

肺気腫患者の肺胞呼吸音についての検討

奈良県立医科大学第2内科学教室

佐野 公彦

INTENSITY AND FREQUENCY CONTENT OF BREATH SOUNDS IN PATIENTS WITH PULMONARY EMPHYSEMA

KIMIHIKO SANNO

Second Department of Internal Medicine, Nara Medical University

Received August 21, 1998

Abstract : The author studied the intensity and frequency content of breath sounds in sixteen patients with pulmonary emphysema as compared with those in normal controls.

The patients were clinically diagnosed with pulmonary emphysema with moderate to severe obstructive ventilatory impairment (FEV₁/FVC 50.7±10.5%) on pulmonary function test and with low attenuation area suggestive of emphysema on CT. Control subjects were eight non-smoking healthy men with normal pulmonary function test.

Recording of breath sounds was done with the subjects in a sitting position for thirty seconds with various flow rates. Flow rate was measured by pneumotachometer via mouth. ECG was recorded simultaneously to eliminate contamination by heart sounds. The signals of breath sounds at six sites on the chest wall were through an amplifier and a band-pass filter (0.1 to 2000 Hz), and digitized to be recorded on a personal computer with signal of flow rate and ECG. Power spectra of the breath sounds for inspiratory blocks of 102.4 msec when the flow rate was 350 ml/sec (low flow rate) or 700 ml/sec (high flow rate) were obtained using fast Fourier transform. The segments which were contaminated by heart sounds and various noise were excluded by inspection of sound-spectrogram. Total power was calculated by the sum of power spectra within bandwidth of 100-2000 Hz. Parameters of F 25, F 50, F 75, F 95, and H/M power ratio (H: 400-800 Hz, M: 200-400 Hz) were calculated to quantify distribution of frequency spectra of breath sounds.

Total power of breath sounds was increased on upper lung fields at both flow rates and on lower lung fields at low flow rate as compared with those in normal controls. H/M ratio was increased on upper lung fields at both flow rates and on lower lung fields at high flow rate. F 95 was increased on both lung fields at high flow rate.

In conclusion, at a given flow rate the breath sounds in a patient with emphysema do not decrease in intensity but may increase in frequency. This fact suggests that decreased breath sounds in patients with pulmonary emphysema is due to decreased flow rate.

(*奈医誌*. J. Nara Med. Ass. 49, 365-372, 1998)

Key words : breath sound, pulmonary emphysema, acoustics, frequency-band, bronchodilator

緒 言

肺気腫は病理形態学的に肺胞壁の破壊を伴い、明らかな線維性変化なしに、終末細気管支から末梢の気腔が不可逆的かつ異常に拡張した肺の状態と定義されている。臨床的には病歴、理学所見、肺機能検査、胸部X線やCT所見などから総合的に診断される。その聴診所見は、呼吸音の減弱が特徴とされている¹⁾²⁾。実際に肺気腫で呼吸音減弱を証明した報告は、Narin³⁾ら、Pardeeら⁴⁾、Bohadanaら⁵⁾によってなされているが、これらは何れも主観的な聴診所見を用いた検討である。これに対して最近、Schreurら⁶⁾は一定の呼吸流速で呼吸音の強さを音響学的に計測すると、正常者と肺気腫患者とで差はないと報告している。これは従来の説と異なるが、Schreurらは、パワースペクトルの一点のみを比較していること、肺気腫患者が通常出しにくい高流速での検討であること、パワースペクトルの分布の評価がなされていないことな

ど、検討方法上の問題点が多い。そこで著者は、肺気腫患者の呼吸音を、呼吸流速の問題や、パワースペクトルの分布を詳しく評価するなど、厳密な方法で検討を行い、新たな知見が得られたので報告する。

対象および方法

1. 対象(Table 1)

肺気腫患者群は、病歴、肺機能検査、胸部X線所見などから臨床的に肺気腫と診断され、胸部CT上肺気腫の存在を示唆する低呼吸領域を認める患者16名である。肺聴診上副雑音のある患者はあらかじめ除外し、年齢は69.4±8歳で、肺機能検査は、1秒率は50.7±10.5%、%肺活量72.3±23.8%と中等度から高度閉塞性呼吸障害を伴っている。健常者群は、年齢33.8±5.8歳で、肺機能検査は1秒率87.7±5.2%、%肺活量101.5±10.0%と正常である。

2. 収録

Table 1. Characteristics of patients with pulmonary emphysema and normal controls

