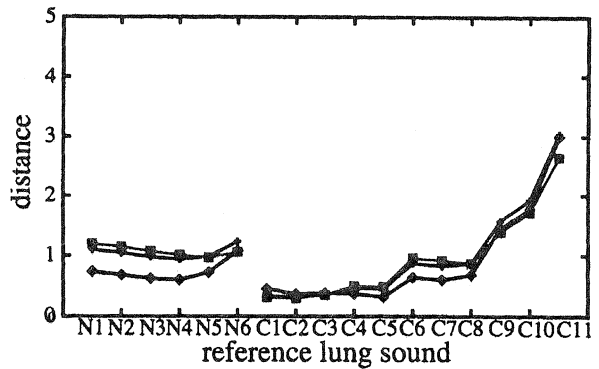
結果および検討

前回と同様に教育用CDに収録されている肺音を用いて性能を評価した。肺胞呼吸音の識別結果（2例）を図1および図2に、低音性連続性ラ音の識別結果を図3に示す。各図において（a）は対象とした肺音の振幅スペクトルを、（b）は前回発表した方法による識別結果（スペクトル間距離）を、（c）は今回改良した方法による識別結果（スペクトル間距離）を示す。また各図ともスペクトル間距離の計算では、肺音から3セグメント切り出して結果を重ねて示している。

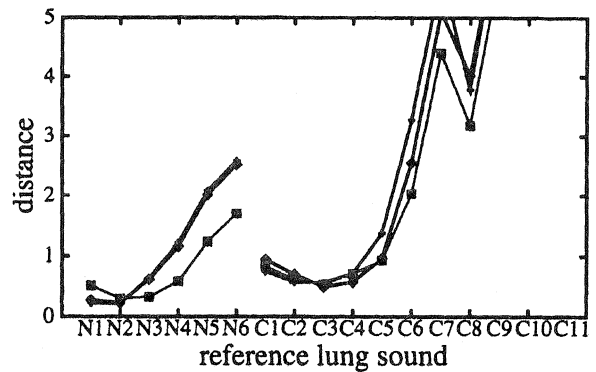
肺胞呼吸音1の識別では、前回の方法ではC2（中心周波数126 Hzの連続性ラ音）もしくはC5（中心周波数252 Hzの連続性ラ音）と誤って識別されたが、今回の方法ではN2（カットオフ周波数200 Hzの正常呼吸音）と識別された。正しく



(a) 振幅スペクトル



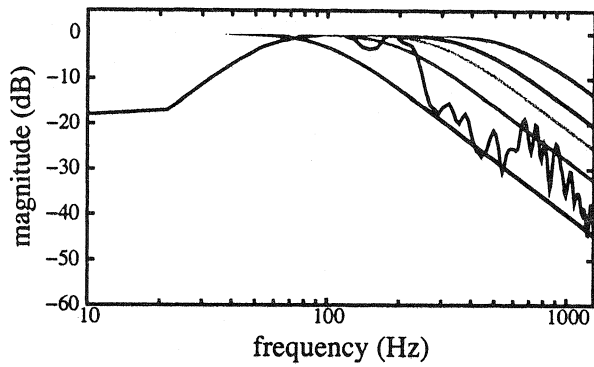
(b) スペクトル間距離（前回の方法）



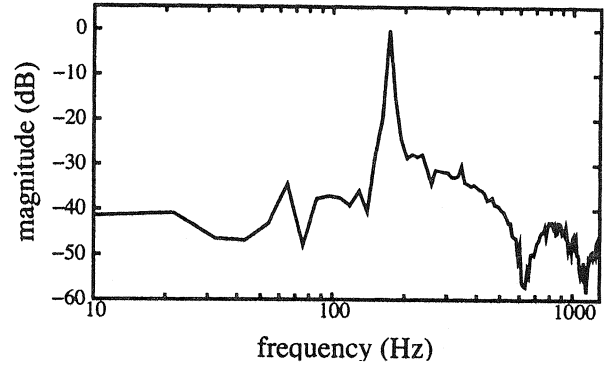
(c) スペクトル間距離（今回の方法）

図1 肺胞呼吸音1の識別結果

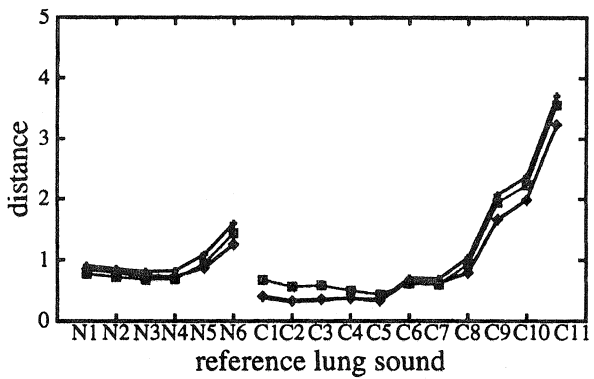
正常呼吸音と識別されており、カットオフ周波数についても振幅スペクトルの形状から考えて妥当な結果といえる。肺胞呼吸音2の識別においても前回の方法では誤認識されているが、今回の方法



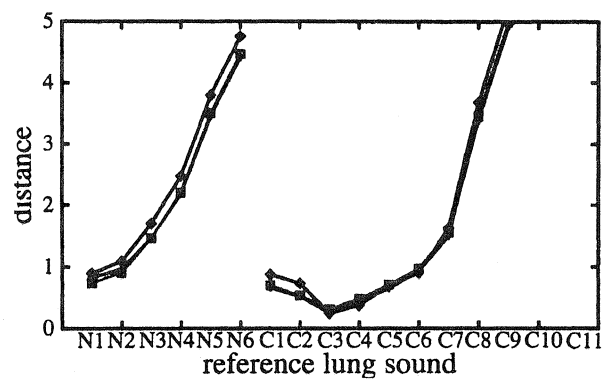
(a) 振幅スペクトル



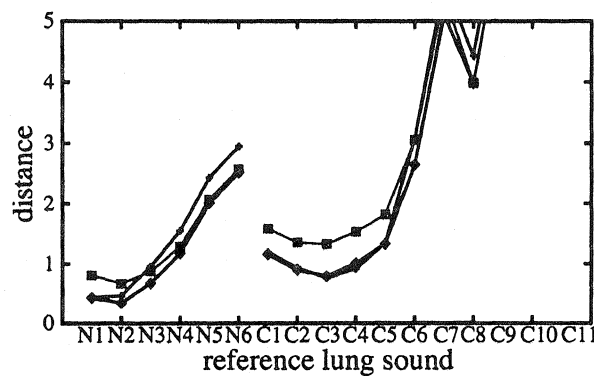
(a) 振幅スペクトル



(b) スペクトル間距離 (前回の方法)

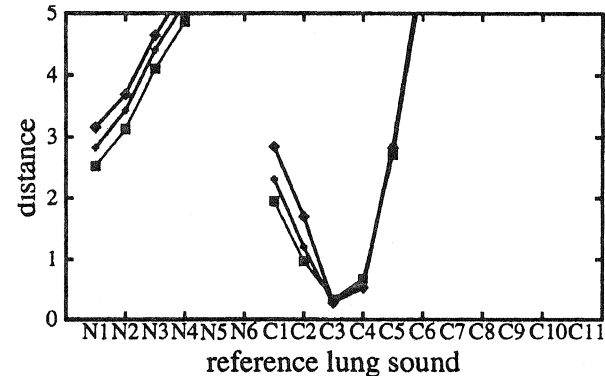


(b) スペクトル間距離 (前回の方法)



(c) スペクトル間距離 (今回の方法)

図2 肺胞呼吸音2の識別結果



(c) スペクトル間距離 (今回の方法)

図3 低音性連続性ラ音の識別結果

では正しく識別された。低音性連続性ラ音については、前回の方法でも正しく識別されているが、それぞれの参照肺音とのスペクトル間距離をみると、前回の方法に比べて今回の方法では、参照肺

音のスペクトル特性が識別対象の肺音の特性と離れていくにつれて距離の値がより大きくなっており、認識における識別感度が向上しているのがわかる。

ま と め

前回の報告において問題となっていた肺胞呼吸音の誤認識の原因を検討した。肺胞呼吸音のスペクトルの、エネルギーの少ない高周波数領域の形状が、スペクトル間距離の計算に影響を及ぼしていることを見出し、信号処理過程の帯域幅を狭く

することによってアルゴリズムを改良した。対象としていた肺音はすべて正しく識別することができた。また、あわせて識別感度を向上させることができた。今後さらに多くのサンプルを用いて性能の検証を行う予定である。またサンプリング周波数を下げずに参照肺音のスペクトル形状に手を加えることによっても同様の改善が期待でき、あわせて検討する予定である。

文 献

- 1) 近藤文麿, 鈴木彰文: 肺音の自動認識に関する基礎検討, 薬理と臨床, 16: 541~545, 2006
- 2) F. Itakura: Minimum prediction residual principle applied to speech recognition, *IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing*, ASSP-23: 67~72, 1975
- 3) 古井貞熙: 音声情報処理, 森北出版, 東京, 1998

Automatic Classification of Lung Sounds (II)

Fumimaro KONDOU

Division of Medical Imaging, Graduate School of Health Science,
Suzuka University of Medical Science, Mie, Japan

Akifumi SUZUKI

Department of Clinical Engineering, Faculty of Medical Engineering,
Suzuka University of Medical Science, Mie, Japan

In the last conference we proposed a new method of classifying lung sounds. Reference lung sounds are determined by defining their spectrum characteristics. Autoregressive coefficients of the reference lung sounds and those of recorded lung sounds are calculated and their spectral distances are measured with Itakura distance. In most cases the algorithm correctly classified lung sounds; however, in some case of vesicular sounds, the algorithm failed in classification. In the present work the cause of the misclassification is examined. It is found that the shape of the high-frequency low-energy range of the vesicular-sound spectrum affects the estimation of the spectral distance. The sampling frequency in the algorithm is decreased to limit the bandwidth of the signal processing. The improved algorithm correctly classifies lung sounds and also increases the sensitivity in the classification.

Key words: Lung sounds, Automatic classification, Autoregressive model, Sampling frequency

肺音の自動認識における 副雑音の検出アルゴリズム

鈴鹿医療科学大学大学院 保健衛生学研究科 医療画像情報学専攻
淵田 篤 近藤 文麿
鈴鹿医療科学大学 医用工学部 臨床工学科
鈴木 彰文

要 旨

肺音を用いた呼吸状態モニタリングシステムの実現においては副雑音を精度よく検出するアルゴリズムが重要である。連続性ラ音の検出アルゴリズムとしては、パワースペクトルの鋭いピークやスペクトログラム上の線状に表示される区間を検出する方法が提案されているが、誤検出やアルゴリズムの複雑さなどの問題があった。本研究では連続性ラ音の時間波形の周期性に着目したアルゴリズムを提案する。連続性ラ音は正弦波のような周期波形を示すが、断続性ラ音および正常呼吸音は非周期性の波形を示すことから肺音の短時間自己相関関数を移動的に計算し、自己相関係数の2乗和(自己相関係数のパワー)を求め、連続性ラ音の検出指標とした。アルゴリズムの基本的な性能を評価し、本方法によって、連続性ラ音を良好に検出できることを示した。

キーワード: 肺音, 連続性ラ音, 検出

はじめに

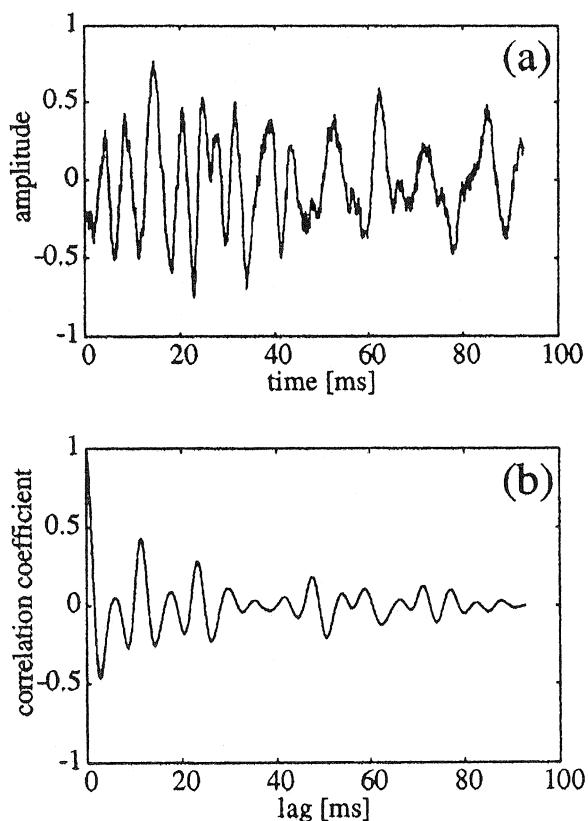
肺音を用いて呼吸状態のモニタリングを行うためには、副雑音を精度よく検出する必要がある。現在、連続性ラ音の検出アルゴリズムとして、パワースペクトルの鋭いピークやスペクトログラム上の線状(すじ状)に表示される区間を検出する

方法が提案されているが、誤検出やアルゴリズムの複雑さなどの問題があった¹⁾。

本研究では、連続性ラ音の時間波形が正弦波のような周期波形を示し、断続性ラ音や正常呼吸音が非周期性の波形を示すことから、肺音の短時間自己相関関数に着目したアルゴリズムを提案し、その性能を評価した。

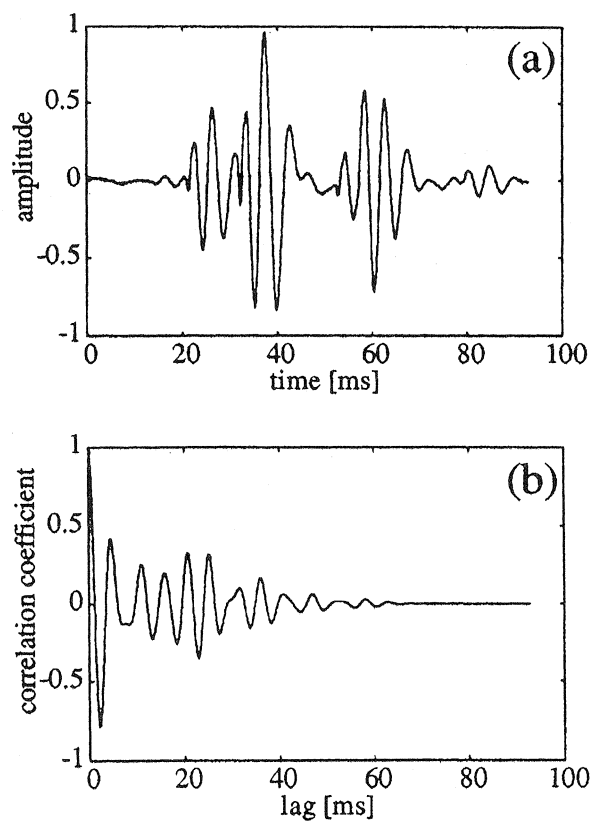
Detection Algorithm for Continuous Adventitious Lung Sounds

Atsushi FUCHITA (Division of Medical Imaging, Graduate School of Health Science, Suzuka University of Medical Science, Mie, Japan) et al.



