

薬理と臨床

vol.19 no.5 2009

合本別刷

第 33 回

肺音（呼吸音）研究会

Proceedings of
The 33th Lung Sounds
Research Conference
November 2008

医薬出版

肺音（呼吸音）研究会

● Symposium

〈第 33 回〉

肺音(呼吸音)研究会

The 33th Lung Sounds Research Conference

2008 年 11 月 15 日 (東京)

当番幹事

田園調布呼吸器・内科クリニック

清川 浩

● 目 次

演題 1～2 座長 鈴鹿医療科学大学 医用工学部臨床工学科 鈴木 彰文

◇演題 1 電子聴診器 (Littman™ Model 4100) で収録した小児肺音の周波数解析について……29

日本医科大学多摩永山病院 小児科 高瀬 真人, 今井 丈英, 白井 潤二
清水希和子

コニカミノルタ・エムジー (株) 和田 安則, 斉藤 剛, 山中 健司

◇演題 2 Sniff Nasal Inspiratory Pressureと横隔膜筋音図との関係性の検討 ……………37

国立病院機構 福岡病院 呼吸リハビリ棟

足立 仁志

国立病院機構 福岡病院 呼吸器科 中野 博

演題 3～4 座長 国立病院機構福岡病院 呼吸器科 中野 博

◇演題 3 副雑音の発生タイミングを考慮した異常肺音検出手法の検討……………47

長崎大学工学部 情報システム工学科 山内 勝也, 松江 駿一, 松永 昭一

長崎大学大学院 生産科学研究科 山下 優, 宮原 未治

◇演題 4 副雑音のリアルタイム検出を可能とする肺音モニタの開発……………55

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 済生会吹田病院 呼吸器科 長 澄人

◇演題 5 体位変化による呼吸音の左右差は，体位回復後も一定時間は継続する！

— 健常者呼吸音の動的变化の検討 —……………61

神戸百年記念病院 麻酔集中治療部 尾崎 孝平

神戸百年記念病院 リハビリテーション部

婦木亜紀子，佐々木麻巳子

◇演題 6 地域の訪問看護師への聴診セミナー……………63

神奈川県厚生連伊勢原協同病院 内科 米丸 亮

東京慈恵会医科大学 教育センター 福島 統

◇演題 7 ウィーズを聴取する喘息症例におけるプロカテロール，DSCG吸入後の肺音，

肺機能の変化……………67

近畿大学医学部堺病院 呼吸器内科 長坂 行雄，保田 昇平，家田 泰浩

近畿大学医学部堺病院 小児科 村上佳津美

南和歌山医療センター 小児科 土生川千珠

電子聴診器 (Littman™ Model 4100) で収録した 小児肺音の周波数解析について

日本医科大学多摩永山病院 小児科

高瀬 真人 今井 丈英 白井 潤二

清水希和子

コニカミノルタ・エムジー (株)

和田 安則 斉藤 剛 山中 健司

要 旨

小児喘息ではwheezesを生じない軽度の気道狭窄により吸気肺音スペクトルの低周波領域ではパワーが減弱し、高周波領域ではパワーが増大することが分かっている。これまで、150Hz～1,200Hzの帯域の全パワーのうち99%をそれ以下に含む周波数をスペクトル端周波数 (F_{99})、50%を上下に含む周波数を中位周波数 (F_{50}) と称して肺音スペクトルの客観的数値化を行い評価してきたが、これらの知見の臨床応用を推進するため、近年市販された電子聴診器 (Littman™ Model 4100) を利用して通常の診察時に収録した肺音についても同様な数値化を可能とするソフトウェアを開発した。また、新たな指標として、低周波/高周波比の導入についても検討した。喘息児群47例と正常児群23例について副雑音のない吸気呼吸音のスペクトル解析結果を比較した結果、喘息児群では有意に低周波/高周波比が低いことが示された。また、低周波/高周波比は気管支拡張薬吸入後には概ね上昇した。これは、従来のより精密な肺音解析から予測された通りの結果であった。今後は喘息に限らず広く症例を蓄積し、再現性の確認や年齢別の検討を行い、臨床的有用性についてさらに検討したい。

キーワード：肺音，周波数解析，電子聴診器，気管支喘息

Spectral Analysis of Vesicular Sounds in Children Recorded with Electronic Stethoscope (Littman™ Model 4100)

Masato TAKASE (Department of Pediatrics, Nippon Medical School Tama-Nagayama Hospital) et al.

はじめに

われわれは、これまでに主として気管支喘息の小児において、wheezeを認めない吸気時肺胞音のスペクトル解析で得られるスペクトル端周波数などの指標が、1秒率や最大中間呼気流量、気道抵抗など閉塞性障害を反映する肺機能検査指標と有意な相関があることを報告してきた。周波数範囲150Hz~1,200Hzの吸気肺音スペクトルでは、軽度の気道狭窄があると低周波域(150-300Hz)のパワーが減弱し、高周波域(600-1200Hz)のパワーが増強する傾向があり、その結果スペクトル端周波数(F₉₉)が高値となる傾向があることが分かっている。このような場合、気管支拡張薬吸入によって気道狭窄が改善されると、F₉₉が正常化する。正常では非常に小さい呼気肺音が相対的に大きくなる場合も気道狭窄の存在が示唆される。時間に制約がある日常診療において肺音計を使った肺音検査は困難であるが、気管支喘息児の肺音の特徴を聴き分けることによって肺聴診の臨床的有用性をさらに高めることも可能であると考えている。今回、より簡便な肺音検査として、電子聴診器で収録した小児肺音のスペクトル解析を試みたので報告する。

対象・方法

市販されている電子聴診器(Littman™ Model 4100)の録音機能を用いて収録した肺音について、周波数解析を行うソフトウェアを試作した。この聴診器では1トラック8秒間、6トラックまでの録音が可能であり、赤外線通信によってパソコンにデータを取り込むことができる。音データはe4kファイルという独自形式ファイルであるが、サンプリングレート4KHzで16bitのデジタル信号として格納されており、これを抽出して周波数解析を行うこととした。ただし、フローに関するデータは得られないので、波形表示画面を見ながら再生した音を聴いて、吸気肺音の部分を手動で指定して抽出することにした。1トラックあたり最大3か所の領域を選択し、抽出データを連結して

パワースペクトルを算出した。これによって、吸気肺音2-3周期分の平均パワースペクトルをもとに、150Hz~1200Hzの周波数帯域におけるスペクトル端周波数(F₉₉)、中央値周波数(F₅₀)、低周波/高周波比などの指標が算出できるようにした。F₉₉は150~1200Hzの全パワーの99%をそれ以下に含む周波数、F₅₀は同様に全パワーの50%を含む周波数である。低周波/高周波比については、100Hz~400Hz/400Hz~1000Hz(L/H-1)と200Hz~400Hz/400Hz~1000Hz(L/H-2)の2通りを算出した。

通常の外来診療中に58名の小児(年齢範囲6か月から15歳)から録音した80トラックを解析した。このうち10トラックではwheezesやcracklesが吸気音に混入していた。副雑音のない肺胞呼吸音70トラック(呼吸器疾患以外の23例と気管支喘息の47例)の解析結果について統計学的に検討した。気管支拡張薬の吸入前後にペアで録音した5症例についても検討した。

結 果

呼吸器疾患のない23例と気管支喘息と診断されている47例の吸気呼吸音を解析した結果を表1に示した。正常児のF₅₀は240Hz前後、F₉₉は725Hz前後であり、喘息児ではそれぞれやや高い傾向を示したが、統計学的な有意差は得られなかった。低周波/高周波比については、200~400Hz/400~1000Hzとした場合に両群間で有意差が得られ、気管支喘息児において低値を示した。

表1 正常児と喘息児のスペクトル指標

	Normal	Asthma	MW-test
n=70	n=23	n=47	p value
F ₅₀	242.7	261.9	0.133
F ₉₉	723.7	741.5	0.317
L/H-1	27.6	17.0	0.069
L/H-2	4.7	3.7	0.033

L/H-1 : 100-400Hz/400-1000Hz

L/H-2 : 200-400Hz/400-1000Hz

MW-test : Mann Whitney's test

気管支拡張薬の吸入前後で録音した症例を5例示す。図1は気管支喘息児の3歳男児であるが、肺音スペクトルを比べると気管支拡張薬の吸入後には低周波領域のパワーが増大し、800Hz以上の高周波領域のパワーはやや減少している。そのため、 F_{50} 、 F_{99} はいずれも低下しており、低周波/高周波比は増大している。一方、図2はやはり気管支喘息の9歳女児の例であるが、気管支拡張薬の吸入前後で肺音スペクトルに大きな変化はみられない。肺機能検査は行っていないが、non-responderではないかと推測された。図3は、吸入前に呼気にわずかにwheezesを聴取した9歳男児の例であるが、吸入後にはwheezesは消失していた。吸気肺音スペクトルは吸入前には1000Hz以上に及んでいるが、吸入後には高周波領域のパワーが明らかに減弱した。その結果、 F_{50} 、 F_{99} はいずれも大きく低下し、低周波/高周波比は著しく増大している。図4は吸気にもwheezesが認められた11歳男児の喘息例であるが、吸入前のスペクトルには600Hzと700Hzあたりにwheezesのピークがみられ、吸入後には消失している。その結果、 F_{50} については著しい高値からほぼ正常範囲への低下が

みられるが、 F_{99} については高周波のwheezesの消失を反映してむしろ吸入後に高値を示した。低周波/高周波比については吸入前が著しく低値で吸入後は明らかに上昇したが、なお比較的low値にとどまった。図5はやはり吸気にポリフォニックなwheezesを認めた2歳喘息児であるが、吸入後も少し高音のwheezesが残った例である。 F_{50} と F_{99} はいずれも吸入後に低下しているが、吸入後も F_{99} はまだ高値である。低周波/高周波比は吸入後に増大しているが、比較的low値にとどまっていた。

考 察

われわれは、これまでの肺音計を用いた研究から、吸気肺音スペクトルは末梢気道狭窄がある場合には低周波パワーの減弱、高周波パワーの増大のいずれか又は両方が認められることを明らかにしてきた。そして、気管支喘息児では吸気肺音のスペクトル端周波数 (F_{99}) と中位周波数 (F_{50}) は1秒率 (FEV_1/FVC) や最大中間呼気速度 ($FEF_{25-75\%}$) などの肺機能指標と良好な相関を示

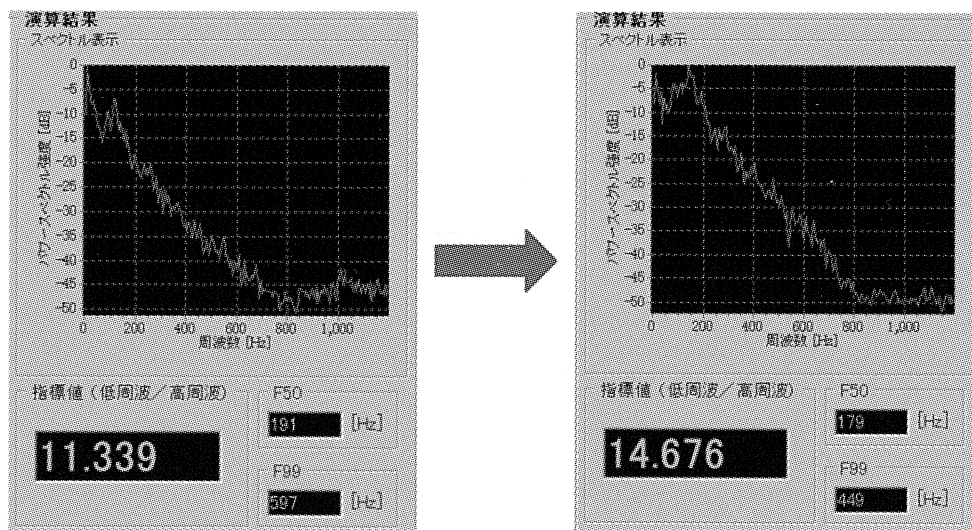


図1 気管支拡張薬吸入前後の変化 (1)
3歳男児, wheeze (-), 低周波増強, 高周波減弱

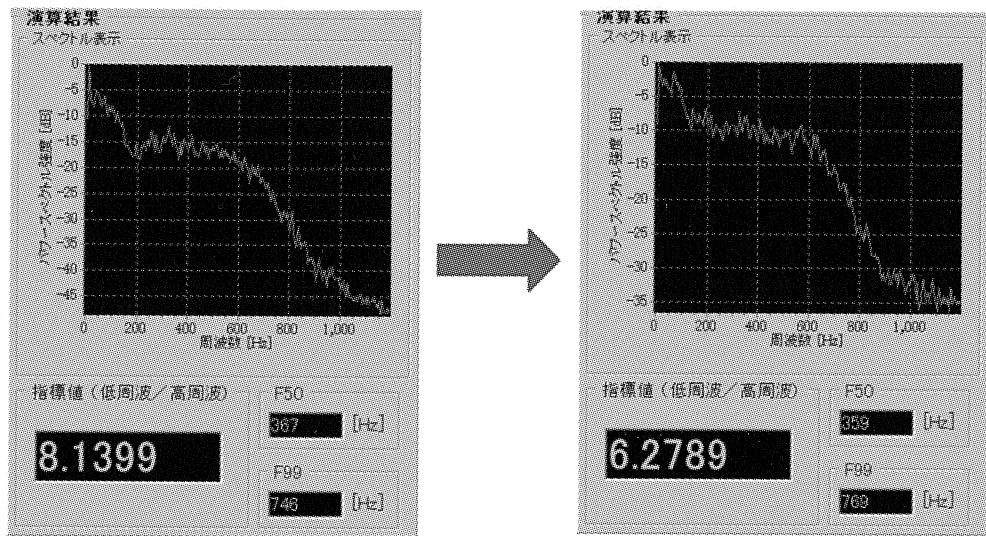


図2 気管支拡張薬吸入前後の変化(2)
9歳女児(小さいスペクトル変化)