Patients with emphysema

| No | Age | Sex | Ht (cm) | Bw (kg) | VC (%pred) | FEV ₁ (%pred) | FEV ₁ /FVC (%) | RV/TLC (%) | D _{Lco} /VA (%pred) | D _{Lco} (%pred) |
|----|-----|-----|------------|------------|---------------|-----------------------------|------------------------------|---------------|---------------------------------|-----------------------------|
| 1 | 73 | M | 162 | 49 | 79.7 | 64.8 | 55.8 | 51.2 | NA | NA |
| 2 | 65 | M | 160 | 56 | 108.0 | 83.1 | 55.7 | 39.5 | 42.9 | 61.2 |
| 3 | 84 | M | 157 | 38 | 47.2 | 42.3 | 55.1 | 74.5 | NA | NA |
| 4 | 81 | M | 158 | 40 | 59.0 | 55.0 | 55.8 | NA | NA | NA |
| 5 | 68 | M | 175 | 55 | 52.0 | 32.0 | 48.6 | NA | NA | NA |
| 6 | 63 | M | 160 | 39 | 35.3 | 16.9 | 35.7 | 80.6 | NA | NA |
| 7 | 66 | M | 160 | 50 | 110.0 | 74.0 | 48.0 | NA | NA | NA |
| 8 | 78 | M | 160 | 48 | 74.8 | 34.7 | 27.9 | 70.0 | 22.3 | 53.2 |
| 9 | 83 | M | 173 | 57 | 57.0 | 44.0 | 55.5 | NA | NA | NA |
| 10 | 62 | M | 169 | 53 | 90.0 | 64.0 | 56.2 | NA | NA | NA |
| 11 | 74 | F | 142 | 31 | 81.0 | 81.0 | 61.2 | NA | NA | NA |
| 12 | 61 | M | 166 | 58 | 86.0 | 74.0 | 67.7 | NA | NA | NA |
| 13 | 60 | M | 162 | 54 | 71.1 | 46.7 | 50.2 | 57.3 | 47.2 | 67.3 |
| 14 | 64 | M | 154 | 48 | 59.0 | 37.0 | 44.3 | NA | NA | NA |
| 15 | 68 | M | 165 | 63 | 107.9 | 82.3 | 56.2 | 38.2 | 68.8 | 92.8 |
| 16 | 61 | M | 168 | 55 | 58.2 | 24.9 | 34.0 | 65.5 | 6.4 | 9.5 |

Normal controls

| No | Age | Sex | Ht (cm) | Bw (kg) | VC (%pred) | FEV ₁ (%pred) | FEV ₁ /FVC (%) | RV/TLC (%) | D _{Lco} /VA (%pred) | D _{Lco} (%pred) |
|----|-----|-----|------------|------------|---------------|-----------------------------|------------------------------|---------------|---------------------------------|-----------------------------|
| 1 | 29 | M | 167 | 58 | 120.0 | 107.0 | 83.3 | NA | NA | NA |
| 2 | 32 | M | 163 | 60 | 106.0 | 103.0 | 87.7 | NA | NA | NA |
| 3 | 27 | M | 173 | 67 | 103.0 | 88.0 | 82.0 | NA | NA | NA |
| 4 | 30 | M | 173 | 65 | 89.0 | 89.0 | 94.1 | NA | NA | NA |
| 5 | 42 | M | 156 | 58 | 92.0 | 98.0 | 88.2 | NA | NA | NA |
| 6 | 30 | M | 173 | 70 | 105.0 | 93.0 | 84.1 | NA | NA | NA |
| 7 | 41 | M | 171 | 65 | 104.0 | 98.0 | 84.6 | NA | NA | NA |
| 8 | 38 | M | 162 | 58 | 93.0 | 103.0 | 96.9 | NA | NA | NA |

呼吸音の収録は、聴音検査用遮音室で行った。被検者の体位は座位とし、30秒間、最初安静呼吸で開始し、次第に深い呼吸を行わせて収録した。収録部位は、左右の前上胸部、肩甲骨下角、背側肺底部の計6カ所とした(Fig. 1)。各部位の皮膚にゴム製のアダプターを介して空気結合の状態状態で小型のコンデンサー型マイクロフォン(SONY ECM-T 140)を接着した。呼吸流速は口元に紙製マウスピースを介し、ニューモタコ方式のフローセンサー(フクダ電子 SP-300)で測定した。フローセンサーの先端には、ビニール製の内径3cm、長さ220cmの円筒型のチューブを接続し、空気の入出口を被検者から離して、口元から外気を介して直接マイクロフォンに伝わる要素の軽減をはかった。心音を解析時に除外する目的で心電図を収録した。心電図の電極は胸骨部の左右の胸壁上に接着した。