(a) 時間波形
(b) 自己相関係数

図1 正常呼吸音の自己相関係数



(a) 時間波形
(b) 自己相関係数

図2 断続性ラ音の自己相関係数

方 法

信号の自己相関関数 $C(m)$ は次式で定義される。

$$C(m) = \sum_{n=0}^{N-m-1} x(n)x(n+m) \quad (1)$$

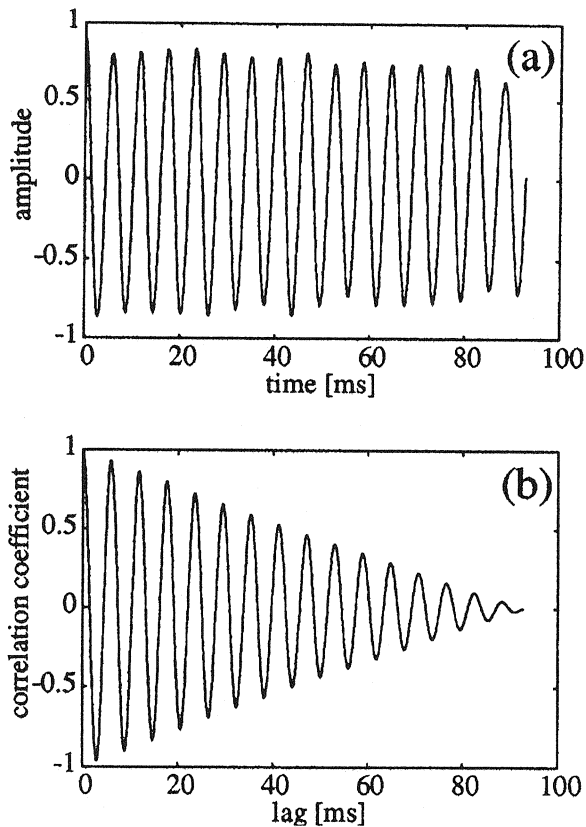
ここで、 $x(n)$ は肺音信号、 m は時刻 n からの時間のずれ (ラグ)、 N はセグメントの長さを表す。信号の自己相関係数 $R(m)$ は次式で定義される。

$$R(m) = C(m)/C(0) \quad (2)$$

自己相関係数 $R(m)$ は自己相関関数 $C(m)$ を $m=0$ の値 $C(0)$ で割って正規化しているため、 $R(0)=1$ となる。

図1, 2, 3にそれぞれ、正常呼吸音、断続性ラ音、連続性ラ音の時間波形と自己相関関数の例を示す。正常呼吸音は時間波形がランダム性であるため (図1-a)、ラグ m の増加とともに自己相関係数は速やかに低い値となる (図1-b)。また、断続性ラ音も時間波形が非周期性のため (図2-a)、同様の特性を持つ (図2-b)。それに対し、連続性ラ音は周期波形のため (図3-b)、自己相関係数も周期波形となり、その収束が遅いという特性を持つ (図3-b)。これら自己相関係数の波形の違いを数値化するために、いくつかの方法を検討したが、本研究では次式に定義する自己相関係数のパワーPRを計算し、これを連続性ラ音の検出指標とした。

$$PR = \frac{1}{N} \sum_{m=0}^{N-1} R^2(m) \quad (3)$$



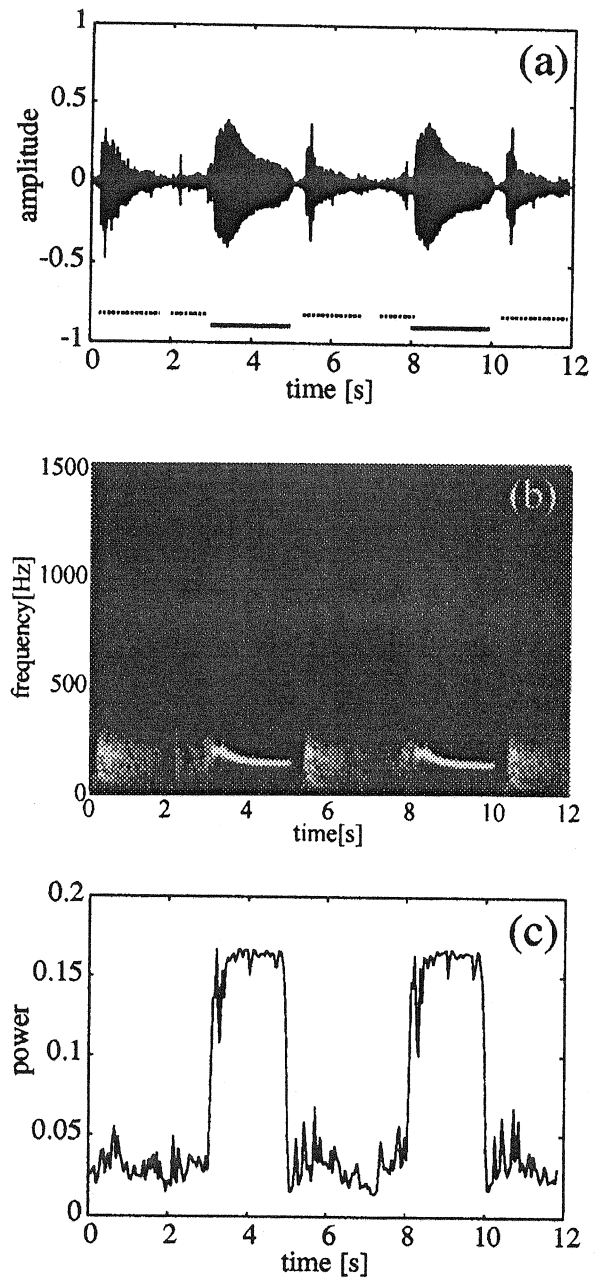
(a) 時間波形
(b) 自己相関係数

図3 連続性ラ音の自己相関係数

サンプリング周波数11.025 kHzで入力データの取得を行った。前処理として、 -3 dBとなる周波数が50 Hz、過渡域の幅が40 Hzのraised cosine型のハイパスフィルタをかけ、心音等の低周波成分を除去した。 N を1024 (約93 ms)とし、セグメントを50%ずつオーバーラップさせ、各セグメントにおいて自己相関係数 $R(m)$ を求めた。 N の決定においては、比較的短い連続性ラ音であるスクウォークの持続時間 (約100 ms) を考慮した。

結果および検討

教育用CD²⁾に収録されている低音性連続性ラ音、高音性連続性ラ音、スクウォーク、断続性ラ音、正常呼吸音を用いて検出アルゴリズムの性能

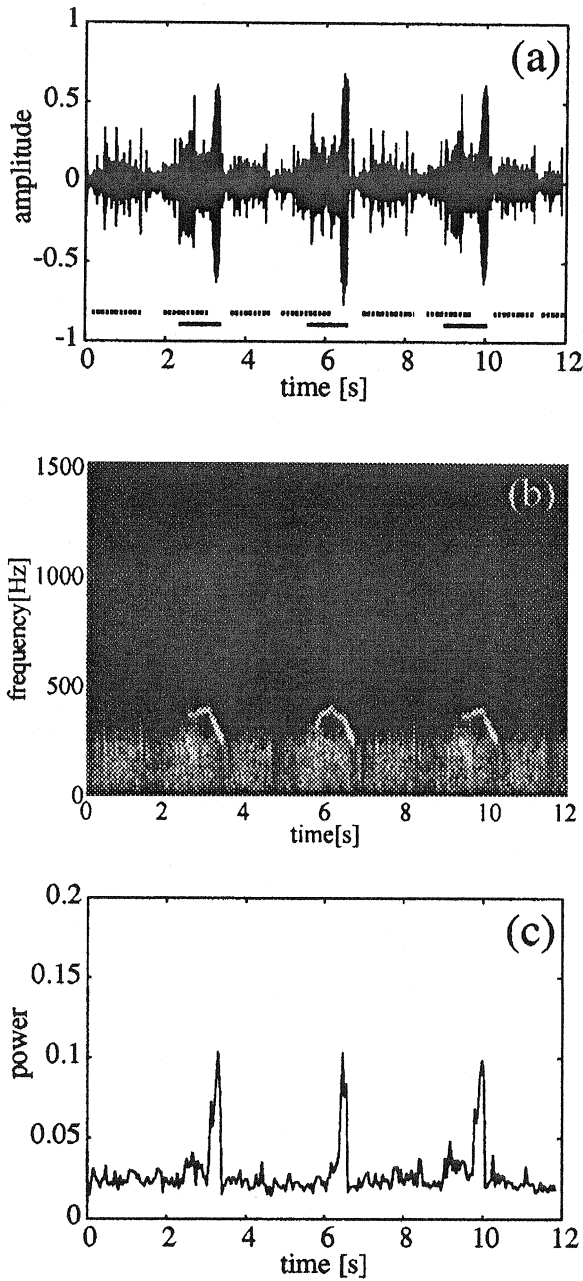


(a) 時間波形
(b) スペクトログラム
(c) 自己相関係数のパワー

図4 低音性連続性ラ音の検出結果

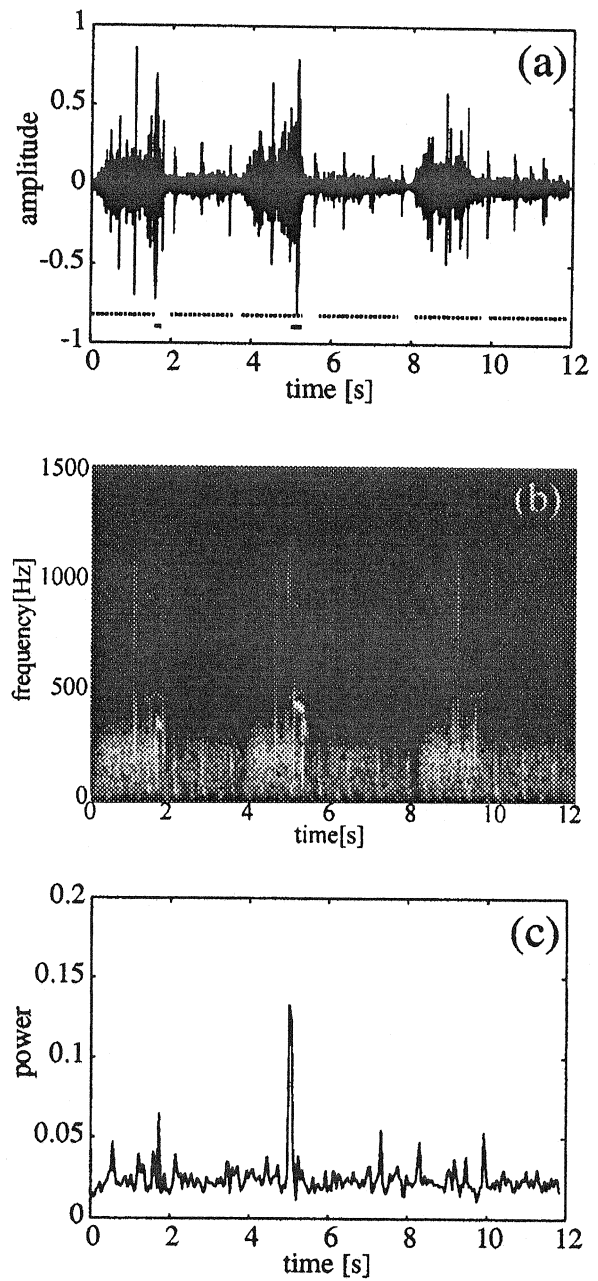
を評価した。

図4に低音性連続性ラ音の検出結果を示す。連続性ラ音が聴取される区間を時間波形 (図4-a) の実線で示す。スペクトログラム (図4-b) において、



(a) 時間波形
 (b) スペクトログラム
 (c) 自己相関係数のパワー

図5 高音性連続性ラ音の検出結果

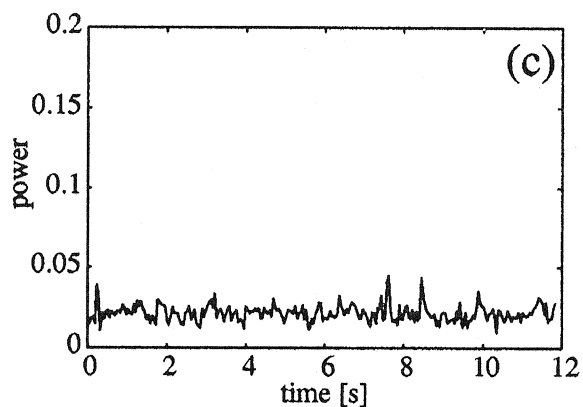
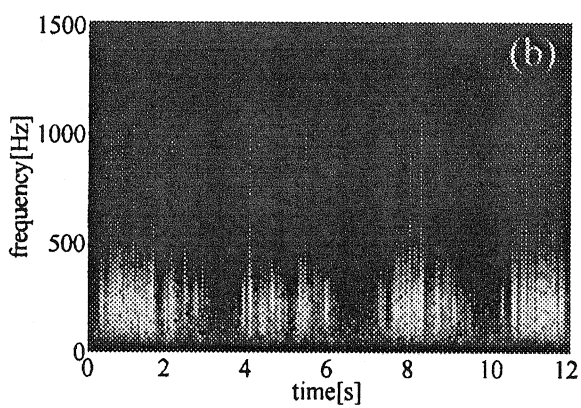
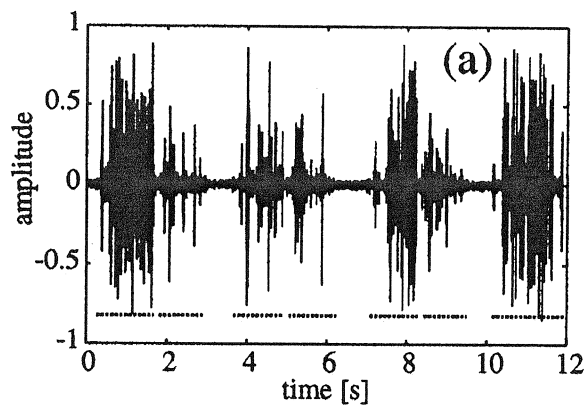


(a) 時間波形
 (b) スペクトログラム
 (c) 自己相関係数のパワー

図6 スクウォークの検出結果

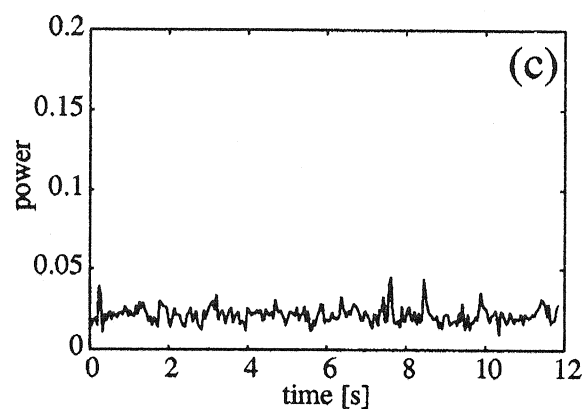
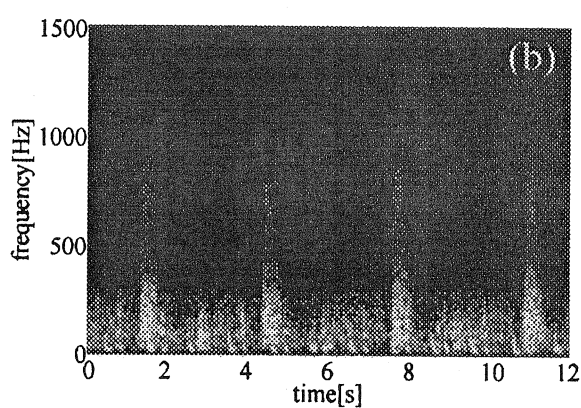
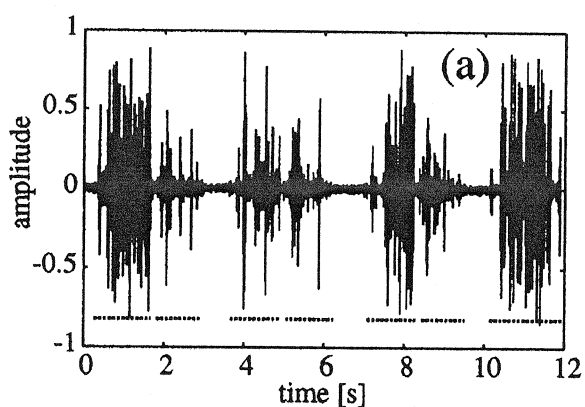
この区間で約200 Hz付近に連続したピークが確認される。また、正常呼吸音が聴取される区間を点線で示す。自己相関係数のパワー(図4-c)はこの区間で高い値を示している。時間波形において、