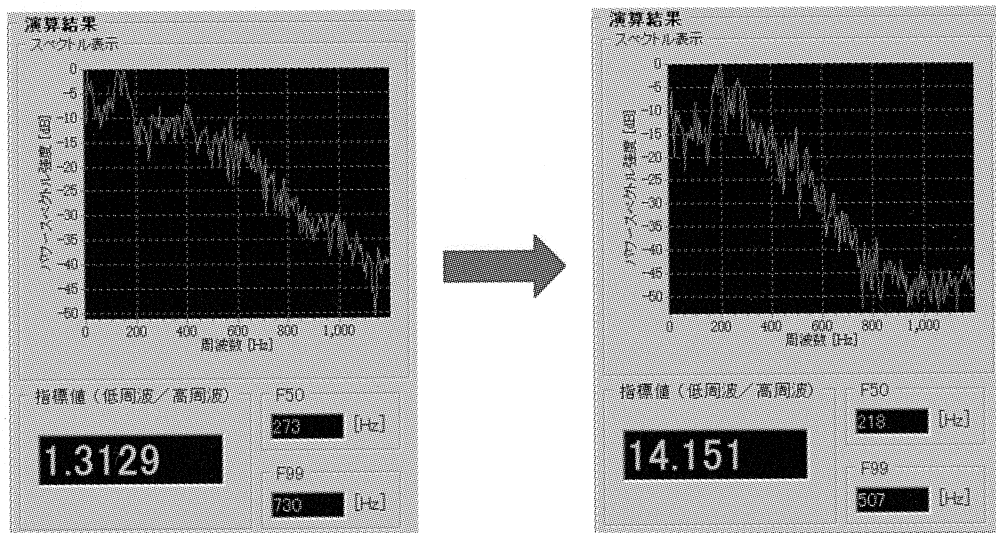


図3 気管支拡張薬吸入前後の変化(3)
9歳男児, 呼気時のみwheeze(+)

すことを報告してきた^{1~5)}。これらの研究では、騒音の少ない実験室環境でフローを標準化して録音しており、10周期以上の吸気呼吸音から呼吸停止時の背景雑音を差し引いたスペクトル解析を行うなど、より精密な測定を行ってきた。しかし、こ

れらの知見を臨床診断に応用するには、通常の聴診と同じくらい簡単な方法で肺音指標を求められることが望ましい。今回の電子聴診器を用いたスペクトル解析の試みでは、背景雑音処理は行われていないが、以前の検討でF₉₉については大きな

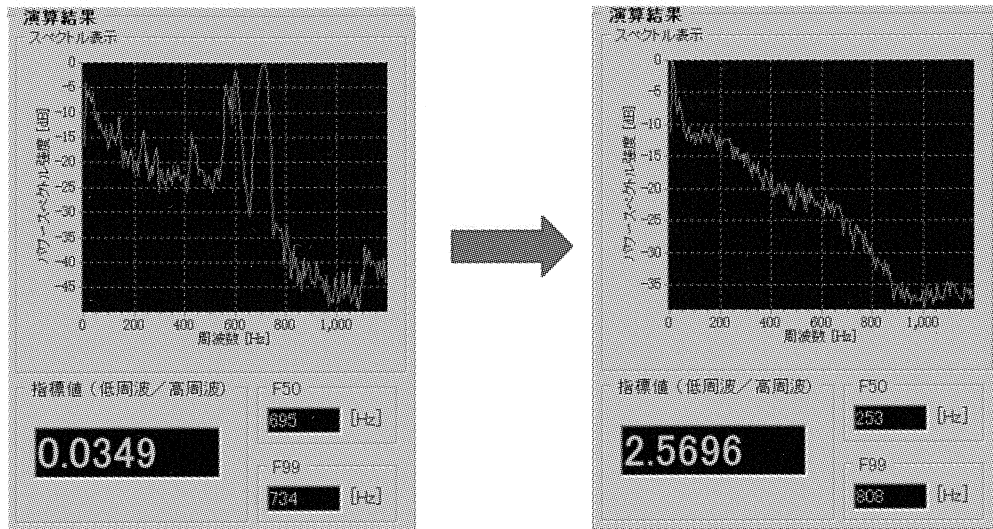


図4 気管支拡張薬吸入前後の変化 (4)
11歳男児 吸気時wheeze (+)

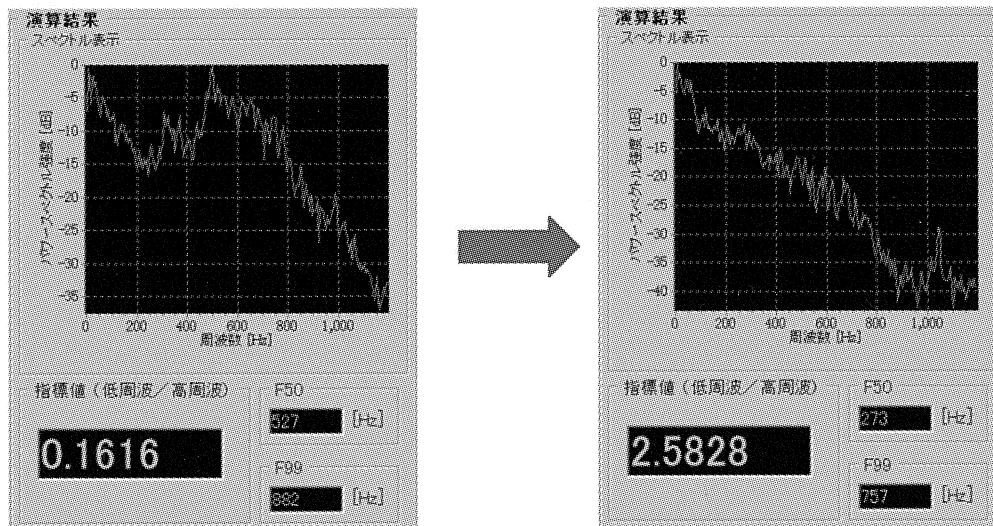


図5 気管支拡張薬吸入前後の変化 (5)
2歳男児, 吸気時wheeze (+)

影響はないことが示されている⁶⁾。今回はさらに、フローの測定も行っておらず、収録については極めて簡略化した方法で行ったが、得られた結果をみると、これまでの研究にくらべて値のばらつきが大きくなってはいるものの、概ねこれまでの研

究と合致した結果が得られた。しかし、各種の指標を算出するには、パソコンへのデータ転送を行った上で吸気部分を抽出して解析するという作業が必要であり、日常診療に用いるにはまだまだ手間がかかりすぎる。なお、低周波/高周波比とい

う指標は今回初めて算出したが、正常群より喘息群で低値を示し、気管支拡張薬の吸入では吸入前後でスペクトル変化がほとんど無かった1例を除き、wheezeの有無にかかわらず吸入後に増大したことから、F₉₉やF₅₀よりも高感度な指標となる可能性があると思われた。

おわりに

電子聴診器で収録した肺音から吸気肺音のスペクトル指標を算出できるソフトを試作した。喘息児群47例と正常児群23例を比べて検討した結果、喘息児群では有意に低周波/高周波比が低かった。

また、低周波/高周波比は気管支拡張薬吸入後には概ね上昇した。これらの結果は従来の精密な肺音検査で得られてきた知見に合致するものであった。再現性についての検討などがまだ不十分であるが、電子聴診器による肺音収録は通常の診察室でも容易にできる利点がある。録音された肺音についてスペクトル指標を算出することで、wheezesを生じない軽度の気道狭窄を客観的に評価しうる可能性は充分あると考えられた。今後は、肺機能評価を加えた本格的なスタディを行い、症例を蓄積して再現性の確認や年齢別の検討を行う予定であり、臨床的有用性についてさらに検討したい。

文 献

- 1) 高瀬真人, Hans Pasterkamp : 肺胞呼吸音スペクトル解析による軽度気道狭窄の検出. *Therapeutic Research*, 18 (9)3015~3022, 1997
- 2) 稲葉八興, 他 : 肺音指標による気道安定性評価の可能性. *薬理と臨床*, 9 (4), 381-386, 1999
- 3) 高瀬真人, 他 : 喘息児の肺音スペクトルの長期・短期的変動と気道安定性の評価. *薬理と臨床*, 11 (4), 371~376, 2001
- 4) 高瀬真人, 他 : 小児喘息の長期管理における肺胞音スペクトル解析の有用性. *薬理と臨床*, 12 (5), 379~384, 2002
- 5) 高瀬真人, 他 : 喘息児における肺胞音スペクトルの特徴と気管支拡張薬吸入に対する変化. *薬理と臨床*, 13 (4), 339~346, 2003
- 6) 高瀬真人, 他 : 喘息児の肺胞音スペクトル解析における背景雑音処理に関する検討. *薬理と臨床*, 15 (5), 543~550, 2005

Spectral Analysis of Vesicular Sounds in Children Recorded with Electronic Stethoscope (Littmann™ Model 4100)

Masato TAKASE, Takehide IMAI, Junji SHIRAI
and Kiwako SHIMIZU

Department of Pediatrics, Nippon Medical School Tama-Nagayama Hospital,
Tokyo, Japan

Yasunori WADA, Tuyoshi SAITOU and Kenji YAMANAKA
Konica Minolta Medical & Graphic, Inc., Japan

In patients with mild airway narrowing, decrease in low frequency power and/or increase in high frequency power are usually observed in inspiratory breath sound spectrum. In order to increase clinical accessibility to the spectral parameters, such as spectral edge frequency (F_{99}) and median frequency (F_{50}), established in the previous studies, we developed a computer software to calculate these spectral parameters which is applicable to lung sound files recorded with an electronic stethoscope (Littmann™ Model 4100). A new parameter, L/H ratio was also calculated. Comparison of the group of 47 asthmatic children with the group of 23 normal children revealed significantly lower L/H ratio in the asthma group. And the L/H ratio was shown to increase after bronchodilator inhalation. These results were in line with our previous findings. Future study to increase clinical usefulness, would include test of reproducibility, age related changes of normal lung sounds in children, and characterization of variances in lung sounds caused by different lung diseases.

Key words: lung sounds, spectral analysis, electronic stethoscope, bronchial asthma

* * *

Sniff nasal inspiratory pressureと横隔膜筋音図との関係性の検討

国立病院機構 福岡病院 呼吸リハビリ棟

足立 仁志

国立病院機構 福岡病院 呼吸器科

中野 博

要 約

Sniff maneuverによって得られる胸壁上での横隔膜筋音図 (Mechanomyogram : MMG) と鼻腔内圧 (Sniff nasal inspiratory Pressure : SNIP) を健常者12名と呼吸不全患者14例で測定しその関係性について検討を行った。

その結果, 測定によって得られた筋音パワースペクトル値及びPeak to Peak振幅はSNIPとの相関関係が認められた ($r=0.84$, $r=0.81$)。

また, sniff時の筋音図の再現性の検討を健常者9名で行なった結果, 筋音図の左右合計値の検者内級内相関係数 (Intraclass correlation coefficients : ICC) は, ICC (1,1) >0.9 とSNIPと同等の良好な再現性が得られた。これらの結果から, Sniff時の胸壁上での筋音図測定からSNIPを予測できる可能性が考えられた。

キーワード : 慢性呼吸不全, 筋音図 横隔膜, Sniff時鼻腔内圧

緒 言

横隔膜収縮力の測定は, 慢性呼吸不全患者における横隔膜筋疲労・弱化的評価, それに対する呼吸リハビリテーションの効果判定の重要な要素である。現時点における横隔膜収縮力の評価として

は, 経横隔膜発生圧 (Pdi) 測定が確立した方法として挙げられるが, 実施に際してバルーンカテーテルを胃と食道に挿入する必要があり, 臨床場面での簡便な活用は困難である。一方, 非侵襲的に横隔膜収縮力を測定する一つの方法として, 頸部横隔神経刺激時に胸壁上で測定される横隔膜の筋音図 (Mechanomyogram ; MMG) 測定法が

Relationship between Diaphragmatic Mechanomyogram and Nasal Pressure during Sniff Maneuvers
Satoshi ADACHI (Department of Pulmonary Rehabilitation, National Hospital Organization Fukuoka National Hospital, Fukuoka, Japan) et al.