6カ所の呼吸音、呼吸流速、心電図の信号はA/D変換器(カノーブス ADN 1400)で同時にデジタル化(サンプリング周波数5kHz、量子化ビット数14ビット)し、パーソナルコンピュータ(NEC 9801 NSR)に入力した(Fig. 2)。呼吸音の信号はあらかじめ100倍に増幅し、エイリアス現象防止のため低域通過フィルター(カノーブス SLP-026; 6次チェビシェフ型、遮断周波数2kHz、80dB/oct)でアナログ前処理を行った。すべてのデータはハードディスクに保存した。

計測システムの校正は、毎回の収録に先立ち各マイクロフォンを音響校正器(リオン NC-73; 94dB)に挿入し、音圧校正により行った。

肺気腫患者では気管支拡張薬による変化をみるため、上記の測定を気管支拡張薬吸入負荷後に再度行った。気管支拡張薬は硫酸サルブタモール0.4mgを使用し、吸入15分後に呼吸音を録音した。気管支拡張剤の吸入前と吸入後との呼吸音収録後に肺機能検査を行い、1秒量改善率15%以上、15%未満をそれぞれ改善群、非改善群とした。

3. 解析

解析は中野が開発した肺音解析プログラムを用いてバ

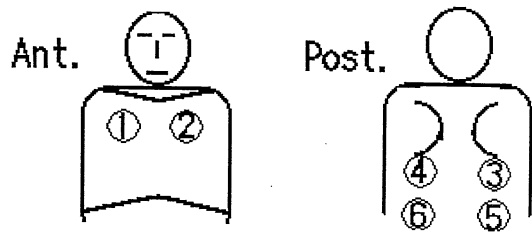


Fig. 1. Lung sounds were recorded by six microphones on the chest wall. Microphone 1 and microphone 2 were attached on the second intercostal spaces at the midclavicular lines. Microphone 3 and 4 were attached on lower angle of the scapulas. Microphone 5 and 6 were attached on basal portions of lungs at the mid-scapular lines.

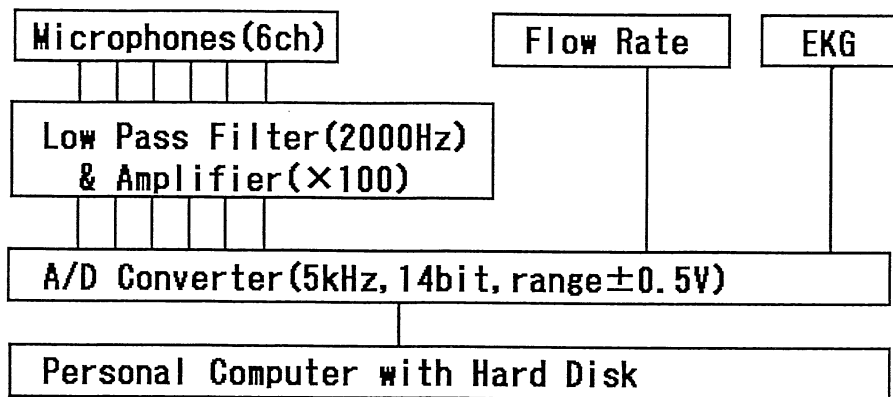


Fig. 2. Block diagram of the recording system

パーソナルコンピュータ上で行った。コンピュータディスプレイに呼吸音のデジタルサウンドスペクトログラム、呼吸流速、心電図を重ねて表示し、視覚的に肺外雑音や副雑音、心音の含まれると考えられる部分を除外し、吸気呼吸音のうち吸気流速約 350 ml/sec(低流速)と 700 ml/sec(高流速)との区間の呼吸音データを採取した。その区間で 102.4 msec の時間窓で高速フーリエ変換を行い、加算平均して、パワースペクトルを求めた。この際の窓関数はハニング窓を用いた。

呼吸音の強さを表す指標は、100 Hz から 2000 Hz のパワースペクトルを加算した総パワー値を算出した。高周波数成分の強さの指標は 400 から 800 Hz のパワースペクトルの加算値を算出した。なお、100 Hz 未満の成分は呼吸運動に伴う筋雑音などの肺外雑音を多く含むため総パワー値から除外した。