連続性ラ音区間の振幅が徐々に低下しているにもかかわらず、また、連続性ラ音以外の区間の振幅にも左右されることなく、自己相関係数のパワーは連続性ラ音区間でのみ高い値を示し、連続性ラ



(a) 時間波形
(b) スペクトログラム
(c) 自己相関係数のパワー

図7 断続性ラ音の検出結果



(a) 時間波形
(b) スペクトログラム
(c) 自己相関係数のパワー

図8 正常呼吸音の検出結果

音を良好に検出している。

図5に高音性連続性ラ音の検出結果を示す。高音性連続性ラ音のスペクトログラム(図5-b)では、時間的に周波数に変化しているラ音が確

認される。連続性ラ音の後半部分は比較的強いラ音であり、自己相関係数のパワー(図5-c)はこの区間を良好に検出しているが、連続性ラ音の前半部分では音が比較的小さく、正常呼吸音

と同時に生じているために感度が低下している。この区間を良好に検出する方法は今後の課題である。

図6にスクウォークの検出結果を示す。スクウォークは高音性連続性ラ音の一つであるが、その持続時間は100 ms前後と短い。スペクトログラム(図6-b)でも短いピークが確認でき、自己相関係数のパワー(図6-c)はこの区間のみを良好に検出している。

図7に断続性ラ音の検出結果を示す。自己相関係数のパワー(図7-c)は低い値を示している。

図8に正常呼吸音の検出結果を示す。自己相関係数のパワー(図8-c)は低い値を示している。このように、連続性ラ音以外の肺音では自己相関係数のパワーは低い値を示し、連続性ラ音で

はないと判断されており、本アルゴリズムが高い性能を持つことが確認できた。

ま と め

連続性ラ音の検出アルゴリズムについて検討した。ラ音の持つ波形の周期性に着目し、自己相関係数の形状の違いをもとに、自己相関係数のパワーに着目した検出アルゴリズムを示した。アルゴリズムの性能評価を行い、良好な検出性能を確認した。今後、連続性ラ音と正常呼吸音が同時に生じる場合の検出感度を改善するとともに、断続性ラ音の検出アルゴリズムについても検討する予定である。

参考文献

- 1) Noam Gavriely, M.D., D.Sc. : Breath Sounds Methodology, chap.12, CRC Press, 1995
- 2) 石原恒夫監修 : CDによる聴診トレーニング, 南江堂, 東京, 1993

Detection Algorithm for Continuous Adventitious Lung Sounds

Atsushi FUCHITA and Fumimaro KONDOU

Division of Medical Imaging, Graduate School of Health Science,
Suzuka University of Medical Science, Mie, Japan

Akifumi SUZUKI

Department of Clinical Engineering, Faculty of Medical Engineering,
Suzuka University of Medical Science, Mie, Japan

Detection of adventitious lung sounds is important to monitor respiratory condition with lung sounds. In the detection of continuous adventitious sounds, methods based on peak search in the power spectrum or the spectrogram have been reported; however, they have problems such as false detection and the complexity of the algorithm.

In this study a new method of detecting continuous adventitious sounds is proposed. Continuous adventitious sounds are periodic waves, whereas discontinuous adventitious sounds and normal lung sounds are aperiodic waves. Short-term auto-correlation coefficient of lung sound signal is calculated movingly. The square sum of the auto-correlation coefficients of each segment is then calculated and used as the measure of periodicity of the signal. Performance of the proposed algorithm is assessed and the results show that the algorithm successfully detects continuous adventitious lung sounds.

Key words : continuous adventitious lung sounds, short-term autocorrelation function, detection

肺音データベースの作成と異常音の検出実験

長崎大学工学部 情報システム工学科
 宮原 末治 田中 研勢 北里 圭子 喜安 千弥
 長崎大学医学部 医歯薬学総合研究科
 早田 宏 河野 茂
 川崎医科大学 呼吸器内科
 岡 三喜男 尾長谷 靖 矢木 真一 大植 祥弘
 医療法人鉄蕉会亀田総合病院
 小野沢 滋

要 旨

肺音や心音などの生体音は健康状態を知るのに重要な手がかりを与えてくれる。しかし、聴診器を用いてこれらの音を診断するとき、経験を積んだ医師でなければ異常の的確な判断は難しい。我々はこの問題を克服して、在宅医療や在宅介護にも適用可能な自動肺音検査装置の開発をめざし、肺音の異常検出方法の調査・研究を行ってきた。本論文では、肺音の自動検査を実現するための肺音データベースの作成と、そのデータベースを用いて開発した2種の異常音検出アルゴリズム、すなわち、混入した雑音の回避方法と、異常音位置の検出方法について検討した結果を報告する。

キーワード：聴診、肺音の解析、異常音検出、電子聴診器、肺音データベース、自動診断

はじめに

電子聴診器を用いて得られる肺音に対し、肺音の異常や、肺音の変化状態を計測機器によって自動的に検出・測定できれば、病気の早期発見や、病気の進行状況の判定に用いることができる。こ

のような装置を実現するために、これまで、電子聴診器の選択、肺音の収録(データ収集)技術、肺音データからの呼気/吸気区間の検出方法、異常肺音の自動検出方法などについて調査・研究を行ってきた^{1, 2)}。

異常肺音の自動検出方法について、文献1)では異常音が明確に分かる聴診トレーニング用の肺

Produce of Lung Sounds Database and Experiment of Automatic Detection of Abnormal Lung Sounds by Auscultation

Sueharu MIYAHARA (Department of Computer and Information Sciences, Nagasaki University, Japan) et al.

音³⁾を対象にして、人の一呼吸を1周期と見なし、周期ごとの平均周波数スペクトルを健常者の肺音と比較する方法、文献2)では実際に聴診が行われる環境(実環境)で収集した肺音を対象として、1周期を6分割し、分割区間ごとの平均周波数スペクトルを正常音や異常音の平均周波数スペクトルと照合する方法について検討し、異常音が自動的に検出できることを報告してきた。

本稿では、まず、異常肺音の自動検出方法を定量的に評価するために、これまでに構築してきた肺音解析システムのデータ収集系を用いた実環境での肺音データの収集と、それに続く肺音データベースの作成について報告し、次に、肺音収集時に混入する雑音の回避方法と、肺音の異常を自動的に検出する異常音検出アルゴリズムの高精度化について報告する。

肺音データベースの作成

肺の病気は種類が多く、病気の発生する箇所(疾病部位)も、胸部や背面部の広い範囲にわたっている。そのため、医療関係者は聴診位置や音色の時間推移の情報などで診断を行っている⁴⁾。一方、装置を用いて肺音を自動診断(解析)する場合、正常な肺音と異常な肺音とを識別するために見本となる教師データが必要になる。また、肺音を識別するために作成した識別規則や識別辞書が正しいか否かを判定するための評価データも必要になる。これら肺音データを肺音解析システムのデータ収集系を用いて収集し、それに正解情報を付与して肺音データベースを作成する。

1. 肺音データ収集系

試作した肺音データ収集系は、電子聴診器で得られたアナログ信号を、アンプを経由して直接ノートパソコンに、デジタル信号として蓄積する方法で実現している⁵⁾。データ収集ソフトウェアは、ディスプレイ上に呼気と吸気の動作を動画で表示し、被験者はそれを見て呼気と吸気のタイミングを取りながら呼吸が行えるようにしている。このような構成にすることにより、呼気と吸気の区間検出などの後続の肺音処理が容易に行なえるよう

にしている⁶⁾。標準的な肺音データは5周期の呼吸音を、44.1KHzサンプリングで収集し、データベースでは11.025 KHzにダウンサンプリングしたものを保存している。

2. 肺音データベース

肺音データは、実際に聴診が行われるような環境の中で、収集箇所(聴診部位)を一人につき胸部で8箇所、背面部で6箇所の計14箇所とし、実環境肺音データとして収集している。これまで、健常者で約50名、疾病患者で約110名の肺音データを収集しており、肺音データベース内の肺音には、現在、人手によって、①健常者か疾病患者か、②病名、③病気の進行状況、④音色の種類、⑤異常音(副雑音)の明瞭性の度合いなどの情報に加え、肺音波形の時間位置に連動させた⑥呼気区間と吸気区間、⑦正常音区間と異常音区間、および雑音区間などの情報を正解情報として付与している。この中で⑥の区間はデータ収集系のタイミング情報と肺音の受聴とを参考に決めており、⑦の区間は区間指定と肺音の受聴とを繰り返し行う方法で決めている。

周波数スペクトルによる 異常音の検出実験

異常音が明確な疾病患者の肺音では、呼吸音の1周期を6分割した区間ごとの平均周波数スペクトルを健常者や疾病患者のそれと比較すれば、異常音を精度よく検出できる²⁾。しかし、聴診の際に雑音が混入したり、肺音の音量が小さかったりすると、両者を区別することが困難になり、異常音が検出できなくなる。そこで、呼吸音の周期性を用いて混入する雑音を回避する方法と、6分割よりも短い区間で肺音を検査し、肺音の検査可能な範囲を拡大させる方法について検討した。

1. 異常肺音の検出方法

図1に肺音検査(識別)の処理フローを示す。異常音検出用の識別辞書は、肺音データベースの波形データから、図2に示すように高速フーリエ変換(FFT)によって短区間周波数スペクトル

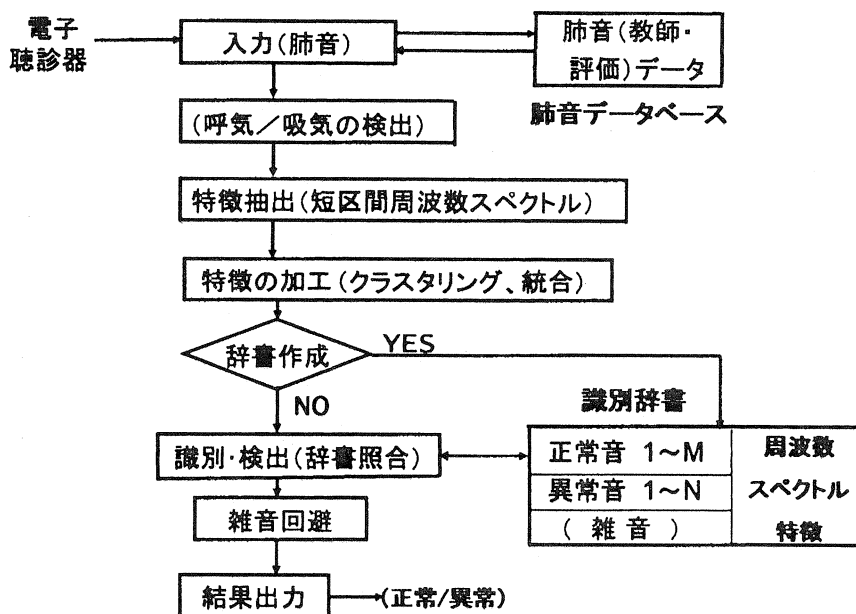


図1 肺音検査(識別)の処理フロー

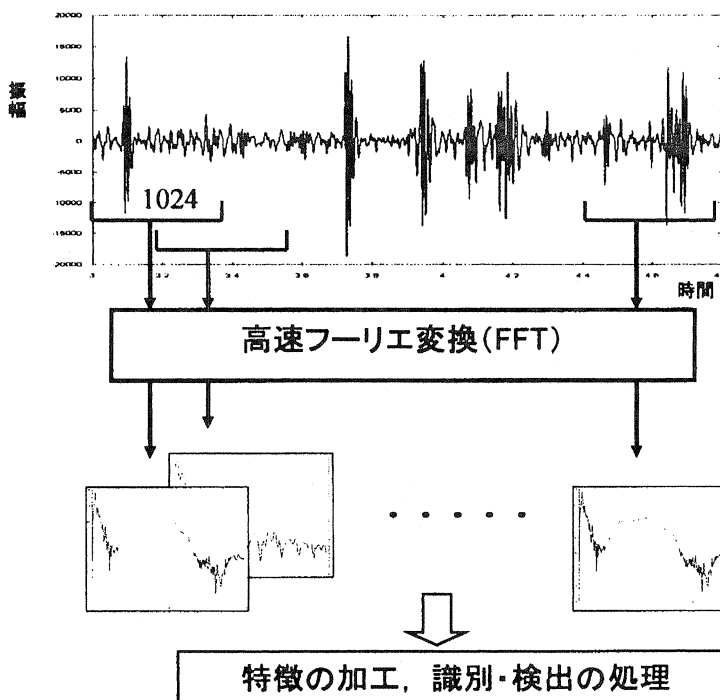


図2 特徴抽出I (短区間周波数スペクトル: 特徴)

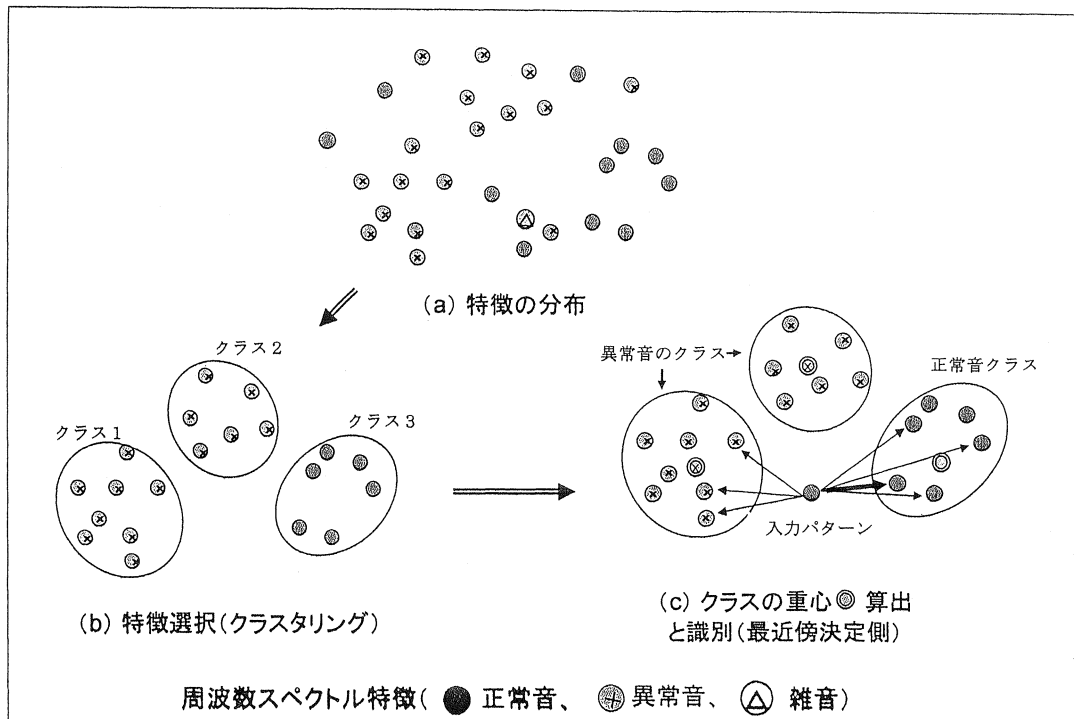


図3 識別辞書作成における特徴の加工 (概念図)