ある。Petitjeanら¹⁾は筋音図の振幅がPdiと高い相関関係を持つと共に、疲労によるPdiの低下と共に筋音振幅が減少することを報告した。また園田ら²⁾は筋ジストロフィー患者と健常者における頸部横隔神経刺激時の誘発筋電図と筋音図を測定比較した結果、筋ジストロフィー患者の筋電図及び筋音図の振幅が健常者と比較して有意に低下し、特に筋音図の低下が著明であったことから、測定された筋音図が横隔膜の収縮力を反映することを述べている。

これらの結果を元に、我々は慢性呼吸不全患者と健常者における頸部横隔神経刺激時の筋音図を測定し、最大吸気時口腔内圧 (PImax) との関係性の検討を試みた³⁾。その結果、筋音図最大振幅とPImaxには相関関係が認められると共に、呼吸不全患者の筋音図振幅は健常者と比較して有意な低下が認められたことから、呼吸不全患者における横隔膜の収縮力の評価に筋音図が有用である可能性を報告した。

しかし、電氣的に頸部横隔神経刺激を用いる方法の問題点として、横隔神経刺激が出来ない症例が存在することや、刺激部位を探し出すまでに時間を要する場合があるなどの問題点が挙げられたことから、より簡便な横隔膜収縮力評価方法が必要と考えられた。

Navaら⁴⁾は、3つの最大随意吸気努力様式における横隔膜筋電図を用いた検討結果から、口を閉じ、鼻腔より瞬間的な最大吸気を行うSniff maneuverが横隔膜の最大収縮を得易いことを報告し、Sniff maneuverは臨床において横隔膜収縮力の評価に有用であると述べている。またSniff maneuver時の鼻腔内圧 (Sniff nasal inspiratory pressure: SNIP) は横隔膜を含めた呼吸筋全体の筋力の良い指標とされている⁵⁾。

そこで今回、Sniff maneuver時に発生する胸壁上の筋音図及び鼻腔内圧 (SNIP) 測定を試み、得られた筋音図とSNIPの関係性の検討を行なうとともに、筋音図の再現性の検討を行なった。また健常者と慢性呼吸不全 (Chronic respiratory fairer : CRF) 患者での筋音図及びSNIPの比較を行った。



図1 Sniff nasal inspiratory pressureの測定

使用機器

筋音図測定にはPCB Piezotoronics 製352A24 (加速度センサー) と九州共販製 MM-ICP (増幅器) を使用し、SNIP測定にはKEYENCE製AP-41 (圧力センサー), AP-C40 (増幅器), Micro Medical製PROBE-01 (鼻腔内圧測定用プローブ) を使用した。

測定方法

筋音図測定用加速度センサーは鎖骨中線付近の左右第8肋間上に両面テープにて固定した。SNIPは仰臥位にて測定用プローブを片側鼻腔へ挿入し、機能的残気量位からプローブを挿入していない側の鼻腔から素早く最大吸気 (Sniff) を行うこととし、その時の発生圧を測定した (図1)。SNIP測定値は約20秒程度の休息を挟み10回実施した中の最大値とした。各信号は、サンプリング周波数5000Hz、筋音図前処理フィルター周波数0.5Hz~1kHzとしA/D変換後パーソナルコンピュータに記録した。筋音図の解析はFFTによるパワースペクトル解析とPeak to Peak振幅値による2方法で行った。筋音の周波数範囲は6Hz~50Hzとし、その帯域のパワースペクトルを求め、それを筋音パワースペクトルとした。FFTの窓関数はHanning window (819ms) を用いた (図2)。

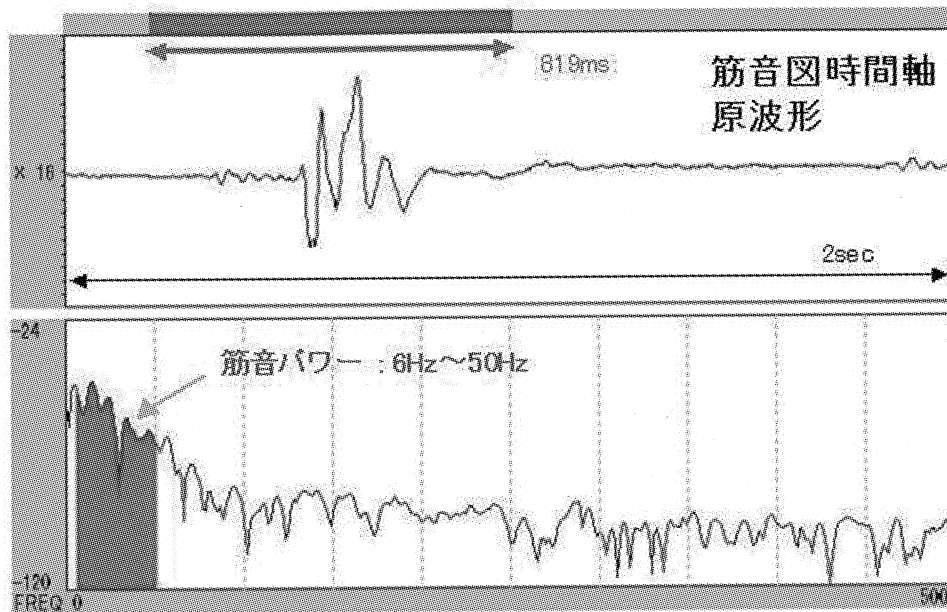


図2 Smiff時横隔膜筋音図のパワースペクトル解析方法

表1 対象者の内訳

慢性呼吸不全患者	14名 (男性9名, 女性5名)
肺気腫	6名 (男性4名, 女性2名)
結核後遺症	3名 (男性)
間質性肺炎	2名 (男性)
気管支喘息	1名 (女性)
気管支拡張症	1名 (女性)
非結核性抗酸菌症	1名 (女性)
健常者	12名 (男性10名, 女性2名)

筋音図とSNIPの再現性の検討については、日を空けて3日間測定を行い、筋音パワースペクトル及びPeak to Peak振幅における左右各測定値とその左右合計値及びSNIPにおける検者内級内相関係数 (Intraclass correlation coefficients : ICC (1,1)) を求め、検討を行なった。

対 象

対象は事前に承諾を得た、健常被検者12名 (男

性10名, 女性2名 : 平均 45.3 ± 16.2 歳
全患者14名 (男性9名, 女性5名 : 平均
歳) である (表1)。

結 果

1. 筋音図とSNIPとの関係性について

健常被検者12名及び呼吸不全患者14名における測定結果を図3, 図4に示した。筋音パワースペクトル値はその平方根 (振幅スペクトル) がSNIPとの間には高い相関関係が認められる ($r=0.84$, $N=26$) と共に、Peak to Peak振幅とSNIPにおいても、ほぼ同様の関係性が認められた ($r=0.81$, $N=26$)。

2. 筋音図及びSNIPの再現性の検討

筋音図及びSNIPの再現性の検討は健常被検者9名 (男性8名, 女性1名 : 平均 43.7 ± 16.7 歳) で行なった。筋音パワースペクトルの左右測定値と級内相関係数 (ICC) を図5に示す。左右のICC (1,1) は、左側0.73, 右側0.87, 左右合計値0.93となった。同様にPeak to Peak振幅では (図6), 左側

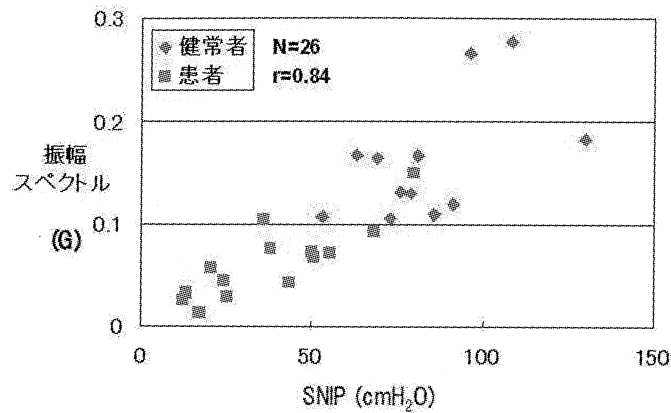


図3 SNIPと筋音振幅スペクトルとの関係

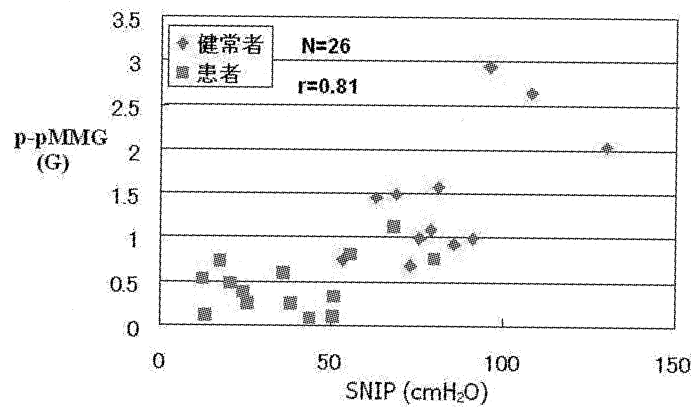


図4 SNIPと筋音Peak to Peak振幅スペクトルとの関係

0.82, 右側0.89, 左右合計値0.94となり筋音パワースペクトルの結果と比較すると左側の再現性が高い結果となったが, 合計値での大きな違いは認められなかった。またSNIPのICCは0.92であった(図7)。

3. 健常者と慢性呼吸不全患者での筋音図及びSNIPの比較

健常者12名と慢性呼吸不全(CRF)患者6名(表2)において, SNIP及び筋音図の比較を行った結果, SNIPはCRF患者において有意な低値となった(健常者 83.7 ± 20.7 cmH₂O, CRF患者

17.1 ± 6.03 cmH₂O : $P < 0.001$)。次に筋音図における比較でも, 筋音パワースペクトル(健常者 0.029 ± 0.02 , CRF患者 0.0012 ± 0.0008 : $P < 0.001$), Peak to Peak振幅(健常者 1462.8 ± 736.1 mG, CRF患者 175.8 ± 71.6 mG : $P < 0.001$)ともに同様の結果となった(図8)。

4. 測定時の状況

測定に要する時間は準備も含めて約30分程度であり, また全被検者において実施可能であった。

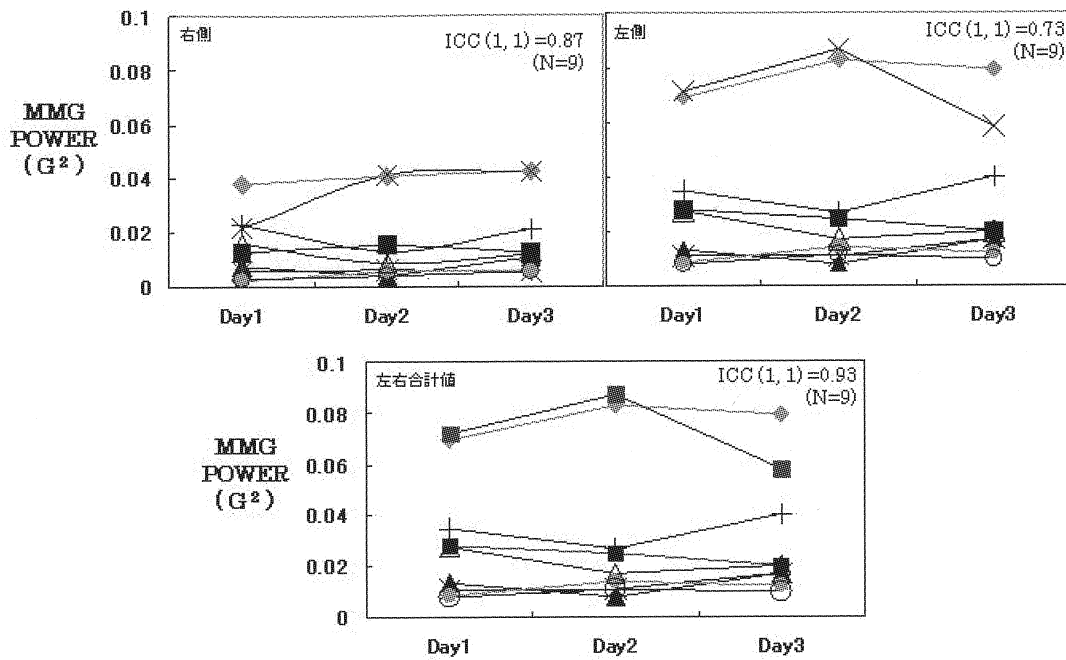


図5 筋音パワースペクトルの再現性

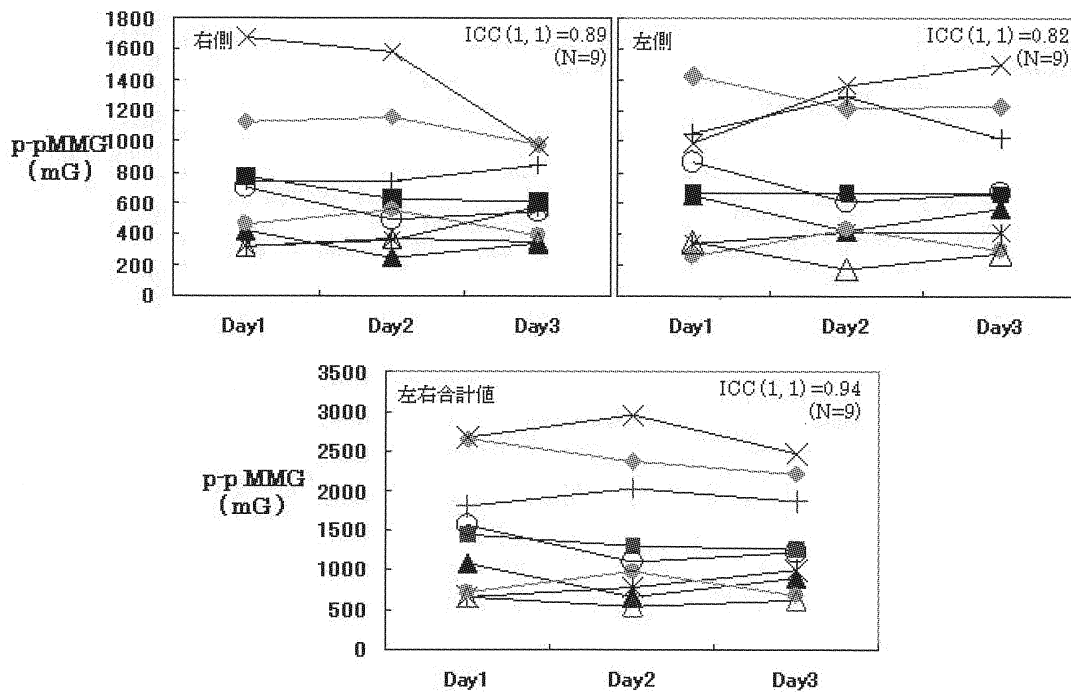


図6 筋音Peak to Peak振幅の再現性

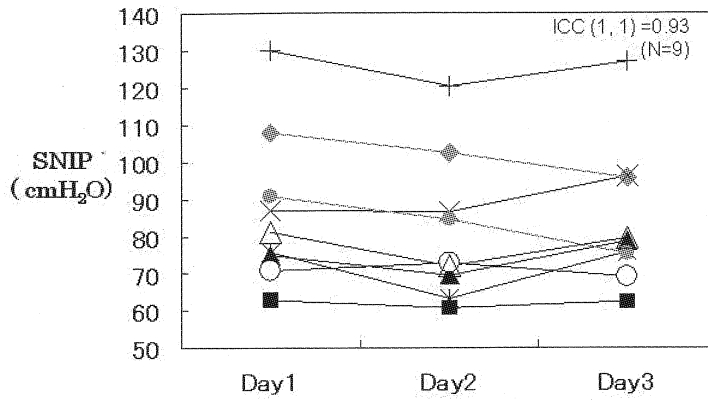


図7 SNIP値の再現性

表2 慢性呼吸不全患者の背景

	疾患名	性別	LTOT	NPPV	%FEV1.0 (%)	%VC (%)	MRC 息切れ分類
症例A	非結核性抗酸菌症	女性	(-)	(-)	57.9	34.8	5
症例B	気管支拡張症	女性	(-)	(-)	53.0	40.9	5
症例C	肺気腫	男性	(-)	(+)	57.0	40.5	5
症例D	肺結核後遺症	男性	(+)	(+)	47.8	45.0	4
症例E	肺線維症	男性	(+)	(+)	15.6	17.0	5
症例F	肺気腫	女性	(+)	(+)	27.8	61.6	5

*LTOT: 長期酸素療法 NPPV: 鼻マスク式人工呼吸療法
 %FEV1.0: 予測値に対する一秒量の割合
 %VC: 予測値に対する肺活量の割合

考 察

1. 筋音図の解析方法について

頸部横隔神経刺激時の横隔膜筋音波形は単波形を示すため、波形のPeak to Peak振幅を測定する方法が用いられている^{1, 2)}。しかし、今回Sniff時の筋音図波形を観察すると単波形だけでなく、複数のpeakが認められる場合が多かった。この為、より適した解析方法を探す目的で、今回はパワースペクトル解析とPeak to Peak振幅での解

析を基に、SNIPとの関係性の検討や筋音図の再現性の検討を試みた。その結果SNIPとの関係性においては、解析方法での差は認められず、また再現性の検討においても、パワースペクトル解析で左右の再現性のばらつきが見られたものの、合計値の再現性においては各解析方法とも良好であり、これらの結果を総合すると解析方法による明らかな違いは本検討では結論付けられなかった。

次に筋音図における周波数帯域についてであるが、Torresら⁶⁾は、犬を対象とした筋音図の検討結果から、5Hz以下の周波数帯域は胸壁運動を反

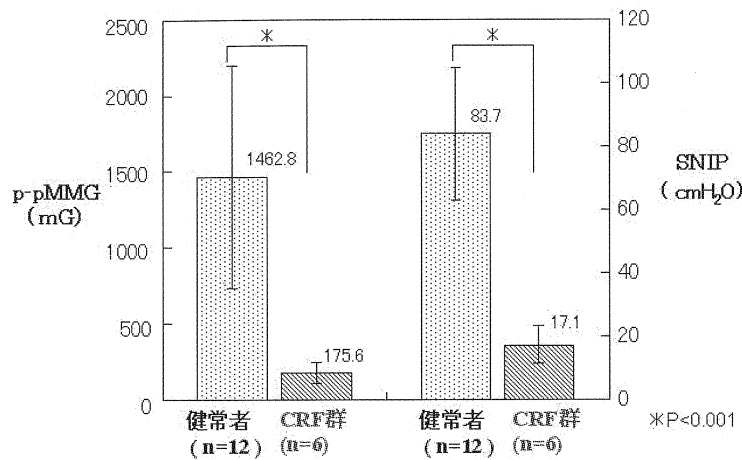


図8 健常者と慢性呼吸不全 (CRF) 患者での筋音とSNIP比較

映し、5Hzを超える周波数帯域は横隔膜の筋活動を反映していることを報告している。本検討ではこれを参考に、関心周波数帯域を6Hz～50Hzとした。しかし、Torresらの検討は自発呼吸に吸気抵抗を加えた状態での測定であるのに対し、本検討で行なったSniffは瞬間的な吸気努力である点が異なり、Sniff時に胸壁自体が大きく動くことを考慮すると、低域カットオフ周波数を高く設定することが望ましいと考えられ、今後の検討課題といえる。

2. SNIPと筋音図との関係性について

SNIPと筋音パワースペクトル及びPeak to Peak振幅との間には高い相関関係が得られたことから、筋音図測定値からSNIP値を予測することが出来る可能性が考えられた。また慢性呼吸不全患者における筋音図とSNIPは健常者と比較し

て低値であり、これらは主に慢性呼吸不全患者の横隔膜機能低下を示すものとも考えられた。

これらの結果から、PImaxやSNIPといった呼吸筋力測定が困難な患者（例えば、気管切開患者等）において胸壁上での筋音図が呼吸筋力の指標となりえる可能性があると考えられた。

3. 筋音図及びSNIPの再現性について

今回用いた級内相関係数の判断基準について、桑原ら⁷⁾は0.8以上を良好、0.9以上を優秀としている。今回の結果から、筋音パワースペクトル及びPeak to Peak振幅の左右合計値、及びSNIPの再現性は高いと考えられた。しかし、特に慢性呼吸不全患者の場合、肺の過膨張等により横隔膜の位置が変化することから、測定部位によって測定値が変化することが想像され、今後これらの検討を行なう必要があると思われた。

文 献

- 1) Michel Petitjean, Jacques Ripart, et al. : Diaphragmatic fatigue investigated by phonomyography. *Am. J. Respir Crit. Med.*, 155 : 1162～1166, 1997
- 2) 園田至人 他 : Mechanomyography (筋音図法) を用いた筋ジス患者の横隔膜収縮機能特性の検討. 厚生労働省精神・神経疾患研究委託費による研究報告集 平成14年度 (2年度班・初年度班) .2003
- 3) 足立仁志, 中野 博 他 : 慢性呼吸不全患者における横隔膜誘発筋音図測定の試み. *薬理と臨床*, 15 (5) : 529～535, 2005
- 4) S. Nava, N. Ambrosino, P. Crotti, et al. : Recruitment of some respiratory muscles during three maximal inspiratory manoeuvres. *Thorax*, 48 : 702～707, 1993

- 5) American Thoracic Society/European Respiratory Society : ATS/ERS Statement on Respiratory Muscle Testing. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, 166 : 518~624, 2002
- 6) A. Torres, J.A. Fiz, et al : A Wavelet Multiscale Based Method to Separate the High and Low Frequency Components of Mechanomyographic Signals. *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, 27 (7) , 7262~7265, 2005
- 7) 桑原洋一, 斉藤俊弘, 稲垣義明 : 検者内および検者間のReliability (再現性, 信頼性) の検討. 呼と循. 41 (10) , 945~952, 1993

Relationship between Diaphragmatic Mechanomyogram and Nasal Pressure during Sniff Maneuvers

Satoshi ADACHI

Department of Pulmonary Rehabilitation,
National Hospital Organization Fukuoka National Hospital, Fukuoka, Japan

Hiroshi NAKANO

Department of Pulmonary Medicine and Department of Pulmonary Rehabilitation,
National Hospital Organization Fukuoka National Hospital, Fukuoka, Japan

Abstract

This study was aimed to assess the ability of diaphragmatic mechanomyogram (MMG) during sniff maneuvers as a measure of diaphragmatic muscle strength.

Diaphragmatic MMG and nasal pressure (sniff inspiratory nasal pressure: SNIP) were simultaneously measured during sniff maneuvers in 12 healthy subjects and 14 chronic respiratory failure patients. As a result, there was a linear relationship ($r=0.84$) between the MMG amplitude and SNIP. Furthermore, we examined the reproducibility of sniff diaphragmatic MMG in 9 healthy subjects; their intraclass correlation coefficients for the sum of the left and right MMG amplitude was more than 0.9, which was comparable to the reproducibility of SNIP. In conclusion, we suggest that the sniff diaphragmatic MMG can be a measure of diaphragmatic muscle strength.

Key words: Chronic respiratory failure, Mechanomyogram, Diaphragm, Sniff nasal inspiratory Pressure

* * *

副雑音の発生タイミングを考慮した 異常肺音検出手法の検討

長崎大学工学部 情報システム工学科
山内 勝也 松江 駿一 松永 昭一
長崎大学大学院 生産科学研究科
山下 優 宮原 末治

要 旨

本稿では、隠れマルコフモデル (HMM) を用いた最尤推定法に基づく正常肺音と異常肺音の分類手法を検討する。我々は、各呼気/吸気区間が音響特徴セグメントの系列であると仮定する。入力された未知呼吸音の音響尤度が文法規則下での学習モデルを用いて算出され、最大の尤度が算出された音響特徴セグメント系列をもって識別結果が決定される。音響特徴セグメントは、副雑音と副雑音を含まない呼吸音区間で構成され、副雑音セグメントには3種類のセグメンテーションが採用された。異常音区間の再現率において、従来手法と比較して14~20%程度の大幅な向上が見られ、本手法の有効性が示された。

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

はじめに

肺音の聴診は、患者の身体的負担が軽いという点においてもっとも有用な検診方法の一つである。しかし、患者自身が自らの状態を肺音から知ることが、その聴取方法および判断方法の両面において困難である。そこで、家庭で手軽に利用できる肺音検査システムが開発されれば、呼吸器系

疾患の早期発見等に効果を発揮することが期待される。特に、医療機関が少ない離島や山間部、高齢化が進む地域等においては、病院への訪問の困難性が指摘されており、このようなシステムの実現による効果は大きい。また、このようなシステムは、母親が子供の肺音をチェックするような用途にも有効であろう。

従来より、肺音に含まれる異常肺音を自動的に検出するアルゴリズムの開発は幅広く行われてお

An Novel Abnormal Lung Sound Detection Procedure Using the Time Sequence of Breath Sound and Abnormal Sound Periods

Katsuya YAMAUCHI (Faculty of Engineering, Nagasaki University, Nagasaki, Japan) et al.

表1 肺音の収録条件と収録数

収録機関	データ群A	データ群B	
	a	b-1	b-2
収録人数 (健常者数, 疾患者数)	36 (8, 28)	87 (6, 81)	39 (39, 0)
収録機器	コンデンサマイクロホン	電子聴診器 (ピエゾ型圧電素子)	
サンプリング周波数	5kHz	44.1kHzにて収録 (5kHzにダウンサンプリング)	
量子化ビット数	16bit		

り¹⁻³⁾, ソフトウェアも開発されている⁴⁾。これらの方法で信頼できる結果を得るには, 大規模な肺音データベースが必要とされる。Marburg respiratory sounds (MARS)⁵⁾ は典型的な肺音データベースであり, 300名以上の患者の肺音データが収録されている。しかし, これらは家庭で異常肺音を検出することを目的としたものではなく, 医療機関における医師の診察支援を主な目的としている。

我々は家庭で異常音を検出できるデバイスの設計を目的とし, 肺音データベースの構築⁶⁾や, 統計的な肺音モデルを用いた異常肺音検出アルゴリズムの研究⁷⁻⁹⁾を行ってきている。既報の手法では, 統計的手法として隠れマルコフモデル (HMM) を用いている。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出力をモデル化するものである¹⁰⁾。HMMを一定区間ごとの肺音の音響特徴量ベクトル系列に適用し, 観測された音響特徴量ベクトル系列を最も高い確率で出力するモデルを選択することで, 観測系列の識別を行う。既報では, 以下のような手法によって以上肺音の検出を行っている。まず, 収録された肺音データに呼気吸気の別および肺音分類のラベルを付与し, 呼気および吸気の1区間ごとに音響特徴量系列を算出する。付与されたラベルに従って, 異常音を含む区間から異常音モデル, 異常音を含まない区間から正常音モデ

ルを構築する。次に, 識別対象となる肺音データの音響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。この手法によって, 最大で80%超の異常音識別率を示しているが, 正常音の識別精度が低い等の課題が残され, 異常音の正確なモデル化が必要であることも示唆されている。

そこで本稿では, HMMを用いた最尤推定法に基づく新しい分類手法を提案する。既報では, モデル構築に用いる肺音データは呼気および吸気の1区間を単位としているため, 異常音の発生タイミング等の時間推移による音響的特徴の変化が利用されておらず, 正常モデルとの差別化が不十分であると考えられる。異常音を含む肺音データからその発生タイミングを観察すると, 呼気, 吸気区間にまんべんなく発生しているわけではない。そこで本研究では, 各呼気/吸気区間が呼吸音および副雑音などの特定の音響特徴区間の序列として構成されたと考え, 時間的に細分化したモデルによる異常音検出を検討する。また, 既報の手法で構築されるモデルは, 種々の異常音を区別せず, 単一の異常音モデルを構築し, 識別に用いている。そのため, 異常音の種類ごとの音響的特徴の違いが利用されておらず, 正常モデルとの差別化が不十分であると考えられる。