(ここでは短区間を100m秒)を求めて、これを識別(異常音検出)用の特徴とした。そして、これらの特徴とデータベース内の正解情報とを利用して、3種のカテゴリー(正常音, 異常音, 雑音)を区別するための識別辞書を作成する。図3は識別辞書の作成過程を示したもので、クラスタリングを行い、信頼できるカテゴリーごとの特徴を求める過程を示した概念図である。図3(a)は肺音データにFFTを施して抽出した周波数スペクトル特徴を2次元の分布として示したものである。図3(b)は3種のカテゴリーによるクラスタリングを示したもので、同一カテゴリーが集中して現れる特徴を識別用として残し、同一カテゴリーが散逸したり、他カテゴリーが混在したりする特徴は識別に使用しない特徴として、除去した状態を示している。図3(c)は各クラスの重心を求めて二重丸で示したものである⁷⁾。

肺音の検査では、入力された肺音に対して、識別辞書の作成と同じ処理過程を通して、短区間、あるいは平均周波数スペクトル(特徴)を求め、識別辞書の短区間、あるいは平均周波数スペクトル

と照合し、最も類似した特徴の属するカテゴリー一名を識別結果として出力する。

肺音を検査するための識別処理には、①一定区間内の短区間周波数スペクトルを平均化したものを準備し、その平均周波数スペクトルをクラスタリングして用いる方法(識別方法Ⅰ: 平均周波数スペクトルを識別辞書として用いる方法)と、②短区間周波数スペクトルに対してクラスタリングを行い、3種のカテゴリー(正常音, 異常音, 雑音)のクラスごとの重心を用いて識別する方法(識別方法Ⅱ: 短区間周波数スペクトルを識別辞書として用いる方法)について検討した。

1) 平均周波数スペクトルを用いた雑音回避と異常音の検出(識別方法Ⅰを採用)

肺音の聴診では雑音が混入することが多く、正常音を異常音と、誤って識別する場合がある。そこで、異常肺音の性質を利用して、この問題に対処する。すなわち、図4(a)の例で示すように正常肺音の中に雑音が混入した場合、雑音は突発的に生じる。また、異常肺音の場合は、図4(b)に

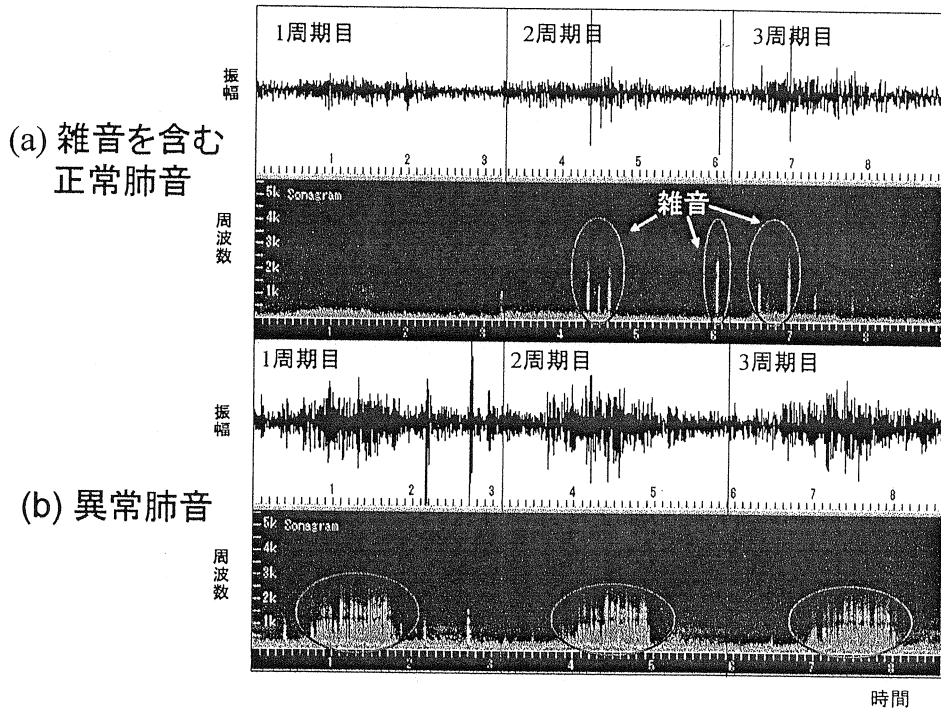


図4 正常肺音と異常肺音の周期比較
 ((a), (b) の上段: 波形, 下段: ソナグラム)

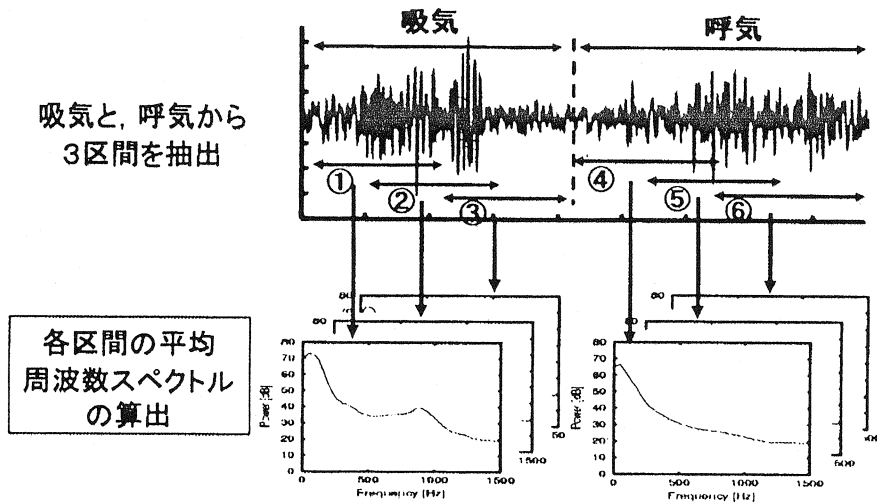


図5 特徴抽出II (平均周波数スペクトル: 特徴)

示すように呼気や吸気の一定の時間位置に異常音が周期的に出現することが多い。この性質を利用して図5に示すように一周期の肺音を呼気と吸気

に分けて、それぞれを3分割し、短区間周波数スペクトルから分割区間(約750m秒)ごとに平均周波数スペクトル特徴を求め、それらを識別辞書

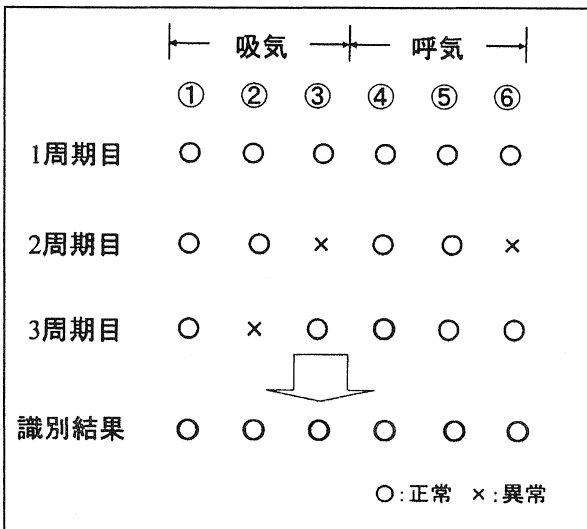


図6 重ね合わせ比較（多数決）による雑音回避

と照合して識別結果を得る。識別方法には、図3(c)に示すように入力パターンの特徴に最も近い識別辞書のカテゴリーを採用する最近傍決定則を使用した⁸⁾。次に、異常音の検出には、図6に示すように呼吸周期の開始から識別結果のカテゴリー一名を周期ごとに重ね合わせて表すと、異常音(x印)を有する肺音の場合は同一時間位置に現れて重なり、雑音の場合は重ならないことが多い。そこで、同一時間位置同士で多数決の処理を取って肺音の異常の有無を識別する(図6は正常音の例)。

実験では、まず実環境の肺音データの中から一般人でも異常音を検出できるデータを選んで、正常音28例、異常音29例を教師データとして識別辞書を作成した。評価データとして正常音17例(インパルス性の雑音を7例含む)、異常音15例を対象に、各々3周期のデータを用いた。実験結果を表1に示す。雑音回避の方法を取ることにより、正常音を約94%の精度で検出することができた。また、異常音を含む疾病患者の肺音を約93%の精度で正しく検出することができた。検出誤りは、雑音が多く混入した場合や、呼吸音が弱くて特徴が明確に現れなかった場合に生じた。

表1 平均周波数スペクトルを用いた雑音回避後の識別率

データ名	平均識別率(%)			評価データベース(例)
	正常音	異常音	雑音	
健常者	100.0*	—	85.7*	17
疾病患者	93.3			15

* 正常音と雑音を合すると: 16/17= 94%

表2 短区間周波数スペクトルを用いた異常音の出現時間位置の識別率

データ名	平均識別率(%)			評価データベース(例)
	正常区間	異常区間	ノイズ区間	
健常者	93.5	—	14.0	10
疾病患者	77.4	75.3	36.1	10

教師データ数:19例、評価単位:100m秒ごと

2) 短区間周波数スペクトルを用いた異常音の出現時間位置の検出(識別方法IIを採用)

1) 項で示した肺音検査方法でも、病状の変化によって音量が小さくなった場合、異常音を検出できなくなる。そこで、短区間周波数スペクトルから、直接、異常音を検出する方法について検討した。健常者の肺音(正常音)と、疾病患者の肺音(正常音と異常音を含む)、それに雑音の3種を教師データとし、それらから求めた短区間周波数スペクトルに対して、クラスタリングを行いながら、クラスごとに重心を求めたものを識別辞書として登録した。クラスの作成には、まず、人手で正解カテゴリーを付与した短区間周波数スペクトルに対し、距離が最も近い同一カテゴリーの短区間周波数スペクトルを同一クラスとみなしてクラスを併合する。この併合の処理を繰り返し、異なったカテゴリーとの距離が最も近くなったときに併合を停止し、それまでに求められたクラス内の短区間周波数スペクトルから重心を求め、識別

辞書に登録する。識別では、入力パターンとクラスの重心との距離を求め、最も近いクラスのカテゴリ一名を結果として出力した。

実験には、健常者の正常音10例、疾病患者の異常音10例を用いて、ひとつ抜き法で識別実験を行った⁸⁾。実験結果を表2に示す。この実験から、短区間周波数スペクトルによる異常肺音の検出方法では、健常者10例の肺音を約93%の精度で検出でき、また、疾病患者10例の異常音の出現位置を約75%の精度で検出できることが分かった。短区間周波数スペクトルは変動が大きく、隣接する区間同士でもその差が大きい。その対策としてクラスタリングを行い不安定な特徴は除く処理を行ったが、最適化出来ていないため検出誤りが生じたものと思われる。

ま と め

肺音検査装置の実現を目指し、肺音データベースの作成と、異常音検出アルゴリズムの高精度化について検討した。その結果、以下のような情報を得ることができた。

1) 肺音データベースとして、一人あたりのデータ収集部位を胸部で8箇所、背面部で6箇所の計14箇所とし、実環境での肺音を健常者で約50名、患者で約110名の肺音データを収集した。現在、肺音データベースに正解情報を付与する作業を進めており、充実化を図っている。

参考文献

- 1) 宮原末治, 田中研勢, 船山稔, 喜安千弥, 早田宏, 岡三喜男, 河野茂: “電子聴診器による肺音の解析”, 薬理と臨床, 15 (5), 511~518, 2005
- 2) 喜安千弥, 北里圭子, 宮原末治, 早田宏, 河野茂: “肺の聴診における異常音の自動検出”, 薬理と臨床, 16 (5), 547~555, 2006
- 3) 石原恒夫 他: 川城丈夫, 阿部直, 菊池功次, 米丸亮: “CDによる聴診トレーニング—呼吸音編 増補版—”, 南江堂, 1993
- 4) 佐久間貞行: “聴診音と在宅医療”, 遠隔医療と画像診断(7), 10月, 1998
- 5) 宮原末治, 喜安千弥: “聴音のデジタル処理による異常の検出” 都市エリア産学官連携促進事業, 平成17年度 研究成果報告, 「QOL医療診断に向けた非侵襲センシング技術」, p.10~14, 2006
- 6) 宮原末治, 喜安千弥, 筒井宣雄: “肺音診断装置及び肺音診断方法”, 特願2006-8969, 2006
- 7) Michael R. Anderberg, 西田英郎監修: “クラスター分析とその応用”, 内田老鶴圃, 1988
- 8) 石井健一郎, 上田修功, 前田英作, 村瀬洋: “わかりやすいパターン認識”, オーム社, 1998

2) 異常肺音の検出では、聴診などで実際に使用されるような環境で収集した肺音の中から、異常音が一般の人でも検出できる肺音データを用いて、①平均周波数スペクトルを用いた雑音回避と異常音の検出方法と、②短区間周波数スペクトルを用いた検出方法について検討した。その結果、2種の識別手法とも肺音から異常音を検出するのに有効なことが分かった。

3) 提案した2種の異常音検出手法の実験結果を比較すると(実験データが異なるため両者を直接比較することは出来ないが)、特徴抽出の区間幅を短くすると、音量が小さく、かつ短区間の異常音でも検出できるようになるが、誤検出も多くなると云う傾向が現われる。

今後の課題

今後は、肺音データベースをさらに充実させて、肺音の個人変動を明らかにすると共に、今回検討した雑音の混入回避の手法と、異常音の時間位置検出手法とを統合させた異常音検出手法について検討する予定である。

謝 辞

肺音のデータ収集にご協力頂いた国立病院機構福岡病院の中野博先生、医療法人原田医院の原田知行先生に心から感謝致します。

Produce of Lung Sounds Database and Experiment of Automatic Detection of Abnormal Lung Sounds by Auscultation

Sueharu MIYAHARA, Kensei TANAKA, Keiko KITAZATO
and Senya KIYASU

Department of Computer and Information Sciences, Nagasaki University

Hiroshi SODA and Shigeru KOHNO

School of Medicine, Nagasaki University

Mikio OKA, Yasushi OBASE, Sinichi YAGI

and Yoshihiro OOUE

Kawasaki Medical School

Shigeru ONOZAWA

Kameda Medical Center

Abstract

While sounds from a living body are sometimes important clues, which show a disorder in his health condition, only skilled doctors can detect abnormalities in those sounds.

In order to realize a new sound system, we have been studying the means of detecting abnormal lung sounds in the sounds from a living body. This sound system needs to equip an automatic diagnosing function which is applicable to medical service and nursing care at home.

Firstly, we report on the means of producing lung sound database to realize an automatic detecting system.

Secondly, we report on two algorithms of detecting abnormal lung sounds. One algorithm was developed to avoid the infected noises in lung sounds. The other was developed to detect the intervals in wave forms where abnormal sounds occur.

Key words: Auscultation, Electronic stethoscope, Abnormal sounds detecting, Lung sounds analysis, Lung sound database, Automatic diagnosing

統計モデルを用いた 異常肺音検出法に関する検討

長崎大学工学部 情報システム工学科
山内 勝也 山下 優 松永 昭一
宮原 末治
国立病院機構 福岡病院
中野 博

要 旨

本研究では、隠れマルコフモデル(HMM)を利用して、肺音に含まれる異常音の検出を試みる。収録した肺音の周波数スペクトルから、静的および動的特徴量として10次元メルケプストラム係数とデルタパワーを算出し、これを用いて正常音・異常音モデルを構築した。認識対象とする肺音データの特徴量系列を最も高い確率で出力するモデルを検索する。結果として、最大で8割超の認識率で、健常者の正常な肺音を「正常音」と、疾患者の異常音を含む肺音を「異常音」と正しく認識することができ、本手法の有効性が示された。

キーワード：肺音解析，異常音検出，隠れマルコフモデル(HMM)，音響信号処理

はじめに

臨床医療の内科診察において、肺音の聴診は安全・安価でかつ肉体的負担が少ない診察方法のひとつであり、多くの症例を素早く診断できるものである。現在、呼吸器系の疾患で年間に死亡する人は約17万人で死亡原因の15%を占めており、これらの疾患の早期発見と治療が死亡率低下及び治療費削減へ大きく貢献するが、過疎化、高齢化の

進む地域においては、老老介護や可処分所得の減少等、多くの問題を抱え、適切なタイミングで病院で診断治療を受けることが難しく、特に大きな問題となっている。体重体脂肪計や血圧計などのように、肺音の検査が一般家庭で手軽に健康管理に利用されることができれば、このような状況への一助となり得る。このような背景を受けて、我々は、音響信号処理技術を応用し、信頼性と客観性を備えた肺音中の異常音検出システムの可能性を検討している。

A Study on the Detecting Adventitious Sounds from Lung Sounds Using a Statistical Method
Katsuya YAMAUCHI (Nagasaki University, Nagasaki, Japan) et al.

肺音中の異常音検出方法として、長時間スペクトルの概形比較が挙げられるが、異常音の発生するタイミングや長さは症例や異常音の種類によって様々であり、時間平均によって時間情報を失われてしまうことは望ましくなく、時間情報の有効利用が必要であると考えられる。

そこで本研究では、音声認識の分野で広く利用されている、周波数スペクトルの静的および動的特徴量を用い、隠れマルコフモデル (HMM) を利用した最尤推定によって異常音の検出を試みる。HMMは、さまざまな長さの時系列信号を確率的に生成し得る信号モデルであり、複数の定常信号源の間を遷移することで非定常な時系列信号をモデル化するものである[1]。音声認識の分野では、音声の最小構成単位である音素ごとにHMMを構成し、観測された音声の特徴量系列を最も高い確率で出力するHMMを選択することで高精度な認識を実現している (例えば[2])。本研究では、このHMMを肺音の一定区間ごとの特徴量の系列に適用し、観測系列の認識を試みる。具体的には、収録した肺音データから算出した特徴量系列を用いて数種類のモデルを構築し、認識対象とする肺音データの特徴量系列を最も高い確率で出力するモデルを検索する。

HMMは、定常的な信号を出力する状態を考え、この信号源 (状態) の間を確率分布に基いて遷移しながら信号を出力するというモデルであり、非定常な時系列信号をモデル化できる。概念図を図1に示す。状態 S_i , S_j の間を、状態遷移確率 α_{ij} で遷移し、各状態 S_i において信号出力確率 O_i で信号を出力する。

本研究において、信号系列は、音響信号の特徴量ベクトルとする。音響信号の特徴量ベクトルとして、メルケプストラム係数 (Mel-Frequency Cepstrum Coefficient ; MFCC) とデルタパワーを採用する。ケプストラム係数は、音響信号を一定区間のフレームに区切り、各フレームの高速フーリエ変換 (FFT) によって得られる周波数スペクトルを逆フーリエ変換 (IFFT) することで、周波数スペクトル包絡の情報を抽出するものであり、周波数軸上のエネルギー分布に対応した特徴量である (図2)。これを音の高低に対する人間

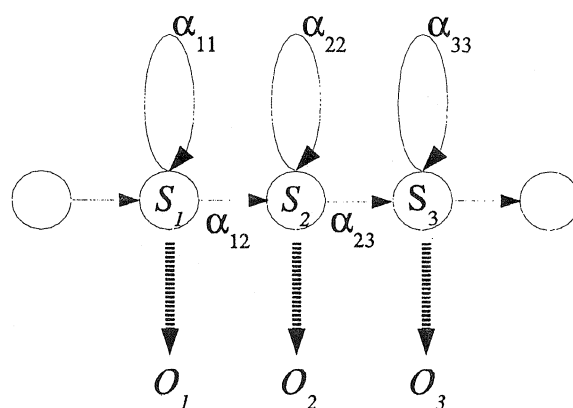


図1 隠れマルコフモデル (HMM) の概念図

の感覚尺度であるメル周波数軸上に等間隔に配置されるフィルタを用いたフィルタバンク分析によって行うことで、MFCCを算出する。デルタパワーは、同様に音響信号を一定区間のフレームに区切り、各フレーム間のパワーの差分であり、パワーの変動に関する特徴量である。

本研究では、フレーム長は25 ms、フレームシフト幅は10 msとし、FFTの窓関数はハミング窓を用いた。HMMの確率分布は複数の正規分布の重み付け和による混合正規分布とする。

肺音の収録とラベル付け

本研究では、250ms以上の持続時間を有する連続性ラ音として周波数400 Hz程度の「ヒューヒュー」という高調音を笛音、周波数200 Hz程度の「ゴーゴー」という音をいびき音、断続性ラ音のとして「ブツブツ」と粗い大きな音を水泡音、「パリパリ」という細かな音を捻髪音とし、検出の対象とした。分類には、アメリカ胸部疾患学会 (ATS) による定義[3,4]を参考にした。

実験に用いた肺音は、コンデンサマイクロホンを、通気孔のないゴム製アダプタによって約3 mmの距離で胸壁に接着させ、デジタルマルチトラックレコーダで、サンプリング周波数5kHzのwavデータとして記録した。収録は、肺に疾患 (肺気腫) を持つ患者13名、および健常者7名から行った。収録個所は図3に示す6個所で、この

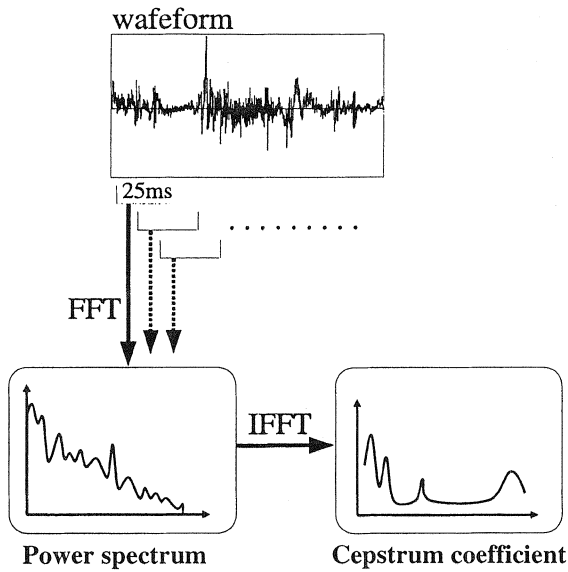


図2 ケプストラム係数の算出手段

うち右前胸部第二肋間から録音したものを分析対象とした。

肺音データは時間的に連続な呼気吸気相の列とみなせるので、肺音データ ω は、 N 個の呼吸相から成り、 i 番目の呼吸相を s_i ($1 \leq i \leq N$)とすると、

$$\omega = s_1 s_2 \cdots s_i \cdots s_N \quad (1)$$

と表せる。ここで、 s_{i+1} 番目の呼吸相の開始時間は、 s_i 番目の呼吸相の終了時間と等しい。

各呼吸相は、呼気吸気の別および肺音分類のラベルが付与される。分類ラベルは、連続性・断続性のラ音をまとめた「異常音」、健常者のデータの中で副雑音に似た音である「類似音」、および「正常音」の区別とした。表1に、各データ群における各分類ラベルが付与された呼気・吸気相数の一覧を示す。

異常音検出方法

本研究では、認識対象とする肺音に対して、肺音の分類ごとの音響モデルから尤度を算出し、最も高い尤度を与えるモデルの分類をもって認識結果とする。

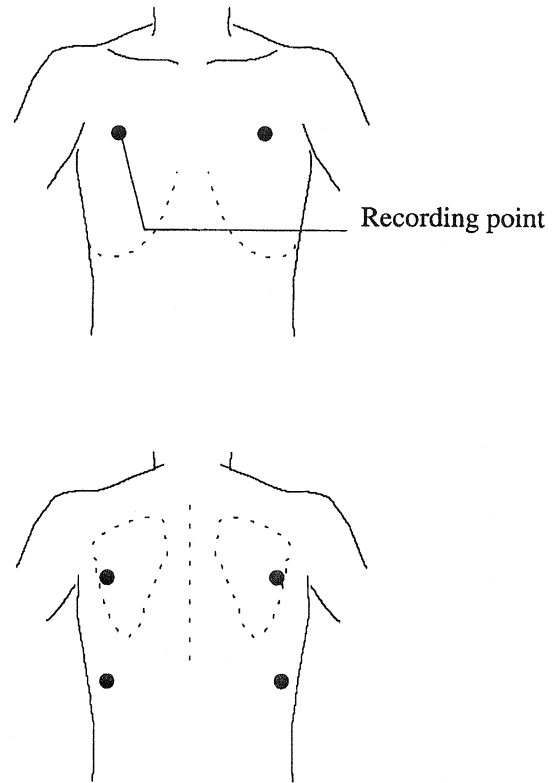


図3 肺音の収録箇所

肺音データ ω は(1)式のように呼吸相 s の系列として表されるので、肺音の分類の識別は、認識対象とする肺音の音響特徴量系列 q が与えられたときに、

$$P(\hat{e}, \hat{s} | q) = \max_{s, e} P(e, s | q)$$

を満たすような、最も確からしい呼吸相 s と分類 e を求めることと等価である。

ここで、右辺はベイズの法則により

$$P(e, s | q) = \frac{P(e, s)P(q | e, s)}{P(q)}$$

と変形される。ここで、 $P(e, s)$ は呼吸相 s が分類 e であった確率を表す。 $P(q | e, s)$ は、呼吸相 s が分類 e であるときに音響特徴量系列 q が観測される確率。 $P(q)$ は s によらず、 $P(e, s)$ は分類 e を検出するうえでは無視できるため、肺音の分類の識別は、

表1 肺音分類ラベルが付与された呼気相および吸気相数の一覧

	吸気相			呼気相		
	正常	異常	類似	正常	異常	類似
疾患者						
A	9		0	9		0
B	11	-	1	12	-	1
C	6	-	2	5		2
D	4		1	4		0
E	9	-	5	11	-	1
F	13	-	0	6	-	3
G	9	-	0	6	-	4
計	61	-	9	53	-	11
健常者						
A	12	0	-	0	11	-
B	0	14	-	0	14	-
C	0	7	-	3	4	-
D	12	0	-	10	2	-
E	8	3	-	8	2	-
F	11	0	-	7	3	-
G	3	6	-	7	3	-
H	2	5	-	4	2	-
I	0	5	-	0	4	-
J	0	6	-	0	6	-
K	1	7	-	2	5	-
L	1	10	-	9	2	-
M	10	1	-	0	11	-
計	60	64	-	50	69	-

$$P(\hat{e}, \hat{s} | q) = \max_{e,s} P(q | e, s)$$

によって得られることとなる。

異常音検出実験

切り出された肺音データから、10次元メルケプストラム係数とパワーを抽出する。フレーム長は25 ms、フレームシフト幅は10 msとし、窓関数はハミング窓を用いた。算出した音響特徴量を元に、音響モデルを構築する。

構築される音響モデルは、健常者の正常音データから構築される「正常音モデル」と、疾患者の異常音データから構築される「異常音モデル」である。各モデルは呼気相、吸気相それぞれについて別々に構築する。HMMの確率分布は対角型の

表2 肺音分類の識別精度（状態数1の場合）

		疾患者		健常者	
		正常	異常	正常	類似
吸気相	mix1	10.0%	51.6%	72.1%	11.1%
	mix2	13.3%	45.3%	80.3%	0%
	mix3	5.0%	60.9%	73.8%	0%
呼気相	mix1	18.0%	76.8%	81.1%	18.2%
	mix2	18.0%	78.3%	79.3%	18.2%
	mix3	18.0%	76.8%	79.3%	18.2%

表3 肺音分類の識別精度（状態数2の場合）

		疾患者		健常者	
		正常	異常	正常	類似
吸気相	mix1	11.7%	43.6%	72.1%	11.1%
	mix2	6.7%	45.3%	78.7%	11.1%
	mix3	5.0%	56.3%	75.4%	11.1%
呼気相	mix1	28.0%	78.3%	81.1%	18.2%
	mix2	22.0%	85.5%	79.3%	27.3%
	mix3	22.0%	87.0%	81.1%	27.3%

混合正規分布とし、混合数は1～3まで変化させた。HMM状態数は1～3まで変化させた。特徴量の算出、モデルの構築・照合などにはHTK[5]を利用した。

認識モデルの構築に際しては、leave one out法を用いた。この方法では、まず、一名のデータを認識対象、この一名のデータを除いた全データを学習データとする。モデルの学習の後、認識実験を行い、結果を得る。次に、除外した一名のデータを学習データに戻し、別の一名のデータを認識対象として抜き出す。この一連の作業を、全被検者に対して行うまで繰り返す。

結果・考察

表2～4に、呼気相、吸気相それぞれについて、肺音分類の識別率を示す。健常者および疾患者の正常音が正常音と認識された場合と、正常者の副

表4 肺音分類の識別精度 (状態数3の場合)

		患者		健常者	
		正常	異常	正常	類似
吸気相	mix1	13.3%	57.8%	57.4%	11.1%
	mix2	23.3%	51.6%	67.2%	22.2%
	mix3	20.0%	53.1%	65.6%	22.2%
呼気相	mix1	28.0%	73.9%	83.0%	9.1%
	mix2	24.0%	76.8%	83.0%	18.2%
	mix3	24.0%	76.8%	79.3%	18.2%

雑音に似た音および患者の異常音が異常音として認識された場合に「正しく認識された」と評価し、認識率を算出した。

状態数、混合数がいずれの条件においても、健常者の正常音の認識率と、患者の異常音の認識率が他より高い値を示している。これは、モデル構築において、正常音のモデルには健常者の正常音データ、異常音のモデルには患者の異常音データを用いたことによると考えられる。ただし、最大で8割超の認識率を示していることは、本研

究で示す認識モデルが、肺音の異常音判定に適用できる可能性を十分に示すものである。

一方、呼気相と吸気相を比較すると、呼気相の方が高い認識率を示している傾向にある。今回収録したデータでは、より明確な周波数特性を持つ笛音が、吸気相より呼気相に多く含まれていたため、呼気相の異常音の特徴が顕著となったことに起因すると考えられる。

混合正規分布の混合数の変化、およびHMM状態数の変化による顕著な認識率の変化はなかった。これは、肺音が音声と比較して、特徴変化の時間的なばらつきが大きいためであると考えられ、より柔軟で肺音の特徴に適合する時間変化への対応が今後の検討課題となっている。

ま と め

本研究では、肺音の周波数スペクトルから特徴量を算出し、HMMによって正常音・異常音の認識を試みた。その結果、健常者の正常音と、患者の異常音の認識では、高い認識率が得られ、本手法の有効性が示された。

参考文献

- 1) L.R. Rabiner & B.H. Juang : "An introduction to hidden Markov models", *IEEE ASSP Magazine*, 3(1) : 4~16, 1986
- 2) Duta, N., Schwartz, R. & Makhoul, J. : "Analysis of the Errors Produced by the 2004 BBN Speech Recognition Systems in the DARPA EARS Evaluations", *IEEE Trans. Audio, Speech, Lang. Process.*, 14(5) : 1745~1753, 2006
- 3) 三上理一郎 : ラ音の分類と命名, 日本医師会雑誌, 94(12) : 2050~2055, 1985
- 4) 毛利昌史 : 肺音の生理的意義, 日本医師会雑誌, 94(12) : 2061~2063, 1985
- 5) <http://htk.eng.cam.ac.uk>

A Study on the Detecting Adventitious Sounds from Lung Sounds Using a Statistical Method

Katsuya YAMAUCHI, Masaru YAMASHITA, Shoichi MATSUNAGA
and Sueharu MIYAHARA

Nagasaki University, Nagasaki, Japan

Hiroshi NAKANO

Fukuoka National Hospital, Fukuoka, Japan.