本研究の目的は, 異常音の発生タイミングを考慮して異常音区間を時間的に細分化したモデリング手法によって, 異常音検出精度の向上を検討することである。

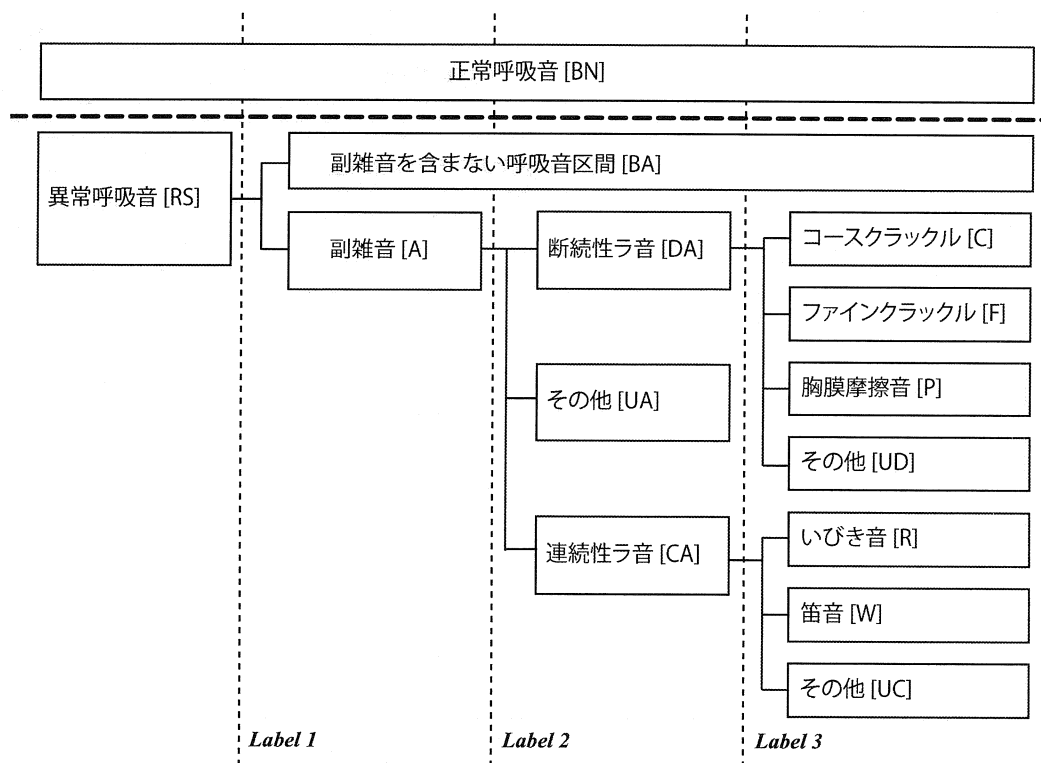


図1 副雑音の種類の詳細化に基づくセグメンテーションラベルの階層構造

識別方法

本研究では、複数の機関で2種類の方法によって収録された肺音を用いた。収録条件と収録数を表1に示す。異常肺音の高精度な自動識別のためには、良質で均質なデータを大量に収集する必要があるが、現状では、収録量を確保するために、収録機関によって収録手法の違いが存在する状況で収録したデータを用いてデータベースを構築している⁹⁾。データ群Aは、患者および健常者の胸壁にゴムカプラーによって固定されたコンデンサマイクロホンによって収録された。一方、データ群Bは、圧電マイク（ピエゾ素子）による電子聴診器で収録された。よって両データ群間で、音響的特徴が異なっている。肺音データは複数箇所から収録されているが、本実験では、右前胸部第二肋間から収録したもののみを使用した。

収録された肺音データには、呼気および吸気の

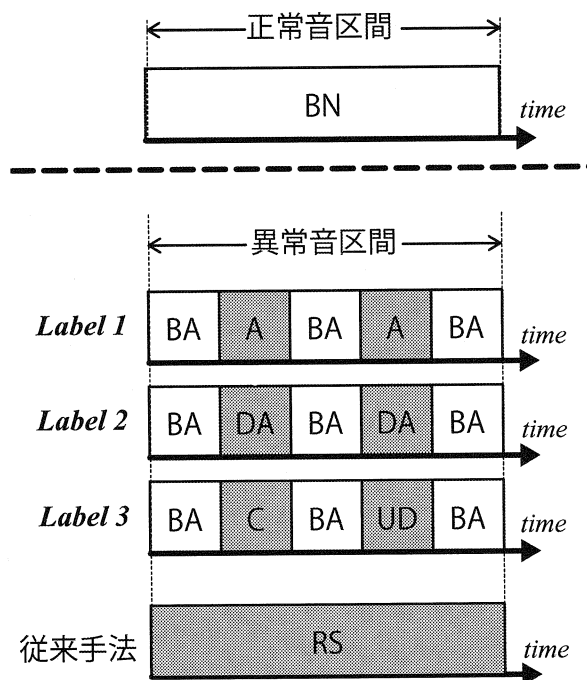


図2 各セグメンテーションラベルでの正常音区間および異常音区間の音響モデル系列例

表2 各セグメンテーションラベルによる異常音および正常音の識別精度 (%)

	異常音区間		正常音区間	
	データ群A	データ群B	データ群A	データ群B
従来手法	71.9	69.9	69.0	78.5
Label 1	86.0 (+14.9)	89.7 (+19.8)	51.0 (-18.0)	86.8 (+8.3)
Label 2	89.7 (+17.8)	89.4 (+19.5)	42.7 (-26.3)	87.6 (+9.1)
Label 3	89.1 (+17.2)	88.4 (+18.5)	36.9 (-32.9)	86.2 (+7.7)

1区間に分割され、正常と異常の区別を示すラベルが付与された。各呼気/吸気区間 (ω) は、N個の音響特徴セグメントの列として定義される。ここで、i番目のセグメントを s_i ($1 \leq i \leq N$) とすると、各呼気/吸気区間 (ω) は

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

で規定され、このとき、 s_{i+1} セグメントの開始時間は s_i セグメントの終了時間と同一である。本データベースにおいて、1つの異常音区間は複数の音響特徴セグメントから構成され ($N \geq 1$)、正常音区間は単一の正常呼吸音セグメントから構成される ($N=1$)。

異常音区間の音響特徴セグメントには、3種類のセグメンテーションを採用し (Label 1, 2, 3)、どの程度詳細なセグメンテーションが異常肺音の音響的特徴のモデル化に適切であるかを検討する。これらのラベルの関係を図1に示す。Label 1は、副雑音 (A) と、副雑音を含まない呼吸音区間 (BA) のみで構成される。Label 2では、副雑音は連続性ラ音 (CA)、断続性ラ音 (DA)、その他 (UA) の3群に分類される。Label 3では、断続性ラ音をコースクラックル (水泡音) (C)、ファインクラックル (捻髪音) (F)、胸膜摩擦音 (P)、その他 (UD) の4群に分類し、連続性ラ音をいびき音 (R)、笛音 (W)、その他 (UC) の3群に分類する。この分類の階層構造はAmerican Thoracic Society (ATS) の分類^{11,12)}に基づいたものである。

識別方法の概略を以下に示す。まず、音響特徴パラメータが算出され、図2のような各呼気/吸気

区間 (ω) の音響モデルが呼気/吸気ごとに構成される。異常音区間に関しては、各音響特徴セグメント (s_i) の音響モデルが呼気/吸気ごとに生成される。ここで、副雑音を含まない呼吸音区間 (BA) については、異常音が発生する前の区間、異常音と異常音の間の区間、異常音の後の区間のそれぞれについて、収録条件別にモデルを構築した。異常呼吸音区間での音響特徴区間の生起順序の規則 (構文文法) は、3つのラベルに基づいて決定される。この規則決定には、Backus-Naur Form (BNF) が適用された。正常呼吸音区間 (BN) に関しては、健常者の正常な肺音データから、呼気吸気別、収録条件別に4種類のモデルを構築した。識別過程では、入力された未知呼吸音の音響尤度が文法規則下での学習モデルを用いて算出され、最大の尤度が算出された区間 (列) をもって識別結果が決定される。

異常音識別実験

識別実験は、leave-one-out法による交差検定によって、前節で示した全データ (1,544) を対象に実施された。2混合正規分布による確率密度関数を用いた3状態HMMによって識別を行う。音響特徴量として、10msごとに25msハミング窓を用いて5次元メルケプストラム係数とパワーのベクトルが算出された。

本実験では、呼気/吸気の区別は既知とした。もし、データが呼気であるとする、呼気データによって学習された音響モデルによって識別がなされる。これを評価データに対し、正常音モデルと、

異常音モデル列それぞれの尤度を算出し、もっとも高いものを判定結果とする。異常音については、モデル配列いずれかに該当すれば異常と判定した。異常音を含む区間を異常、正常音区間を正常と判定した場合に正解とし、評価区間数に対する正解の割合を識別精度として求めた。

結果と考察

表2に各セグメンテーションラベルによる異常音および正常音の識別精度を示す。従来手法では、異常呼気/吸気区間の全区間 (RS) の音響特徴量が異常音モデル学習に用いられる。異常音区間の時間的細分化および異常音の種類によるモデルの細分化は行われていないが、確率分布の混合数およびHMM状態数は同一である。

従来手法と、副雑音モデルと呼吸音モデルを用いた場合 (Label 1) を比較し、異常音区間の時間的細分化の効果を検証する。正常音の再現率は、データ群Aでは低下しているが、データ群Bでは向上が見られる。異常音区間の再現率は、従来手法と比較して14.9~19.8%の大幅な向上を示している。この大幅な改善は、異常音区間を時間的に細分化するモデリング手法の有効性を示すものである。

次に、3種類のセグメンテーション (Label 1, 2, 3) ごとの識別精度を比較する。Label 2では、ラ音の連続性/断続性の区別を考慮し、Label 3では、6種類の副雑音と2種類の分類不可能音のモデルを利用している。異常音検出に関しては、Label 2, 3のモデリングはLabel 1と比較して同等もしくはやや向上した再現率が得られているが、正常音の再現率は低下している。収録された呼吸音に混入しているノイズの音響的特徴が断続性ラ音と類似していたため、少数のデータによる異常音の細分モデル化が正常音識別の頑健性の欠如を招き、再現率が低下したと考えられる。

また医療機関Aでは、正常音の識別精度の低下が見られている。誤識別された区間を調べると、その約9割は、正常音を断続性ラ音に誤認識したものであった。データ群Aには、突発的なノイズ

が多く混入しており、これを断続性ラ音と誤認識したものと考えられる。また、データ群Aでは、収録において自由に呼吸させたため、浅い呼吸を短い時間間隔で行う者もいれば、深呼吸を繰り返した者もいた。これに対してデータ群Bでは、呼吸のタイミングが動画像を用いて指定されていたため、呼吸の時間間隔がある程度統一されている。このような収録手法の違いも結果に影響した可能性が考えられる。

まとめ

本研究では、HMMを用いた最尤推定法に基づく手法によって、正常呼吸音と異常肺音を識別する方法を提案した。入力された未知呼吸音の音響尤度が、呼気/吸気ごとに構成された音響モデルを用いて算出され、最大の尤度が算出されたモデルをもって識別結果が決定される。正常呼吸音区間の音響モデルは、健常者の正常な肺音データから呼気吸気別に構築される。1つの異常音区間は複数の音響特徴セグメントから構成され、各音響特徴セグメントの音響モデルが呼気/吸気ごとに生成される。

音響特徴セグメントは、副雑音と副雑音を含まない呼吸音区間で構成され、副雑音セグメントには3種類のセグメンテーションが採用された。これによって異常音の発生タイミングを考慮して異常音区間を時間的に細分化したモデリングを行い、異常音検出精度の向上を検討した。その結果、異常音区間の再現率において、従来手法と比較して14~20%程度の大幅な向上が見られ、本手法の有効性が示された。

また、今回の実験では、正常音区間に混入したノイズが正常音の再現率の低下につながった。これは、混入ノイズと副雑音の音響的特徴が類似していることを示すものである。今回は特定箇所収録された肺音データが使用されたが、データベースには6箇所からの収録データを含むため、これらを活用した混入ノイズに頑健な識別手法を検討することが今後の課題である。

文 献

- 1) Y.P. Kahya, S. Yere & O. Cerid : A wavelet-based instrument for detection of crackles in pulmonary sounds, Proc. of IEEE 23rd Annual International Conference (EMBS 2003), 3175~3178, 2001
- 2) M. Bahoura & X. Lu : Separation of crackles from vesicular sounds using wavelet packet transform, Proc. of IEEE ICASSP, II, 1076~1079, 2006
- 3) S.A. Taplidou & L.J. Hadjileontiadis : Wheeze detection based on time-frequency analysis of breath sounds, *Computers in Biology and Medicine*, 37 : 1073~1083, 2007
- 4) <http://stethographics.com/>
- 5) V. Gross, L.J. Hadjileontiadis, T. Penzel, U. Koehler, C. Vogelmeier : Multimedia database Marburg Respiratory Sounds (MARS) , Proc. of IEEE 25th Annual International Conference (EMBS 2001), 1 : 456~457, 2003
- 6) 山下 優, 山内勝也, 松永昭一, 筒井宣雄, 喜安千弥, 宮原末治 : 異常肺音検出のための肺音データベースの構築, 情報処理学会九州支部 火の国情報シンポジウム, B-5-1, 2008
- 7) 山内勝也, 山下 優, 松永昭一, 宮原末治, 中野 博 : 統計モデルを用いた異常肺音検出法に関する検討, 薬理と臨床, 17 (5), 497~502, 2007
- 8) 山内勝也, 横尾幸久, 山下 優, 松永昭一, 宮原末治, 中野 博 : 収録環境に頑健な異常肺音検出手法の検討, 日本音響学会 秋期研究発表会講演論文集, 767~770, 2007
- 9) K. Yamauchi, et al. : An examination of a method to detect abnormal sounds from the lung sounds recorded in different environments, The 32nd annual conference of international lung sounds association (ILSA) , pp.14, 2007
- 10) L. R. Rabiner & B. H. Juang : An introduction to hidden Markov models, *IEEE ASSP Magazine*, 3 (1) : 4~16, 1986
- 11) 三上理一郎 : ラ音の分類と命名, 日本医師会雑誌, 4 (12) : 2050~2055, 1985
- 12) 毛利昌史 : 肺音の生理的意義, 日本医師会雑誌, 4 (12) : 2061~2063, 1985

An Novel Abnormal Lung Sound Detection Procedure Using the Time Sequence of Breath Sound and Abnormal Sound Periods

Katsuya YAMAUCHI, Shun-ichi MATSUE and Shoichi MATSUNAGA

Faculty of Engineering, Nagasaki University, Nagasaki, Japan

Masaru YAMASHITA and Sueharu MIYAHARA

Graduate school of Science and Technology, Nagasaki University, Nagasaki, Japan

Abstract

In this paper, we have proposed a novel classification procedure for distinguishing between normal respiratory and abnormal respiratory sounds based on a maximum likelihood approach using hidden Markov models. We have assumed that each inspiratory/expiratory period consists of a time sequence of characteristic acoustic segments. The classification procedure detects the segment sequence with the highest likelihood and yields the classification result. We have proposed an individual modeling for adventitious sound periods and for breath sound periods for the detection of abnormal respiratory sounds. Classification experiments revealed that this method demonstrated an increase of 14% to 20% in its recall rate of abnormal respiratory sounds as compared with the recall rate of a baseline method. These experimental results have confirmed the validity of our proposed classification procedure.