Abstract

This paper proposes a novel procedure to detect adventitious sounds from lung sounds using a stochastic approach. The lung sounds from 13 patients with emphysema pulmonum and 7 able-bodied people were recorded through a condenser microphone attached to subjects' chest wall. Each lung sound was divided into several respiratory phase segments, and labeled according to the respiratory phase and diagnostic states (normal or abnormal). The architecture of the proposed method is composed of the training process and the test process. Acoustic models of each phase segment unit are generated for every kind of diagnostic state in the training process. Likelihood of an input phase segment was calculated using acoustic models which were generated for each diagnostic state, and the diagnostic state achieving the highest likelihood was derived as a recognized result. Experimental results using the proposed procedure show a high accuracy rate to detect adventitious sounds. The result showed that the validity of the proposed procedure and the knowledge that the single state model is sufficient to develop the proposed procedure.

Key words : Maximum likelihood detection, Detecting abnormal sounds, Hidden Markov models (HMMs), Acoustic signal processing

小型 (6 mm) マイクを利用する 加速度計型聴診センサの改良

坂尾富士彦*

要 旨

エレクトレット・コンデンサ・マイクロホンカートリッジを利用した加速度計型聴診センサの改良を目的として、これまで主用したものより小さい公称径 6 mm のものを用いるセンサの試作と改良に努めている。校正試験で特性を定め、力学的な考察も加えて、これ迄に発表した公称径 10 mm のもの使用のセンサとほぼ同程度の性能で形はずっと小さいものの実現の見込みを得た。

キーワード：加速度計型聴診センサ，聴診センサ，接触型聴診センサ，マイクロホン・カートリッジ

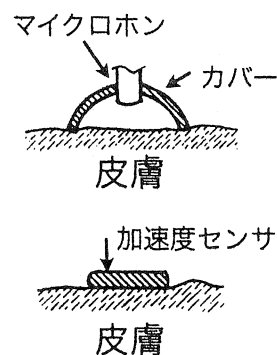
聴診センサーの動作原理 2 種

周知のように聴診サンサは図 1 に示す 2 つの型に大別される。

空気結合マイクロホンは古典的な聴診器の導管の代わりにマイクロホンを置いたもので、長い導管の共振に依る周波数特性の山と谷はない筈である。

この形式では出力は皮膚表面とセンサカバーの相対変位に比例する。対象に密着させる加速度計型の出力は皮膚表面の加速度に比例する。前者に対する後者の比は周波数の 2 乗に比例する。

但し、前者も、全体の質量と皮膚の弾力で決ま

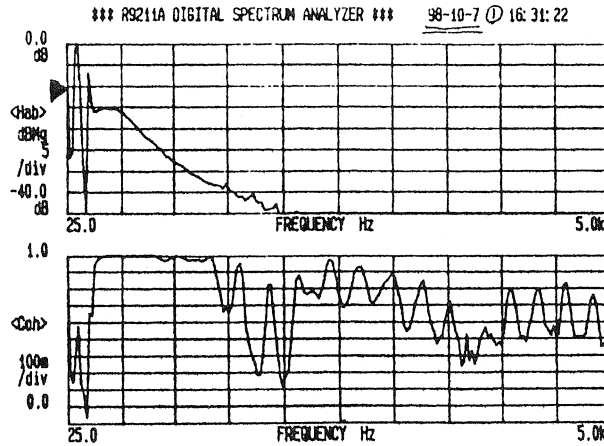


上：空気結合マイクロホン型
下：加速度計型密着センサ

図 1 聴診センサの動作原理 2 種類

Improvements of Accelerometer-Type Stethoscopic Sensor Using Small (6mm Diam.) Microphone Cartridge
Fujihiko SAKAO (Residence : Hatsukaichi City)

* 広島県廿日市市阿品 3-6-20 〒738-0054



横軸は周波数，直線目盛で0-5 kHz。
 上図の縦軸は「伝達関数」で，ここでは入力加速度に対する出力電圧の比であり，目盛りは5 dB/div の対数目盛。
 下図は入出力間の「コヒーレンス」で0-1 の直線目盛

図2 空気結合マイクロホン型センサの周波数特性の一例

る共振周波数より低い周波数の入力に対しては、加速度計と同じになる。また加速度計型それ自身の質量が軽くないと、その重さで皮膚のその部分を固定した上でその加速度を測る事になる。

図2は空気結合マイクロホン型センサの感度の周波数特性の実測例である。上半分は入力の加速度振幅に対する出力振幅の比即ち伝達関数，下半分は入出力の相関の程度を示す「コヒーレンス」で、これは1に等しい事が望ましい。周波数特性は周波数の2乗に反比例するべきであるのに500 Hz以下で一定なのは、センサを固定する手段を特に施さなかったため、加速度型として動作（前述）したためで、手指その他で実効的に大きな質量を持たせれば、この領域でも感度は周波数の2乗に反比例する筈である（低周波数端の不規則な変動は測定の実験による。図下側のコヒーレンスの小さい値が示すように、実験で低い周波数の入力が不十分だったため）。

なお、ここに示す周波数特性その他は全て、文献1)に述べた校正装置・方法に依るものである。また、図2及び以後の伝達関数図の縦軸左側にある横向きの三角形は、異なるセンサの感度を比較する便宜のため、総合感度の同じ値を示す位置に

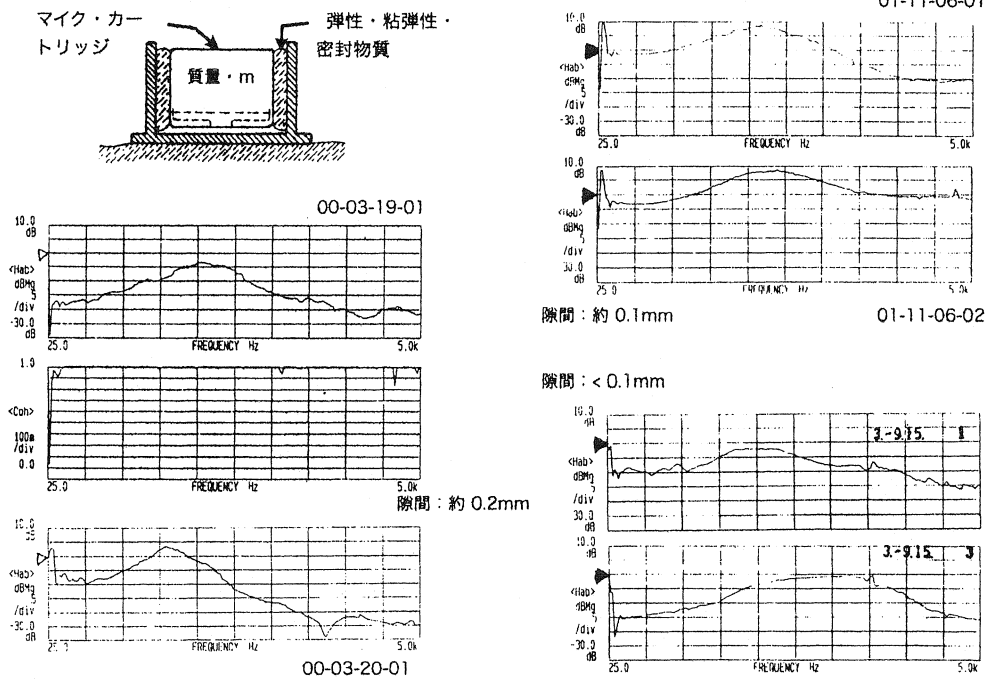
ある。

マイクロホン利用の 加速度計型聴診センサ

著者が開発・改良を試みている対象は前節で述べた2種類の内、後者の加速度計型で、従来型聴診器よりもずっと高い周波数まで感度があり、その領域に、これまで知られていない情報が含まれている可能性を期待してのことである。実際の構造としては、市販のエレクトレット・コンデンサ・マイクロホンカートリッジを最終的な受感素子として用いる方式を試みている。これ迄の成果についても文献1)を参照されたい。

図3に、エレクトレット・コンデンサ型のマイクロホン・カートリッジを利用した加速度計型センサの構造の略図と、特性の実測例を示す。ここでは径10 mmのカートリッジを利用している。密封物質としては信越化学製シリコン樹脂KE12を用いた。左上の特性例だけ、図2と同じく伝達関数即ち「出力/加速度入力」比と、コヒーレンスの双方を、他に就いては伝達関数のみを示す。

10 mmのカートリッジ、シリコン樹脂鑄込み



密封物質はシリコン樹脂で、厚さは0.1 - 0.2 mm。
 特性図の内、左上の2つは伝達関数とコヒーレンス、他は伝達関数のみ。
 軸の目盛りは図2と同じ

図3 径10 mmのマイクロホン・カートリッジを用いた加速度センサの構造と特性

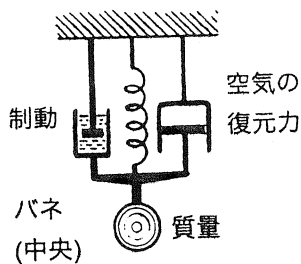


図4 加速度センサの力学系モデル

図2と比べると、1 kHz以上の領域では圧倒的に感度が高い事が分る。反対に500 Hz以下では多分図2の空気結合マイクロホン型の方が高いと信じられる。

伝達関数即ち感度は周波数に対して一定ではなく、緩やかな山の形をしている。これは共振によるもので、本来は望ましくはない。しかし一方、

共振によって高周波数の感度が高く維持される面もある。

力学的考察

なるべく高い周波数まで一定の感度を得るには、共振周波数を高く保ちたい。同時に高い感度も望ましい。センサの構成をこの観点から考察する。

図3左上に示す構成のセンサの力学的な挙動は図4と同じになる。中央に描いたバネの復元力と「制動（ダンピング）」作用は共にカートリッジの周囲を密封する物質による。「質量」はカートリッジのそれである。空気の復元力は後に考慮に入れる。高低両極端の周波数は除いて、中域の周波数に就いて考える。

マイクロホンの感じるのは膜前面の圧力（正し

くは、その変動分であるが、以下、単に圧力と云うことにする)であり、それはカートリッジの変位に比例し膜前面の空気層の(等価的な)厚さに反比例する。図3の力学系は簡単に解析でき、一定の加速度に対する変位の大きさは共振周波数より充分低い周波数では m/k に比例する事が分る。但し m はカートリッジの質量、 k はバネの復元力の係数である。他方で共振周波数は k/m の平方根に比例する。従って質量とバネ係数に関する限り、高い共振周波数の要求と高い感度の要求は互いに云わば正面衝突する訳である。他の手段で、例えば空気間隙を狭くすれば、共振周波数に影響せず感度を上げる事も可能ではあるが。

空気間隙を狭くすれば、閉じ込められた空気の復元力が大きくなり、バネの復元力に加わる。その大きさは空気間隙の厚さを仮定すれば簡単に計算できるが、密封物質のバネの強さは計算も実測も難しい。しかし特性図から共振周波数の検討がつくので、それと空気の復元力のみで計算した共振周波数値とを比較すると、空気の復元力の寄与の程度に見当をつけることができる。

空気の復元力のみによる共振周波数は、

10 mm 径 (質量 0.9 g) で間隙 2 mm の場合
約 400 Hz

6 mm 径 (質量 0.2 g) で間隙 1 mm の場合
約 1200 Hz となる。

特性図から判断される実際の共振周波数はかなりの範囲に変化するが、例えば 6 mm 径、間隙 1 mm で 2 kHz の場合には、空気の弾力は復元力全体の $1200/2000=0.6$ の 2 乗、約 $1/3$ と見積もられる。

上で見積もった実情とは反対であるが、空気間隙の復元力が主要な場合は、差し当たり次のように考えられよう。出力は膜前面の圧力に比例する。一方、加速度で生じる力は質量に比例し、復元力は圧力と面積の積なので、感度は面積当たりの質量に比例する。一方、共振周波数は面積当たりの質量と空気間隙の長さなどで決まる。両者の積の平方根に反比例する。空気間隙を薄くすれば感度に影響なく共振周波数を上げられそうに思えるが、そうなるとマイク・カートリッジの膜で支えた状態での本体の振動の様子が問題になると考え

られ、軽率に楽観はできないと思われる(後の「付記」にも関連)。図4に関連してここ迄に述べた考察は、膜を含むカートリッジ全体が剛体として運動し、その変位に比例して出力が生じるとしてのものである。

種々な試み

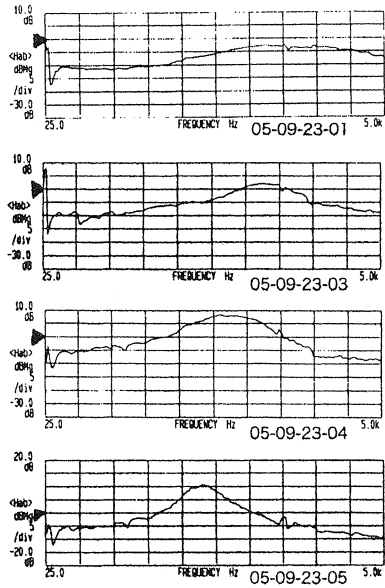
図5以下は標題である 6 mm のマイクロホン・カートリッジを利用したセンサ試作の結果である。構造は図4のと同様である。

図5の左半分は前述の信越化学製シリコン樹脂 KE12を用いて密封したものである。右半分は新しい試みとして隙間を一桁大きくし、密封物質としてビニール管を利用したものである。これ迄の試作で共振の影響を小さくするダンピング作用の大きい材料の選定が困難であったので、隙間を大きくして物質の選択範囲を広げてみた訳である。結果は図で見るように、ビニール管では共振ピークは確かに鈍くできたが感度が如何にも低過ぎるようである。使用したビニール管が固過ぎたのかも知れない。

図6の左半分はビニール管の代りにゴム管を用いて組み立てた結果で、感度はビニール管利用の物よりはかなり大きくなったが、特性全体が図4の左半分に比べて著しく勝るとは云えない。ゴムはダンピング作用が大きいと期待したが、結果は必ずしもそうなっていない。右半分は前述とは別の樹脂：信越化学KE45を密封物質に用いたものである。上の2つは隙間が小さく、下の2つは隙間が大きい。この2つのケースを比べると先の力学系としての解析を裏付けて、上2つではバネ定数が大きく共振周波数が大きい代りに感度が低く、下2つではその逆である事が明瞭に見られる。

図5及び6の結果を図4のそれと比べて見ると、6 mm のマイクロホン・カートリッジを用いて、10 mm のマイクロホン・カートリッジに感度が劣らないセンサを作る見込みがありそうである。図5右側の、ビニール管を利用したものは全くの失敗作であるが、図6の、ゴム管利用のものや KE45 樹脂を利用したものは、結果にやゝ不

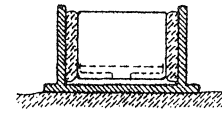
6 mmのカートリッジ利用のセンサ



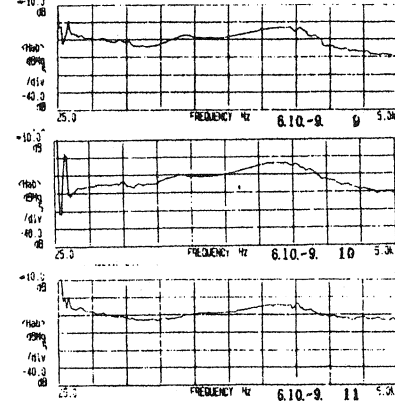
シリコン樹脂KE12の罫込み

隙間=約0.1 mm

左・樹脂を罫込み・間隙小
右・ビニール管を利用・間隙大



ビニール管を利用



左半分は図3に類似の構造のもの。

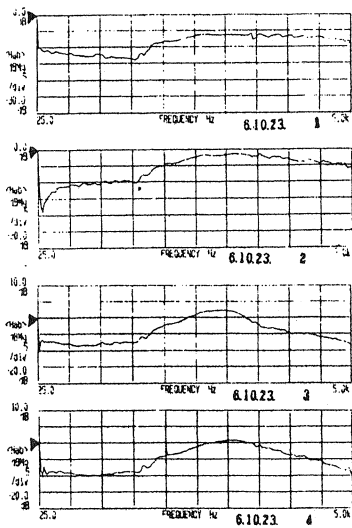
右半分は薄い樹脂の代わりに厚さ1 mm程度のビニール管を用いて密封した構造のもの。

特性図は全て、周波数特性を表わす伝達関数。

軸の目盛りは図2と同じ

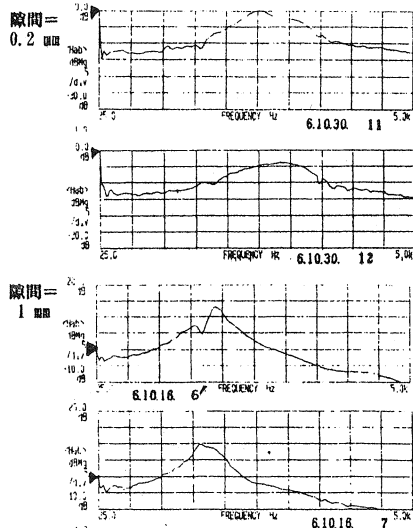
図5 径6 mmのマイクロホン・カートリッジ利用加速度センサの構造と特性

6 mmのカートリッジ利用のセンサ



ゴム管を利用

樹脂KE-45を押し込む

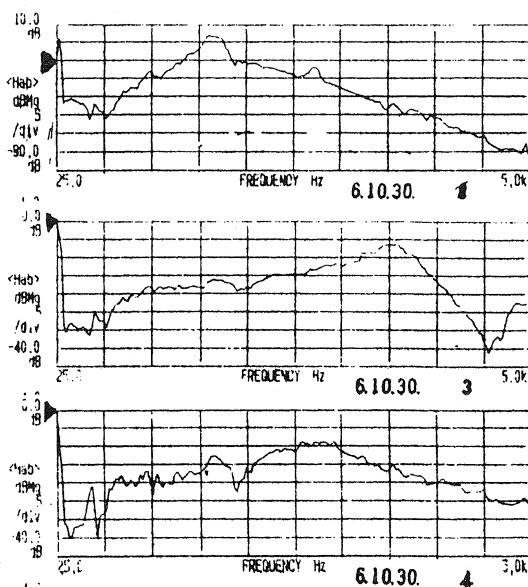


左半分は前図右半分のビニール管の代りにゴム管を使ったもの。

右半分は狭い(上2例)及び広い隙間にシリコン樹脂・信越化学 KE-45 を押し込んだもの。

特性図は全て、伝達関数で、軸の目盛りは図2と同じ

図6 径6 mmのマイクロホン・カートリッジ利用加速度センサの特性の続き



全て、伝達関数で、軸の目盛りは図2と同じ
 図7 マイクロホンの膜自体に質量を付加する試みの結果3例

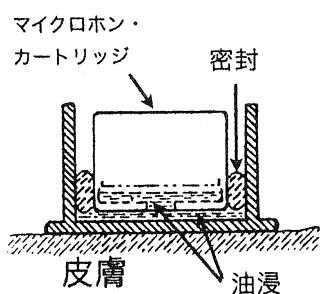


図8 「空気の弾力」を担う空気を水か油 (縮まない液体) で置き換えると……

を付着させて効果を増大させようと試みた。試験の結果は、図で見る通り感度が高くなく、かつ、詳しい理由は不明であるが周波数特性は単純ではない。付加したとは云え質量がカートリッジ全体に比べて小さいので、感度が低いのであろう。工作も困難であるし、膜の局部に集中した質量により、膜が早期に疲労破損する恐れもあり、この方向はあまり期待できないと思われる。

終りに

安定な面はあるが、感度・周波数特性とも図4の物に近い。若しそうなら形状・重量はずっと小さい点が利点となる。更に工夫を重ねて、安定した特性が常に得られるような製作法を確立したいと望んでいる。

図7は新規な試みの一つの結果である。6mmのマイクロホン・カートリッジの膜自体も質量があるので、カートリッジが受ける加速度に応じて膜が相対的に変位し、出力が発生する筈である。しかし膜自体は軽量で加速度による慣性力が極めて小さいので、膜にエポキシ樹脂の滴

公称径6mmのものを用いるセンサを試作し改良しようと種々の試みをした結果は、成功と云えるものもあり、全く失敗と云うべきものもある。が、力学的な考察と試作品の校正試験結果を総合して、これ迄に発表してきた公称径10mmのものの使用のセンサとほぼ同程度の性能で形はずっと小さいものを実現の見込みは得られたと云い得る。

付 記

図4の力学的構成で、支持・密封物質の弾力よりもカートリッジ前面間隙内の空気の弾力が主になる場合の考察に関連してであろう、講演後に米丸博士から「前面の間隙を水で満たすとどうなるか」との質問を受けた。非常に示唆に富む質問で、水の代わりにシリコン油などを用いて、感度と周波数特性を共に向上できる可能性を検討中である。結論は未だ確定しないが、カートリッジ前面を液体で満たす（支持物質の弾力は弱いとして）と、カートリッジ本体を加速

する力を、膜自体の弾力及び膜背面の空気の弾力で伝える事になるであろう。関連する質量はカートリッジ本体のそれとなるので、共振周波数が劇的に向上はしないのではなかろうか。膜の弾力で加速するとなると、その強度或いは耐久性が心配にもなる。

図4に関連して述べた、前面空気間隙を狭くして「空気の弾力を主要な復元力とする」方法も全く同じ心配がある（共振周波数、強度とも）。即ち、そこでの議論は厳密には、前面間隙内の空気の弾力が重要でない場合に成り立つものであろう。

文 献

- 1) 坂尾富士彦：マイク・カートリッジを利用した加速度計型聴診センサーの構造・製法・特性，薬理と臨床，15(5)：503～510，2005

Improvements of Accelerometer-Type Stethoscopic Sensor Using Small (6mm Diam.) Microphone Cartridge

Fujihiko SAKAO (Residence : Hatsukaichi City)

Abstract

Further attempts were made to develop an accelerometer-type contact stethoscopic sensor using an electret condenser microphone cartridge as the final output element. Emphasis was on the use of cartridges smaller than so far. Tests were performed on slightly reformed structure and various component materials. Analysis were made on the sensor characteristics as a mechanical system. Based on both the considerations and experimental results, a prospect for a sensor, which is smaller and yet as good as so far, has been obtained.

Key words : Accelerometer-Type Stethoscopic Sensor, Stethoscopic Sensor,
Contact-Type Stethoscopic Sensor, Microphon Cartridge

小児期気管支喘息児の呼吸音解析を用いた ロイコトリエン受容体拮抗薬の効果判定

国立病院機構

南和歌山医療センター 小児科

土生川千珠

近畿大学医学部 小児科

村上佳津美

近畿大学医学部堺病院 呼吸器科

長坂 行雄

要 旨

気管支喘息児に対するロイコトリエン受容体拮抗薬の効果を検証するために、非発作時に呼吸音解析を行い、スパイロメトリー検査との対比を行った。南和歌山医療センターの小児科外来を定期的に受診している6歳から15歳までの間欠型、軽症持続型23例を対象とし、ロイコトリエン受容体拮抗薬を単独投与し、投与前、1、2、4、8週後に呼吸音解析とスパイロメトリー検査を行った。呼吸音解析は、Kenz Medico社 LSA 2000 Modelを使用し、非発作時の吸気音最高周波数を指標とした。ロイコトリエン受容体拮抗薬治療中スパイロメトリー検査は有意な変化を認めなかったが、吸気音最高周波数は治療後1週間目から低下し、有意差を認めた。吸気音最高周波数は、潜在性の気道障害を示している可能性があると考えた。

キーワード：小児気管支喘息 呼吸音解析

はじめに

小児気管支喘息（以下喘息）の診断において聴診は最も重要な診断技法のひとつである。しかし主観的評価にとどまっており客観的評価法が必要である。以前より我々は呼吸音解析の臨床応用を

目的に研究を行ってきたが、今回はロイコトリエン受容体拮抗薬の効果について検討した。

対 象

南和歌山医療センター小児科外来を喘息で定期受診している23例、年齢は6歳から15歳である。

Leukotriene Receptor Blocker Effect for Bronchial Asthma Children by Breath Sound Analysis
Chizu HABUKAWA (Department of Pediatrics Minami Wakayama Medical Center, Wakayama, Japan) et al.

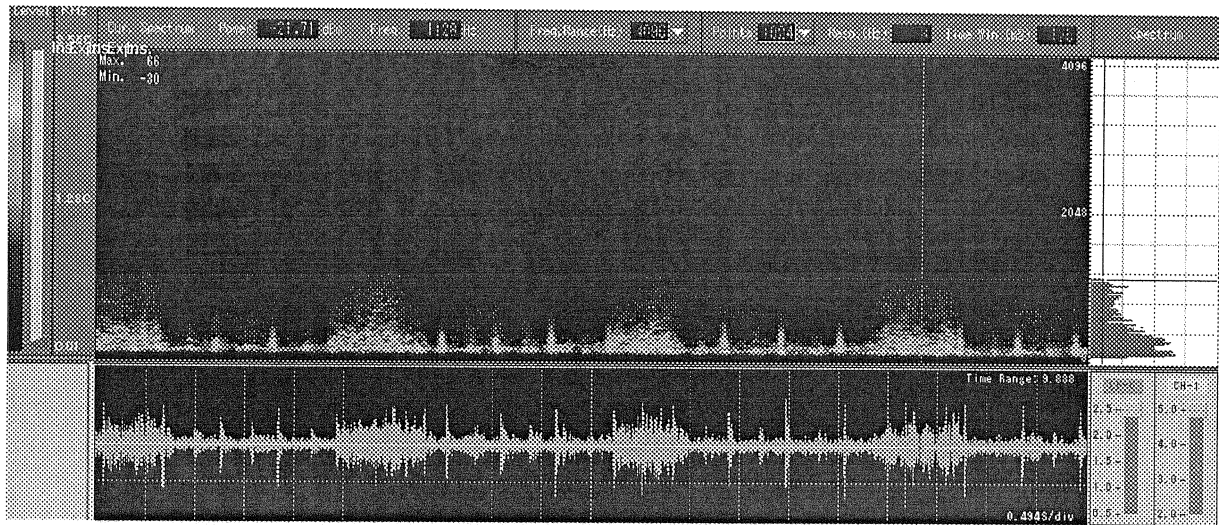


Fig.1 吸気音最高周波数の測定方法

重症度は間欠型11例，軽症持続型12例である。重症度はGINA2002の分類を使用した。

方 法

少なくとも2週間喘息発作のない非発作時に呼吸音解析とスパイロメトリー (Fukuda Denshi FUDAC-77) 検査を行った。その後ロイコトリエン受容体拮抗薬の単独投与を行い，治療後1週間，2週間，4週間，8週間後に再度呼吸音解析とスパイロメトリー検査を行った。呼吸音解析には，呼吸音解析システム (kenz medico Model SSAS-2000) を使用した。呼吸音の収録方法は，患児を座位に保ち，広帯域聴診センサーを患児に密着し，耳管式イヤホンでモニターしつつ，最低10秒間，3呼吸分を収録した。聴診センサーの装着部位は，右鎖骨中線上第2肋間とした。解析指標を吸気相の最高周波数成分 (kHz) とした。吸気音最高周波数は，解析画面上に認められた最高周波数部分の周波数 (kHz) を示すことが出来る十字カーソルで測定し，測定した3呼吸分の平均とした (Fig. 1)。解析処理にはSPSS Windowsを使用した。解析方法は，治療前，1週後，2週後，4週後，8週後に吸気音最高周波数とスパイロメトリーの指標であるFVC，FEV_{1.0}，PEF，V₅₀，V₂₅の結果を検討した。治療中発作が出現した症例は除外し

た。

結 果

FVC，FEV_{1.0}，PEFは，治療前，1週後，2週後，4週後，8週後に変化を認めず，V₅₀，V₂₅は上昇傾向にあったが有意差は認めなかった (Fig. 2)。吸気音最高周波数は治療後1週目から低下し有意差を認めた ($p < 0.001$) (Fig. 3)。

考 察

今回私達は，ロイコトリエン受容体拮抗薬の治療経過中の肺機能検査と呼吸音の経時的変化についての検討を行った。私達はすでに吸入ステロイドの適応がある中等症から重症の症例で，吸気音最高周波数は，末梢気道閉塞を示すFVC_{1.0}，V₂₅，V₅₀と相関を認め，慢性期重症度とは有意に相関していることを示した^{1,2)}。今回の検討ではV₂₅，V₅₀は上昇傾向にあったが有意差を認めなかったのは，対象が間欠型，軽症であり，治療前から肺機能が低下していなかった症例が多かったためと考える。肺機能検査で有意な変化を認めなかったが，吸気音最高周波数は治療後1週間目から有意に低下していた。このことは肺機能検査では検出限界以下の気道閉塞の変化を呼吸音は示している