Key words: acoustic signal detection, abnormal lung sound detection, hidden Markov's modeling, acoustic signal processing

* * *

副雑音のリアルタイム検出を可能とする 肺音モニタの開発

鈴鹿医療科学大学医用工学部 臨床工学科
鈴木 彰文

要 旨

パーソナルコンピュータ上に副雑音のリアルタイム検出が可能な肺音モニタのプロトタイプを実現した。連続性ラ音の検出は、肺音の短時間自己相関係数に基づくアルゴリズムを用いた。断続性ラ音は、肺音の解析信号を用いてラ音の特徴を抽出し、波形のインパルス性を示す指標としてエネルギー集中指数 ECI を定義して検出した。心音による誤検出を低減するアルゴリズムを設けた。一定時間ごとに入力データを区分してラ音の検出処理を行い、モニタ画面の表示を更新して、同時に表示区間の音を出力した。画面には肺音波形、連続性ラ音の発生位置および表示区間における時間比率、断続性ラ音の発生位置と個数を表示した。信号処理に要する時間は、クロック周波数 2.33 GHz のノート型コンピュータを用いた場合、画面更新間隔の 40 %程度であり、連続する入力データに対してリアルタイム処理が十分に可能であった。開発した肺音モニタが、肺音を連続的にモニタし副雑音をリアルタイムに検出する上で十分な性能を有することを示した。

キーワード：肺音，副雑音，検出，リアルタイム，モニタ

はじめに

肺音のリアルタイムモニタが実現すれば、臨床における多くの場面で有用である。本研究では既に提案した連続性ラ音および断続性ラ音の検出アルゴリズムをもとに、パーソナルコンピュータ上

に副雑音のリアルタイム検出が可能な肺音モニタのプロトタイプを実現した。

副雑音の検出方法

連続性ラ音の検出は、肺音の短時間自己相関係数に基づく検出アルゴリズム^{1,2)}を用いた。短時

Development of a Lung-sound Monitor for the Real-time Detection of Adventitious Sounds
Akifumi SUZUKI (Department of Clinical Engineering, Faculty of Medical Engineering, Suzuka University of Medical Science, Mie, Japan)

間自己相関係数の2乗和を区間の幅で割った値を自己相関係数のパワーと定義して、連続性ラ音の検出指標とした。

サンプリング周波数は11.025kHzとした。前処理として入力データをカットオフ周波数66Hzのハイパスフィルタに通し、心音等の低周波成分を低減した。区間幅を1024点(93ms)とし、短時間自己相関係数を移動的に求めた。短時間自己相関係数のパワーがしきい値0.07を超えた場合、その区間を連続性ラ音と判定した。高音性連続性ラ音の検出感度を上げるため、自己相関係数の計算において、原信号とカットオフ周波数360Hzのハイパスフィルタを通した信号との積和をとり、しきい値を0.01として検出する方法もあわせて用いた。

断続性ラ音の検出は、肺音の解析信号を用いてラ音の特徴を抽出し、波形のインパルス性を示す指標としてエネルギー集中指数ECIを定義して検出した^{3,4)}。

解析信号の絶対値を移動平均(55点三角形重み付き平均)し、肺音信号の平滑化した包絡線を得た。平滑化した包絡線の極大点を断続性ラ音の候補位置とした。平滑化した包絡線の極大点を中心に33点の瞬時周波数の平均値 f_p を求め、極大点を中心として $2/f_p$ の時間幅に含まれる信号のエネルギーと $6/f_p$ の時間幅に含まれる信号のエネルギーとの比をとってECIとした。平滑化した包絡線の極大点において、

1. 瞬時周波数の時間微分値の局所2乗平均値(35点三角形重み付き平均)が $3 \times 10^{10} \text{s}^{-4}$ 以下
2. 瞬時帯域幅の局所平均値(35点三角形重み付き平均)が25Hz以下
3. 幅 $4/f_p$ における瞬時帯域幅の積分値が1以上
4. ECIが0.6以上

の条件を満たす場合、その極大点での音を断続性ラ音とした。条件1は断続性ラ音の発生位置において瞬時周波数がラ音の瞬時周波数を安定的に示すこと、条件2は瞬時帯域幅がほぼゼロになること、条件2および3により瞬時帯域幅の形状が下に凸であることにそれぞれ対応している。

本研究では、細かい断続性ラ音などの、肺胞呼吸音に比べて高い周波数成分を持つ断続性ラ音の

検出感度を上げるために、肺音データをカットオフ周波数360Hzのハイパスフィルタに通した後、平滑化した包絡線の極大点において、

1. f_p が300Hz以上
2. ECIが0.8以上

の条件を満たす場合、その極大点での音を断続性ラ音とするアルゴリズムを加えた。また、心音は粗い断続性ラ音と波形が似ているために断続性ラ音と識別されてしまう可能性があるため、 f_p が100Hz以下の場合には心音と判定することで誤検出を低減するアルゴリズムを追加し、選択的に適用できるようにした。

リアルタイム肺音モニタ

ソフトウェアの開発は、Windows Vista上でMATLAB(The MathWorks, Inc. USA)を用いて行った。信号入力には今回はコンピュータの音響入力機能を利用した。外付けのA/Dコンバータ等も使用可能である。

一定時間(0.75秒~12秒の間で設定可能)ごとに入力データを区分してラ音の検出処理を行い、画面表示を更新して、同時に表示区間の音を出力した。画面には肺音波形、連続性ラ音の発生区間(赤線で表示)、断続性ラ音の表示区間における時間比率、断続性ラ音の発生位置(赤三角印で表示)、および断続性ラ音の個数を表示した。

結果および考察

教育用CD⁵⁾に収録されている肺音を使用して、肺音モニタの性能を評価した。

信号処理に要する時間を、ノート型コンピュータ(CPU Intel Core 2 Duo, クロック周波数2.33 GHz, GPU Radeon X1600)を用いて計測した。画面更新間隔6秒(データ長65536点, 5.9秒)の場合2.3秒~2.5秒程度、画面更新間隔12秒(データ長131072点, 11.9秒)の場合4.7秒~4.9秒程度で、画面更新間隔の40%程度であり、連続する入力データに対して余裕をもってリアルタイム処理を行うことができた。

処理結果の例を図1から図8に示す。図1, 図

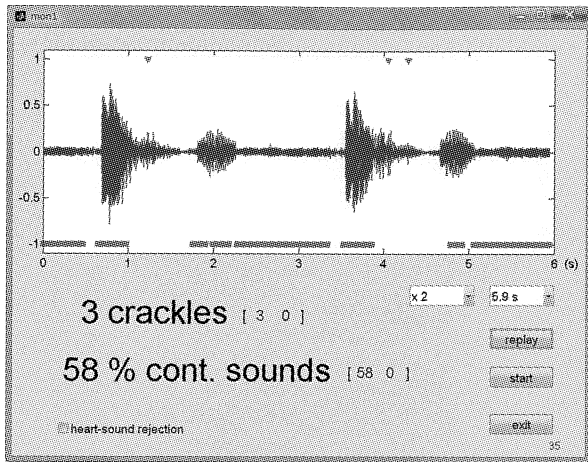


図 1 気管支喘息の低音性連続音 (CD 5)

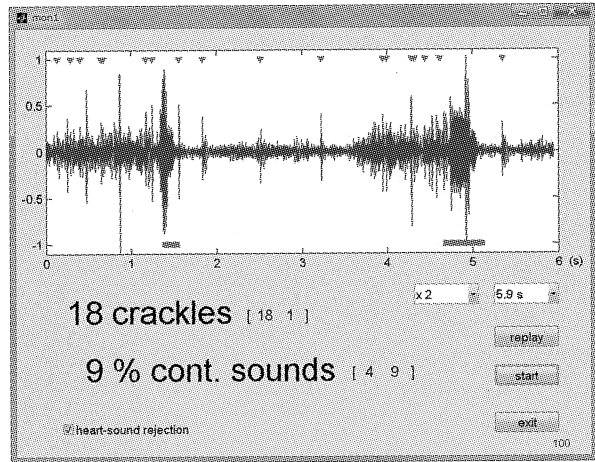


図 4 気管支拡張症の断続音を含むスクウォーク (CD 11)

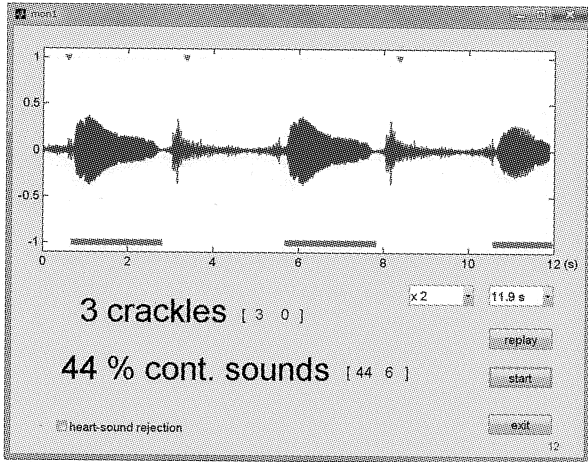


図 2 気管支狭窄の低音性連続音 (CD 7)

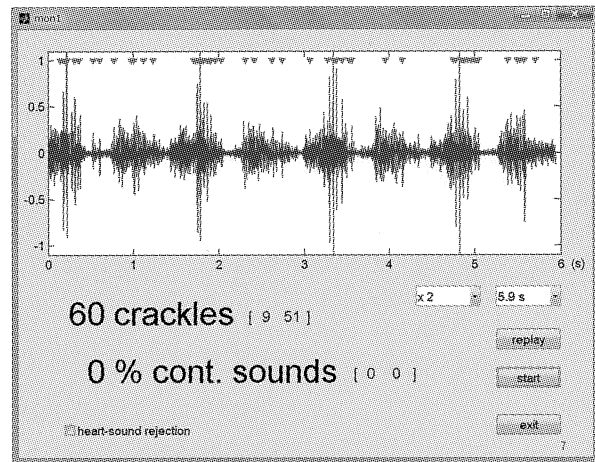


図 5 肺線維症の細かい断続音 (CD 13)

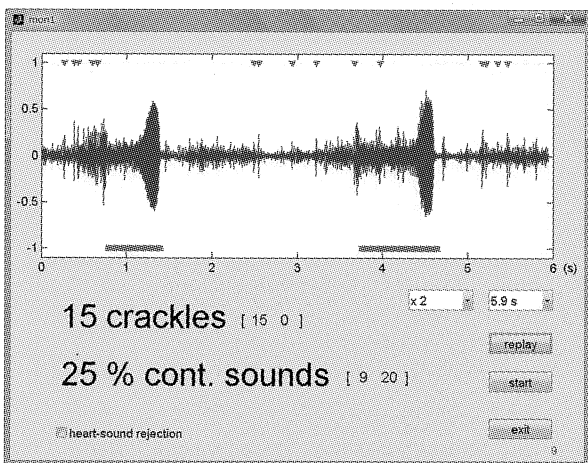


図 3 気管支喘息の高音性連続音 (CD 8)

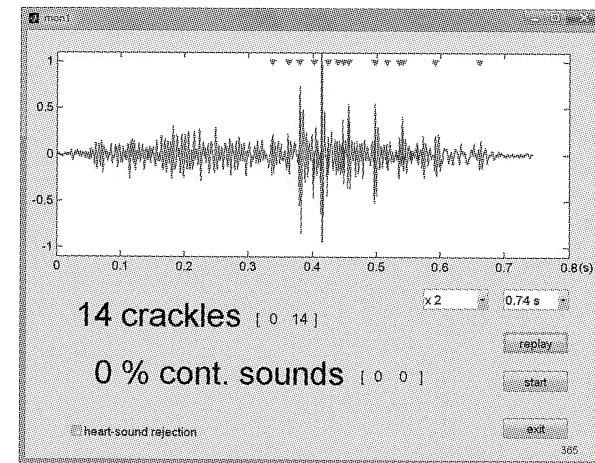


図 6 肺線維症の細かい断続音 (CD 13)

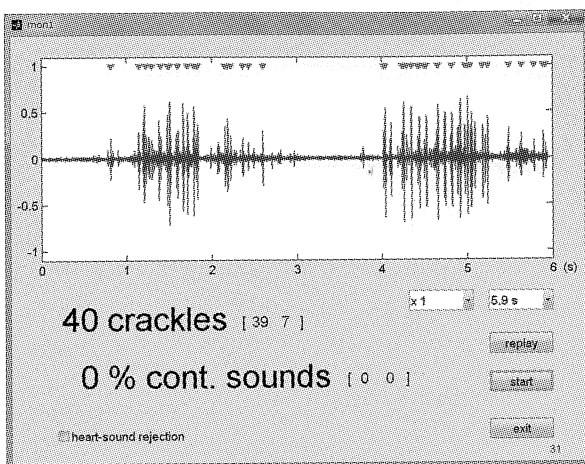


図7 気管支拡張症の粗い断続音 (CD 17)

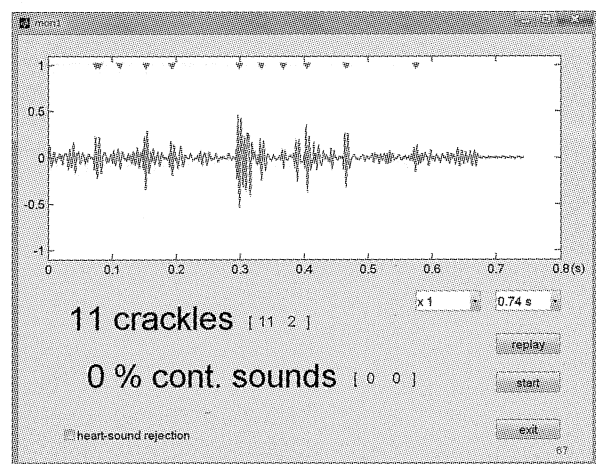


図8 気管支拡張症の粗い断続音 (CD 17)

3から図5および図7はデータ長5.9秒, 図2はデータ長11.9秒, 図6および図8はデータ長0.74秒である。図2では呼気時に生じる連続性ラ音を検出されている。また, ほぼ1吸気分を表示した図6では吸気後半に発生する断続性ラ音を検出されている。リアルタイム性, 検出性能ともに副雑音のリアルタイムモニタとして良好な性能を得ることができた。

現在の検出アルゴリズムでは重なって生じる断続性ラ音, いびき音様, ごぼごぼ音様のラ音を検

出する能力が低く, 今後検討する必要がある。

ま と め

パーソナルコンピュータ上に, 副雑音のリアルタイム検出が可能な肺音モニタのプロトタイプを実現した。モニタの性能を評価し, 副雑音のリアルタイム検出が十分に可能であることを示した。検出アルゴリズムの改良, 実用的な肺音収音部の製作などが今後の課題である。

文 献

- 1) 淵田 篤, 近藤文麿, 鈴木彰文: 肺音の自動認識における副雑音の検出アルゴリズム, 薬理と臨床, 17: 481~487, 2007
- 2) 淵田 篤, 近藤文麿, 鈴木彰文: 肺音自動認識における連続性ラ音の検出アルゴリズム, 生体医工学第45巻特別号: 143, 2007
- 3) A. Fuchita, A. Suzuki: Detection of crackles using an analytic signal representation, The 32nd annual conference of international lung sounds association, Tokyo, 2007
- 4) 鈴木彰文, 淵田 篤: 肺音自動認識における断続性ラ音の検出アルゴリズム, 生体医工学第46巻特別号: 136, 2008
- 5) 石原恒夫監修, 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, 南江堂, 東京, 1993

Development of a Lung-sound Monitor for the Real-time Detection of Adventitious Sounds

Akifumi SUZUKI

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

A prototype personal computer-based lung-sound monitor is developed to detect adventitious lung sounds in real time. Continuous adventitious sounds are detected by using the short-term auto-correlation coefficient of lung sounds. In the detection of discontinuous adventitious sounds, the analytic signal of lung sounds is used to extract the feature of the discontinuous adventitious sounds and an energy concentration index is defined to measure the impulsiveness of the lung-sound waveform. The incoming lung-sound signal is segmented and processed with the detection algorithm. The display of the monitor is then updated and the sound of the segment is played back. The lung-sound waveform of the segment is displayed and the detected adventitious sounds are indicated. The time ratio of the continuous sounds and the number of the discontinuous sounds are also displayed. The computation time needed to process each segment is about forty percent of the segment length and the algorithm well detects the adventitious sounds. The results show that the developed lung-sound monitor has sufficient performance in detecting adventitious sounds in real time.

Key words: lung sound, adventitious sound, detection, real time, monitor

* * *

体位変化による呼吸音の左右差は、 体位回復後も一定時間は継続する！ — 健常者呼吸音の動的变化の検討 —

神戸百年記念病院 麻酔集中治療部

尾崎 孝平

神戸百年記念病院 リハビリテーション部

婦木亜紀子 佐々木麻巳子

緒 言

我々はマイクrophon付き聴診器で呼吸音を録音すると同時に聴診手技をビデオ録画し、呼吸診察手技の指導教材として活用するほか、健常者の体位変化による呼吸音の変化を検討している。今回、これらの一連の検討によって健常者に興味深い現象を発見したので報告する。すなわち、体位変化で生じる健常者呼吸音の左右差は、体位復元後も一定の時間は左右差が継続することが確認された。

対 象 と 方 法

対象は健常者9名 (男性5名, 女性4名, 平均年齢は26.8歳) である。聴診部位は両S10肺区域に

相当する部分とし、呼吸音採取は自作マイクrophon付き聴診器で録音した。方法は、まず被検者を座位に置き、左右交互に聴診し、次に3分間の右側臥位の後に右下側と左上側の呼吸音の差 (右下>左上) を確認した。そして、再び座位にて左右の聴診を行い、①右側 (下側肺) の呼吸音が徐々に小さくなり復元するまで、②左側 (上側肺) の呼吸音が徐々に大きくなり復元するまでの時間と時間内の自発呼吸の回数をそれぞれ確認した。さらに、左側臥位においても同様に座位の状態から始めて①・②を検討した。復元するまでの時間と自発呼吸の回数は、演者3名が復元と判定した値の平均値とした。

結 果

左右いずれの側臥位の後に体位復元された座位

では、直ちに呼吸音の左右差は消失しない。すなわち、下側になって増強していた呼吸音は体位復元後に徐々に減弱し元のレベルに復元し、上側になって減弱していた呼吸音も体位復元後に徐々に増強し元のレベルに復元した。それぞれ復元までに要した時間と呼吸回数は、下側： 64.8 ± 22.4 秒， 15 ± 5 回で、上側： 50.6 ± 28.6 秒， 12 ± 7 回であった。左右側臥位とも呼吸音復元までには一定の時間と呼吸回数を要したが、各被検者にばらつきがあり、有意差は認めなかった。

考 察

体位変化に伴う呼吸音の変化はよく知られるが、健常人においてこの変化が体位復元後に一定時間継続するという報告は過去に見出せない。呼吸音を単に音として評価するのではなく、呼吸パ

ターンや体位と結びつけて評価することではじめて本現象が見出されたと考える。つまり、音響解析などの音に限った専門的な検討では見出せなかった現象が、臨床的に呼吸音を動的に評価することで新たな情報を得ることができたと考える。今回の検討では肺容量の左右差の変化は実際には数回の自発呼吸を経過しないと是正されないことが明らかになった。このような現象は肺弾性や気道抵抗が変化した病的肺においては、健常人とは異なる結果が予想され、呼吸音の復元過程を評価することで、肺胞壁の支持形態とその強度、サーファクタント等に関する病態・変化の予測ができる可能性が示唆された。よって、呼吸音の動的評価は、ベッドサイドにおける肺の特性や病態を評価する簡便な指標と成りえる可能性を有している。今後は、病的肺においても検討を重ねてその臨床的な意義を解明していきたい。

* * *

地域の訪問看護師への聴診セミナー

神奈川県厚生連伊勢原協同病院 内科

米丸 亮

東京慈恵会医科大学 教育センター

福島 統

背 景 概 要

文部科学省より平成19年度に採択された「特色ある大学教育支援プログラム」事業の一環として、東京慈恵会医科大学は「地域医療者FDプログラム」(共催 東京都医師会)を実施している。このプログラムでは地域医療者への聴診セミナーを中心に生涯学習の援助を行うものである(図1)。

平成19年度は2回、平成20年度は7回(含む予定)の聴診セミナーを開催する(図2)。プログラムの構成を図3に示す。会場は主に東京慈恵会医科大学の西新橋キャンパスの教育センター講義室であり、毎回約15人程度の在宅医療に関わ

背景

文部科学省より平成19年度に採択された「特色ある大学教育支援プログラム」事業の一環として、東京慈恵会医科大学が東京都医師会と共催し、地域医療者への生涯学習セミナーとして聴診セミナーを実施する。平成20年度は、聴診セミナーと公開シンポジウムを開催する。

図 1

平成19年度特色GP事業 「地域医療者FDプログラム」(東京都医師会共催)

平成19年11月18日～
平成19年度 2回実施
平成20年度 7回実施(予定)

開催場所：東京慈恵会医科大学 西新橋キャンパス
国領キャンパス

対 象：訪問看護師

参加者延べ人数 101名
(第7回10月18日現在)

図 2

プログラム

- 14:00 開会(13:30から開場)
- 14:00 講義「呼吸器系の基礎知識」
- 14:30 講義「肺聴診の基礎」
- 15:30 質疑応答
- 15:50 聴診実習
- 16:30 閉会

図3

講義「呼吸器系の基礎知識」

福島 統
(東京慈恵会医科大学教授・教育センター長)

呼吸器に関する基礎的な解剖生理学の知識をまとめ、聴診の講義の導入とする。



図4

る訪問看護師が参加した。

目的

在宅医療の場では、高齢者の嚥下性肺炎が大きな問題となっている。本聴診セミナーの目的は、訪問看護師が肺炎で出現する断続性ラ音の検出能力を向上させることにより、嚥下性肺炎を早期に発見に資することである。

特徴

本聴診セミナーの特徴は、呼吸音をコンピュータの音源ファイルから再生し、参加者全員が同時に聴取できる環境を整えたことである。様々なラ音を繰り返し聴取することにより、参加者が自身の耳で呼吸音を理解するトレーニングを行なうことが可能である。

聴診トレーニングの実際

聴診への導入として、肺の解剖生理学の講義を行い呼吸器系の基礎知識を学習する(図4)。肺聴診の基礎では、①正常呼吸音である肺胞呼吸音、気管支肺胞呼吸音、気管呼吸音の弁別、②呼吸音の消失、減弱、増強や気管支呼吸音化などの変化の認識、③笛声音、類鼾音、水泡音、捻髪音などラ音の識別を行う。また、異常呼吸音を聴取した症例のビデオクリップを用い、様々なラ音を繰り返

講義「肺聴診の基礎」

米丸 亮
(伊勢原協同病院 内科)

正常呼吸音、異常呼吸音を理解する。コンピューターを用い、異常呼吸音を聴き分ける能力を身に付ける。

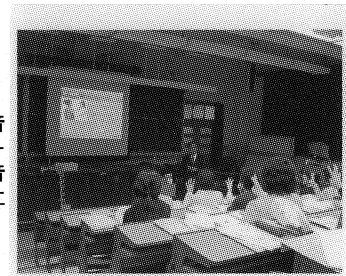


図5

質疑応答

参加者から多い質問・悩み

- ・嚥下性肺炎
- ・ALS
- ・聴診での異常はどれくらいで、またどのように報告すべきか
- ・聴診音が小さい患者への聴診方法



図6

返し聴取することにより耳から呼吸音を理解するトレーニングを行う。即ち、参加者が自分の耳で呼吸音の異常やラ音を判定するクイズを重ねるこ



図 7

とで、聴診能力をその場で向上させることができる (図 5)。聴診トレーニングの後、約30分間在宅医療に関わる質疑応答を行う (図 6)。最後に、聴診シミュレーター (Mr. Lung) を用いたトレーニングも付加している (図 7)。

参加者からの反応

参加者から回収したアンケートでは、

- ・講義の中で呼吸音の分類を実際に聴くことができ、解りやすかった。
 - ・聴診音を聴き分ける内容はとても良く参考になった。クイズではいろいろな疾患からの呼吸音の聴き分けがおもしろかった。
 - ・毎日の訪問で呼吸音もその都度聴いていますが、本日“音と説明”を合わせて伺うことが出来、今度の訪問に役立てることが出来そうです。
 - ・このプログラムを継続してほしい。聴診(心音)の勉強会もお願いしたい。
 - ・聴診セミナーをスタッフにも参加させたいと思います。
- などの声が寄せられており、本セミナーは在宅看護師教育支援の役割を果たしていると考えられる。

おわりに

聴診セミナーへの参加者がさらに増加し、聴診トレーニングを受けた看護師が在宅においてより良いフィジカルアセスメントを実施することを期待している。

ウイーズを聴取する喘息症例における プロカテロール, DSCG吸入後の 肺音, 肺機能の変化

近畿大学医学部堺病院 呼吸器内科
長坂 行雄 保田 昇平 家田 泰浩
近畿大学医学部堺病院 小児科
村上佳津美
南和歌山医療センター 小児科
土生川千珠

はじめに

聴診は喘息診療において、重症度の判断、治療薬の選択に重要な情報が即時に得られる診察手技である。我々はすでにウイーズが単音性 (モノフォニック) か、多音性 (ポリフォニック) かで気道炎症の強さが異なることを明らかにしてきた¹⁾。また非発作時の肺音でも呼吸音の高さ (周波数) と気道炎症の強さに関連があることを示してきた²⁾。喘息発作治療の第1選択薬は吸入 β_2 刺激薬であるが、その効果が肺音にどのように現れるかはまだ明らかにされていない。今回は代表的な吸入 β_2 刺激薬として、プロカテロールを用い軽症の喘息発作時の治療への反応を肺音と自覚症状、肺機能を対比して検討した。

方 法

成人喘息患者で外来へ来診時に喘鳴 (モノフォニック) を伴う15例を対象とした。ただし、ポリフォニック・ウイーズのある症例は発作治療にはステロイド、アミノフィリンの点滴治療の必要性が高いので除外した。今回はプロカテロール (30 mcg) 吸入前後での肺音、肺機能が比較できた13例について解析した (表 1)。肺音のサンプリングと解析には肺音解析装置Kenz-Medico SSAS-2000を使用した。手持ちマイクを用い、肺底部で安静換気をさせて記録した。呼吸音が微弱な場合には若干大きい呼吸をさせた。解析はウイーズの音は画面上で確認し、ウイーズ以外の部分で検討した。最高周波数は -50dBm 以上で 0.2sec. 以

Effect of Procateterol and DSCG Inhalation on Lung Sounds and Pulmonary Functions in Wheezing Asthmatic Patients

Yukio NAGASAKA (Department of Pulmonary Medicine at Kinki University Sakai Hospital, Osaka, Japan) et al.