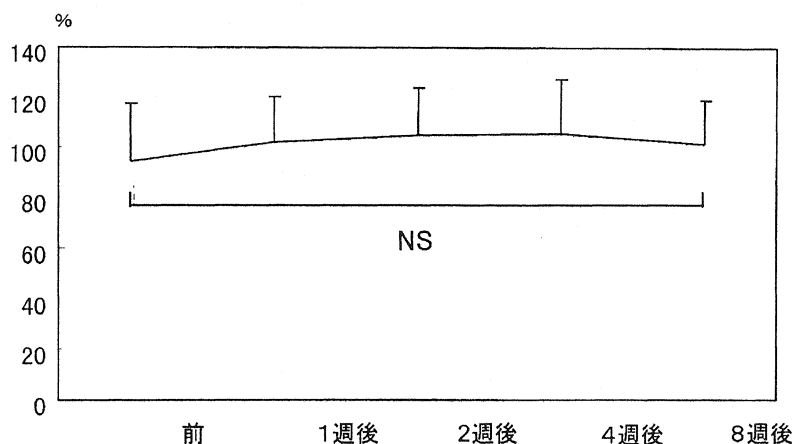


Fig. 2 \dot{V}_T の経過

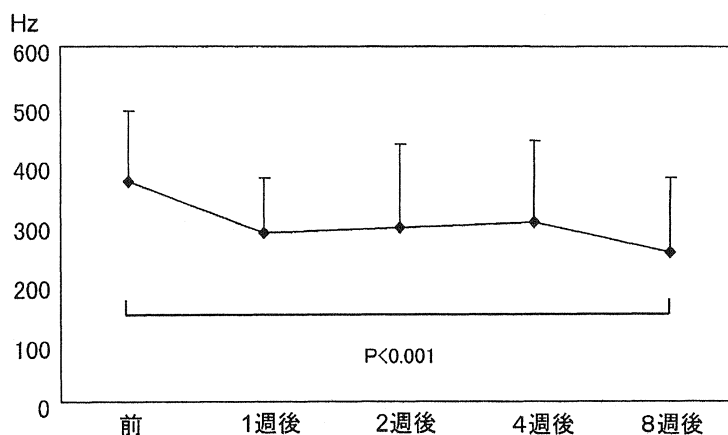


Fig. 3 吸気音最高周波数の経過

と考える。

今回の検討ではロイコトリエン受容体拮抗薬の治療効果を判定したが、ロイコトリエン受容体拮抗薬は気道炎症を治療する薬剤であって、気管支拡張剤ではないにもかかわらず吸気音最高周波数は有意に低下していた。成人で呼吸音のピッチは気道炎症を反映している報告がある³⁾。今後小児でも直接的な気道炎症のパラメーターとの関係を

検討する必要があるが、吸気音最高周波数は慢性の気道障害を示していることが示唆されていると考えた。

結 語

吸気音最高周波数は、肺機能検査よりも敏感に気道障害を反映していることが示された。

文献

- 1) 土生川千珠, 村上佳津美, 長坂行雄: 小児気管支喘息の非発作時の呼吸音解析, 薬理と臨床, 15(5): 41~45, 2005

- 2) 土生川千珠, 村上佳津美, 長坂行雄: 乳幼児期気管支喘息児の呼吸音解析, 薬理と臨床, 16(5): 67~70, 2006
- 3) 長坂行雄, 保田昇平, 家田泰浩他: 気管支喘息の呼吸音解析, 薬理と臨床(16)5: 85~89, 2006

Leukotriene Receptor Blocker Effect for Bronchial Asthma Children by Breath Sound Analysis

Chizu HABUKAWA

Department of Pediatrics

Minami Wakayama Medical Center, Wakayama, Japan

Katsumi MURAKAMI

Department of Pediatrics,

Kinki University School of Medicine, Osaka, Japan

Yukio NAGASAKA

Department of Respiratory Disease,

Sakai Hospital Kinki University of Medicine, Osaka, Japan

Abstract

We compared breath sound analysis with spirometry to effect leukotriene receptor blocker for bronchial asthma children. The patients aged from 6 to 15 years whose classification were intermittent or mild types. They were free from asthmatic symptoms for at least 2 weeks. We treated leukotriene receptor blocker alone and analyzed breath sound and performed spirometry before and after 1, 2, 4, 8 weeks. Breath sound was analyzed by LSA (Kenz Medico, Japan). The spirometry parameter such as PEF and V50 did not show a significant change during the treatment, but the highest frequency inspiratory breath sound significant decreased from one week after ($p < 0.001$). We conclude that the highest frequency inspiratory breath sound is a sign of small airway obstruction in asthmatic children.

Key words : bronchial asthma, breath sound analysis, highest frequency inspiratory breath sound

睡眠呼吸障害における いびき評価指標についての検討

国立病院機構 福岡病院呼吸器科
中野 博

はじめに

睡眠呼吸障害(SDB)のほとんどの患者は睡眠中にいびきを呈し、いびきが発見の端緒となることが多い。SDBの重症度は無呼吸低呼吸指数(apnea-hypopnea index ; AHI)で代表されるが、いびきもその病態の重要な一断面であると思われる。しかしながらその評価方法は標準化されていない。著者らはこれまで気管音でいびきや睡眠呼吸障害を評価することを試みてきたが¹⁻³⁾、今回は空中音と気管音について、いびきのさまざまな計測値と臨床像との関係を調べた。

方 法

対象はSDBが疑われ診断目的の睡眠ポリグラフ(polysomnography : PSG)が施行された患者487名である。うちAHIが5/hr未満のSDB陰性例は118例、5以上15未満の軽症例は118例、15以上30未満の中等症例は92例、30以上の重症例は159例であった。いびきの計測は、気管上頸部に

空気結合で接着したエレクトレットコンデンサ型マイクロホンより従来のわれわれの方法で、また、患者の1m上方に懸垂した騒音計のマイクロホンによりA特性の音圧(時定数125ms)を測定した。いびきの評価指標として、時間率音圧レベルと一定音圧以上の時間比率を用いた。

結 果

1. 睡眠時無呼吸の重症度との関係(図1)

気管音では、700Hz以上の帯域での1%時間率音圧レベル(TS-L1)が重症度との相関が最も高かった。空中騒音においても1%時間率音圧レベル(AS-L1)が重症度との相関が最も高かった。

2. 睡眠時無呼吸の症状との相関

中等症以上のSDBで検討した。主観的な眠気はEpworth sleepiness scale (ESS)で評価した。ESSとの相関はTS-L1で $r_s=0.24$ ($p=0.0002$)、AS-L1で $r_s=0.36$ ($p<0.0001$)でAS-L1の方が優れていた(図2)。また拡張期血圧との相関はそれぞれ、 $r=0.24$ ($p=0.0002$)、 $r=0.25$ ($p=$

Evaluation of Various Parameters in Snoring Measurements in Patients with Sleep-disordered Breathing
Hiroshi NAKANO (Fukuoka National Hospital, Fukuoka, Japan) et al.

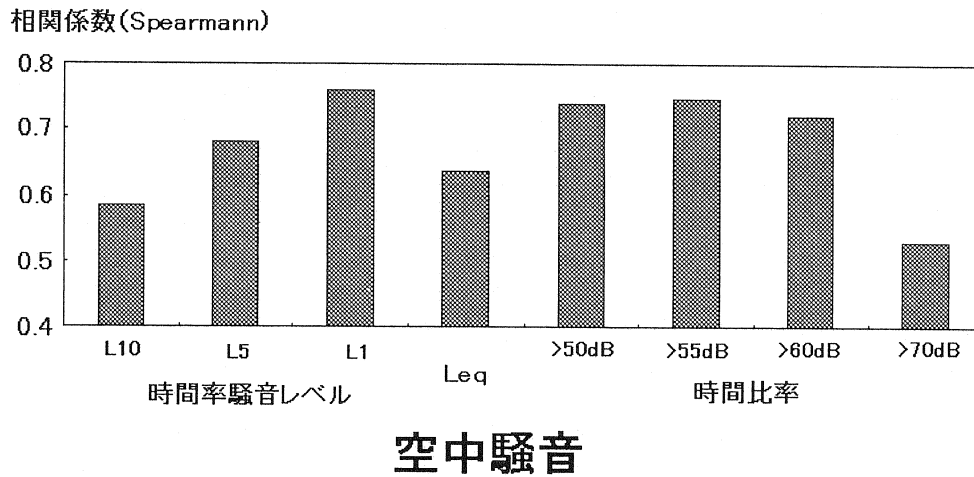
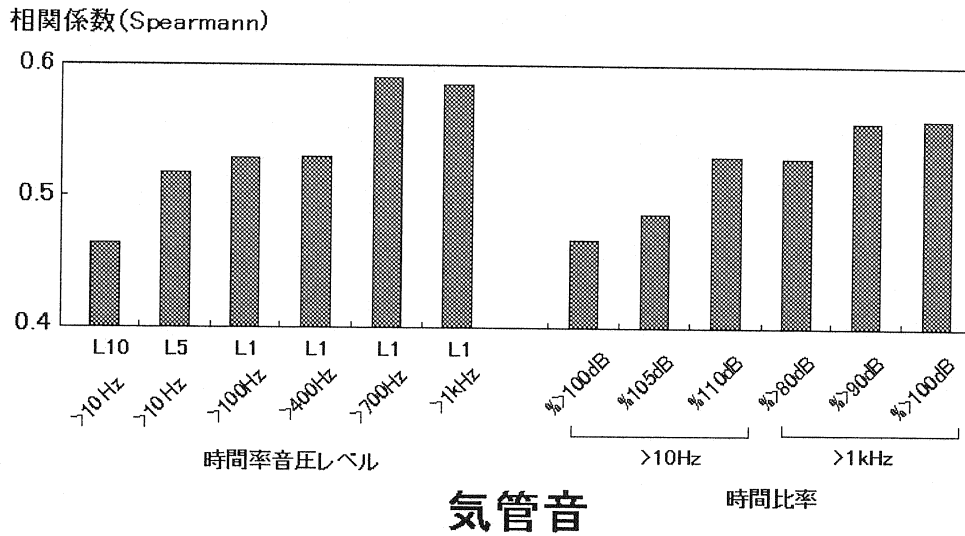


図1 いびきの諸指標と睡眠時無呼吸重症度 (AHI) との相関

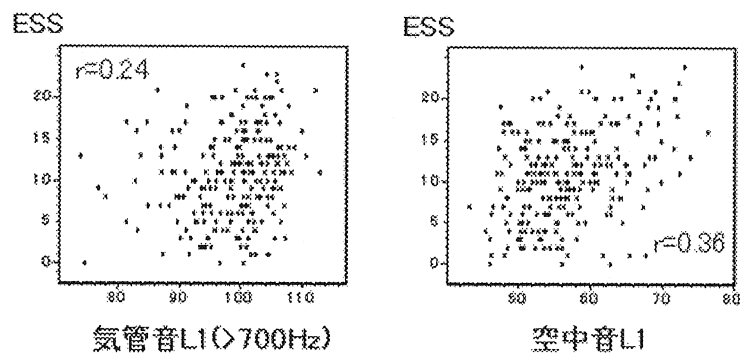


図2 いびき指標と眠気 (Epworth sleepiness scale) の相関

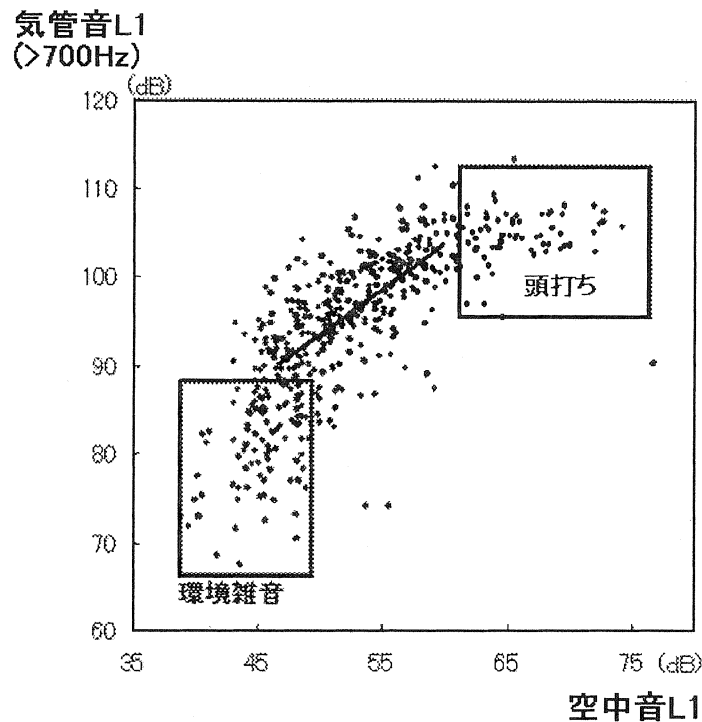


図3 空中音計測値と気管音計測値の関係

0.0001) でほぼ同等であった。

3. 空中音と気管音の関係

空中音のL1は、気管音の700Hz以上のL1は、空中音L1で45~65dBまでの範囲では直線的な関係があったが、65dB以上では気管音は頭打ちになっており、測定系の問題と思われた。一方空中音は気管音と比較すると45dB未満では底打ち状態となっており、空中音はエアコンなどの環境雑音が影響していると考えられた(図3)。

考 察

本研究では、いびきの評価指標のうち、その音圧の上位1パーセント値が様々な臨床的指標と比較的よく相関すること、気管音よりも空中音

のほうが相関が高いことが示された。

上位1パーセント値が優れている理由は、強い音圧レベルを評価対象とするため環境雑音などの影響を受けにくいことがまず考えられる。また強い音圧のいびきは胸腔内圧変動の著しいことと関連していることから、個人のいびきの中でその強い部分を評価することがより病態を反映している可能性も考えられる。

また気管音が空中音より劣っていた理由の1つとして、気管音計測では強いいびきが測定系の許容範囲を超えるために正しく評価されていないことによる可能性が考えられた。しかし実際に家庭での測定では他者のいびきを含む環境雑音の影響があり、空中音よりも気管音測定の方が望ましいと考えられる。今後、このような点を考慮した気管音計測の実用化が望まれる。

文 献

- 1) Nakano H., Ikeda T., Hayashi M., Ohshima E., Onizuka A. : Effects of body position on snoring in apneic and nonapneic snorers. *Sleep*, 26 : 169~172, 2003.
- 2) Nakano H., Hayashi M., Ohshima E., Nishikata N., Shinohara T. : Validation of a new system of tracheal sound analysis for the diagnosis of sleep apnea-hypopnea syndrome. *Sleep*, 27 : 951~957, 2004
- 3) 中野 博 : 睡眠時無呼吸症候群といびき音の解析. 日本胸部臨床 63 : 644~653, 2004

Evaluation of Various Parameters in Snoring Measurements in Patients with Sleep-disordered Breathing

Hiroshi NAKANO

Fukuoka National Hospital, Fukuoka, Japan

Key words : sleep apnea syndrome, snoring, acoustics

薬理と臨床[®]
発行所／医薬出版

第17巻第5号(通巻138号)2007年9月25日発行
〒101-0063 東京都千代田区神田淡路町1-15
TEL 03(3253)2995 FAX 0120(570)583