表 1

年 齢	57.6+/-17.8歳
性 別	男性7, 女性6
FVC	2.48+/-1.04 L
%FVC	78.5+/-24.5 %
FEV	1.78+/-0.95
%FEV1	62.2+/-23.6 %

上持続する音の周波数とした。肺機能 (FVCおよびFEV1) は肺音の記録直後にスパイロメーター (Minato AS-507) によって測定した。フローボリューム曲線で呼出努力を確認し、十分であれば一度の呼出で得られた数値を採用した。不十分な場合は3回を限度として繰り返し、最良値を採用した。4回以上の検査は行わず、3回までに検査成績の得られなかった症例は除外した。

プロカテロール吸入後の反応でFVCあるいはFEV1が200ml以上改善した例 (改善例) と、それ以上の改善の得られなかった例 (非改善例, 表 2) の2群 (表 2) に分けて検討した。

結 果

解析可能例全体では%FVC : 78.5 +/- 24.5%, %FEV1 : 62.2 +/- 23.6%, 1秒率にする平均71.8%であった (表 1)。機能改善例と非改善例に分けての検討では年齢, 性別に差は認めなかったが, 呼吸困難の自覚症状の改善 (はっきりと楽になった) が機能的改善例では全例で認めたのに対し, 非改善例では7例中3例では自覚症状の改善を認めなかった。すなわち肺機能の改善を認めなくとも7例中4例では自覚症状は改善した。

機能改善例では, FVC : 1.88 +/- 0.77, FEV1 : 1.13 +/- 0.52と呼出量が明らかに低下しているのに対し非改善例ではFVC : 3.04 +/- 0.92, FEV1 : 2.33 +/- 0.94と治療前から低下は軽度であった。プロカテロール吸入前後の改善率は, 機能改善例ではFVC : +17.0 +/- 11.7%, FEV1 : 20.1 +/- 10.1%, 非改善例ではFVC : +1.9 +/- 2.3%, FEV1 : +1.2 +/- 5.7%であった (表 3)。

表 2 プロカテロール吸入による機能的改善例と非改善例

改善例* (n=6)	年齢 : 59.5 +/- 16.7 (S.D.) 歳 性別 : M 3, F 3 治療前の呼吸困難 : 6/6
非改善例 (n=7)	年齢 : 56.0 +/- 18.5歳 性別 : M 4, F 3 治療前の呼吸困難 : 4/7

* : >200 ml increase of FVC, FEV1

肺音解析はウイーズを除いた呼吸音において行った。全例を対象とすると呼吸音の最高周波数はプロカテロール吸入前の吸気で892 +/- 269.6 Hz, 呼気で747 +/- 272.8Hz, プロカテロール吸入後では吸気で826 +/- 246.0Hz, 呼気で602 +/- 256.5Hz (表 4) であった。肺音の最高周波数を機能改善例と非改善例を分けて検討すると, 機能改善例ではプロカテロール吸入前の吸気で869.5 +/- 280.0Hz, 呼気で645.8 +/- 245.9Hz, プロカテロール吸入後の改善率は吸気で-13.0 +/- 21.8 %, 呼気で-9.7 +/- 22.5% (表 4) であった。機能非改善例ではプロカテロール吸入前の吸気で910.3 +/- 258.9Hz, 呼気で618.6 +/- 279.5Hz, プロカテロール吸入後の改善率は吸気で-6.0 +/- 13.6%, 呼気で-6.0 +/- 13.5% (表 5) であった。

プロカテロール吸入後に自覚症状が改善したと答えた8例と, 改善しなかった5例を比較すると肺機能は改善例ではプロカテロール吸入前のFVCは2.20 +/- 0.88 (L), 改善率は+14.7 +/- 11.0%, FEV1では1.45 +/- 0.76 (L), 改善率は+15.3 +/- 11.7%であった。自覚症状非改善例ではプロカテロール吸入前のFVCは2.94 +/- 1.10 (L), 改善率は+0.3 +/- 2.7%, FEV1では2.30 +/- 0.97 (L), 改善率は+0.5 +/- 3.0%であった (表 6)。

肺音の最高周波数を自覚症状改善例と非改善例を分けて検討すると, 自覚症状改善例ではプロカテロール吸入前の吸気で823.6 +/- 281.1Hz, 呼

表3 プロカテロール吸入前の肺機能（機能改善例と非改善例の比較）

	治療前FVC	(変化率)	治療前FEV1	(変化率)
改善例	1.88+/-0.77	(+17.0+/-11.0)	1.13+/-0.52	(+20.1+/-10.1)
非改善例	3.04+/-0.92	(+1.9+/-2.3)	2.33+/-0.94	(+1.2+/-5.7)

(単位 L, mean+/-S.D.)

表4 プロカテロール吸入前後の呼吸音（ウイーズ以外）の最高周波数（全例）

吸気最高周波数		呼気最高周波数	
吸入前	吸入後	吸入前	吸入後
891.6+/-269.6	826.2+/-246.0	746.9+/-272.8	602.3+/-256.5

(単位 Hz, mean+/-S.D.)

表5 機能改善例と非改善例の呼吸音（ウイーズ以外）の最高周波数と治療後の改善率

	吸気最高周波数		呼気最高周波数	
	吸入前	変化率	吸入前	変化率
改善例	869.5+/-280.0	13.0+/-21.8	645.8+/-245.9	-9.7+/-22.5
非改善例	910.3+/-258.9	-6.0+/-13.6	618.6+/-279.5	-6.0+/-13.5

(単位 Hz, mean+/-S.D.)

表6 プロカテロール吸入前の肺機能（自覚症状改善例と非改善例の比較）

	治療前FVC	(変化率)	治療前FEV1	(変化率)
改善例	2.20+/-0.88	(+14.7+/-11.0)	1.45+/-0.76	(+15.3+/-11.7)
非改善例	2.94+/-1.10	(+0.3+/-2.7)	2.30+/-0.97	(+0.5+/-3.0)

(単位 L, mean+/-S.D.)

気で537.6+/-212.7Hz, プロカテロール吸入後の改善率は吸気で-6.7+/-20.9%, 呼気で-35.9+/-30.8% (表4)であった。自覚症状非改善例ではプロカテロール吸入前の吸気で1000.4+/-208.1Hz, 呼気で706.0+/-284.9Hz, プロカテロール吸入後の改善率は吸気で-17.6+/-13.9

%, 呼気で-9.7+/-27.8% (表7)であった。

考 察

我々の経験では喘息発作になる前に、あるいはウイーズが出現する前に肺音が高くなり、気管支

表7 自覚症状改善例と非改善例の呼吸音（ウイズ以外）の最高周波数と治療後の改善率

	吸気最高周波数		呼気最高周波数	
	吸入前	変化率	吸入前	変化率
改善例	823.6 +/- 281.1	-6.7 +/- 20.9	537.5 +/- 212.7	-35.9 +/- 30.8
非改善例	1000.4 +/- 208.1	-17.6 +/- 13.9	706.0 +/- 284.9	-9.7 +/- 27.8

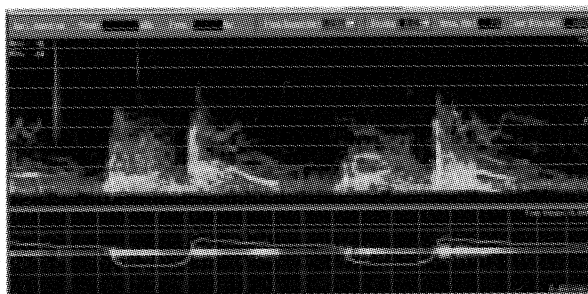
(単位 Hz, mean +/- S.D.)

	肺胞音	喘息安定期の 気管支音	ウイズを伴 気管支音
吸気 最高周波数	400	600	900
呼気 最高周波数	200	400	700

*(Hz)

図1 代表的な呼吸音の最高周波数

Before
Procaterol
(SABA) inhale
FEV1: 1.51 L



20 min. after
Procaterol
(SABA) inhale
FEV1: 2.05 L

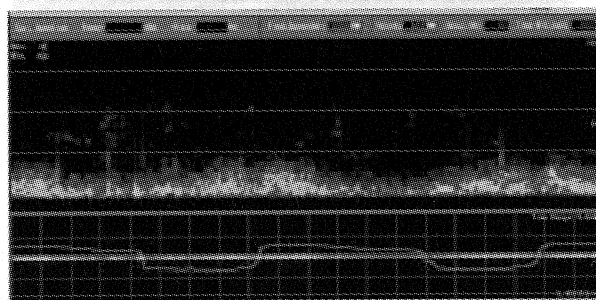
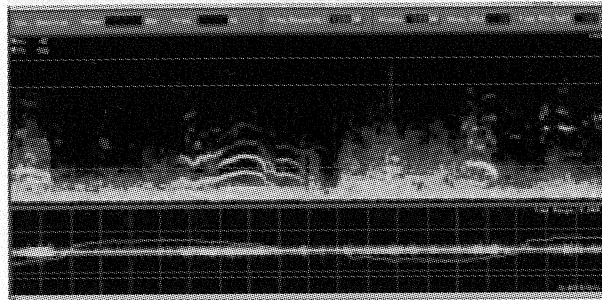


図2 プロカテロール吸入によって肺機能，呼吸音の改善を認めた例

Before
Procaterol
(SABA) inhale
FEV1: 2.00 L



20 min. after
Procaterol
(SABA) inhale
FEV1: 2.05 L

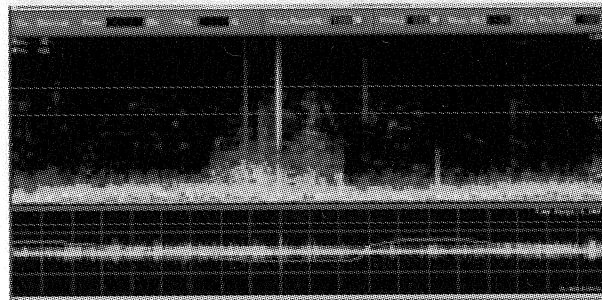


図 3

音になる例が多い。今回はモノフォニック・ウイーズのある症例を対象に呼吸音解析を行い、気管支拡張薬吸入での改善を、自覚症状、肺機能、呼吸音の面から検討した。気管支拡張薬としては使用頻度が高いプロカテロールを用いた。またポリフォニック・ウイーズのある症例の発作治療にはステロイド、アミノフィリンを含む治療の必要性が予測されたので除外した。

プロカテロール吸入前の肺音では吸気がおよそ890Hz、呼気が750Hzと喘息安定期の症例での気管支音の周波数、吸気600Hz、呼気400Hz³⁾、と比べ同じ気管支音として聴取されるものの、より高い音であることが明らかになった。肺胞音、安定期の気管支音、ウイーズのある時の気管支音の吸気、呼気最高周波数の概数を図1に示す。

すでに報告したように喘息安定期の呼吸音で気管支音が聴かれる場合には肺機能に差がなくとも、気道炎症が強い。今回の検討では気道炎症のパラメーターは検査していないが、ウイーズがあり、気道炎症がより強いと考えられる状態では同じ気管支音でも吸気呼気ともにより周波数（聴覚的にはピッチ）の高い音になると考えられる。

今回検討した13例中6例ではプロカテロール吸入によって肺機能の改善とともに、自覚症状が改善し、肺音も改善した(図2)。しかし、プロカテロール吸入によって肺機能的には改善しなくとも自覚症状が改善した例は4例あった。このような例でもウイーズの消失、自覚症状の改善を認めることがあった(図3)。

プロカテロール吸入前の肺機能で改善例と非改善例では有意の差があった(表3)にも関わらず、肺音の最高周波数の差は認めなかった(表5)。プロカテロール吸入後の呼吸音の最高周波数の改善も肺機能改善例、非改善例で有意差はなかった。肺機能改善例と非改善例で差がなかった肺音の最高周波数(表5)も、自覚症状の改善例では呼気で明らかな最高周波数の低下を認めた(表6)。このように肺音は、喘息発作を肺機能とは別の面から捉え、自覚症状をより鋭敏に反映していると考えられる。

ま と め

モノフォニック・ウイーズのある13症例にプ

ロカテロール吸入を行い、肺機能、肺音、自覚症状の変化を検討した。ウイーズのある状態での肺音（気管支音）は、ウイーズのない安定期の気管支音よりも周波数が高かった。プロカテロール吸入によって肺機能の改善のなかった例でも肺音の

改善を認めた。プロカテロール吸入によって自覚症状の改善した例では、呼気の肺音の周波数の低下が認められた。肺音は喘息診療において肺機能とはことなった側面を捉えていると考えられ、自覚症状と並行して変化する例も多い。

文 献

- 1) 長坂行雄, 保田昇平, 家田泰浩ほか: 気管支喘息の連続性ラ音解析の試み, 薬理と臨床, 14: 547~552, 2004
- 2) 長坂行雄, 保田昇平, 家田泰浩ほか: 安定期気管支喘息の呼吸音に及ぼす抗炎症薬の影響, 日本呼吸器学会雑誌, 45: s126, 2007
- 3) 長坂行雄, 保田昇平, 家田泰浩ほか: 気管支喘息の呼吸音の解析, 薬理と臨床, 16: 585~589, 2006

Effect of Procatерol and DSCG Inhalation on Lung Sounds and Pulmonary Functions in Wheezing Asthmatic Patients

Yukio NAGASAKA, Shohei YASUDA, Yasuhiro IEDA
and Naoko NAKANO

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

Katsumi MURAKAMI

Department of Pediatrics at Kinki University Sakai Hospital, Osaka, Japan

Chizu HABUKAWA

National Minami Wakayama Medical Center, Wakayama, Japan

Abstract

We studied the effect of procaterol inhalation on lung sounds, pulmonary functions and subjective symptom in thirteen cases with bronchial asthma who had monophonic wheezes. In our cases, the frequency of bronchial sound was higher than that of bronchial sounds in patients with stable asthma reported in our previous study. In six patients, increase of FVC and/or FEV1 more than 200 ml was noted after procaterol inhalation and all of them showed subjective improvement and decrease of frequency of breath sounds. In seven cases, increase of FVC and/or FEV1 was less than 200 ml. Among these seven cases, four cases showed subjective improvement and decrease of frequency of breath sound especially the frequency of expiratory breath. We conclude that frequency of breath sound in wheezing asthmatic subjects was higher than those of bronchial sounds in stable asthmatic patients. Breath sound reflected subjective sensation sometimes more than pulmonary functions do in wheezing asthmatic subjects.

* * *

第33回 肺音（呼吸音）研究会

2009年9月25日 発行

薬理と臨床 vol.19 no.5

編 集 肺音（呼吸音）研究会

清川 浩（第33回当番幹事）

発行所 医 薬 出 版

〒103-0022 東京都中央区日本橋室町 1丁目11-6
サンパティーク日本橋三越前502号

TEL. 03 (3516) 2818 FAX. 03 (3516) 2819

薬理と臨床[®] 第19巻第5号(通巻150号)2009年9月25日発行
発行所／医薬出版 〒103-0022 東京都中央区日本橋室町1丁目11-6-502号
(サンパティーク日本橋三越前)
TEL. 03(3516)2818 FAX. 03(3516)2819
<http://www.ab.auone-net.jp/~yakurin>