パワースペクトルの分布を示す指標は(Fig. 3)、パワースペクトルを 100 Hz から 2000 Hz まで順次加算し、加算値が総パワー値の 25, 50, 75, 95 % に達する周波数を算出し、それぞれ F 25, F 50, F 75, F 95 とした。また 400~800 Hz と 200~400 Hz とのパワースペクトルの比を dB で算出し、H/M 比とした。

以上の指標を健常者群と肺気腫患者群とで比較検討した。また肺気腫患者群では気管支拡張薬投与前後の比較も行った。

次に、上述の検討の結果、肺気腫患者群で呼吸音の高周波数成分の増加が明らかになったので、その成因を知るため、高周波数帯域の短時間エネルギーの呼吸に伴う経時的変動⁷⁾を算出し、5 部位の変動を同時にディスプ

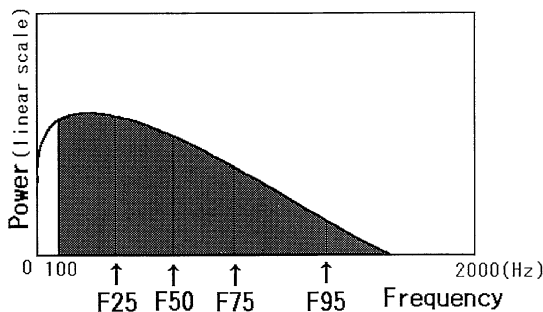


Fig. 3. F 25, F 50, F 75 and F 95 are the frequencies below which 25 %, 50 %, 75 %, 95 % of total power exists, respectively. Power of 0 to 100 Hz is neglected

レイ上に表示して、部位間の関係を検討した。

4. 統計学的検討

測定値は平均値±標準偏差で示し、統計学的検討は Student's paired or unpaired t test を用い $p < 0.05$ で有意と判定した。

結 果

1. 呼吸音の強さの健常人との比較(Fig. 4)

1) 上肺領域

総パワー値は、低流速では健常人群は 52.6 ± 3.5 dB, 肺気腫群で 57.8 ± 5.2 dB と、肺気腫群で有意に増強しており ($p < 0.001$), また高流速ではそれぞれ 57.9 ± 2.8 dB, 60.9 ± 5.6 dB で、肺気腫群で有意に増強した ($p < 0.05$). 400-800 Hz 帯域のパワーは、低流速では健常人群は 36.0 ± 5.4 dB, 肺気腫群で 44.4 ± 5.9 dB, また高流速ではそれぞれ 43.2 ± 3.1 dB, 49.7 ± 6.7 dB で、両流速とも肺気腫群で有意に増強していた ($p < 0.001$).

2) 中下肺領域

総パワー値は、低流速では健常人群で 48.7 ± 2.6 dB, 肺気腫群で 53.0 ± 4.7 dB と、肺気腫群で有意に増強したが ($p < 0.001$), 高流速ではそれぞれ 54.7 ± 3.4 dB, 55.8 ± 4.9 dB で両群間で差を認めなかった。400-800 Hz 帯域のパワーは、両流速とも両群間で差を認めなかった。

2. 呼吸音の周波数分布の健常人との比較(Fig. 5)

1) 上肺領域

低流速では、F 25, F 50, F 75, F 95 の値は両群間で有意差を認めなかったが、H/M 比は健常人群で -8.5 ± 3.8 dB, 肺気腫群で -5.4 ± 3.3 dB と、肺気腫群で有意に増加していた ($p < 0.01$). 高流速では F 25, F 50 は両群間で差がなかったが、F 75 は健常人群で 186.6 ± 27.2 Hz, 肺気腫群で 212.8 ± 56.4 Hz, F 95 はそれぞれ 428.3 ± 162.6 Hz, 515.0 ± 225.0 Hz で、ともに肺気腫群で有意に高値を示した ($p < 0.05$, $p < 0.001$). 高流速での H/M 比は、健常人群で -8.2 ± 2.0 dB, 肺気腫群で -4.0 ± 2.1 dB と、肺気腫群で有意に増加していた ($p < 0.001$).

2) 中下肺領域

低流速では、F 25, F 50, F 75, F 95, H/M 比の値は両群間で有意差を認めなかった。高流速では F 50, F 75 の値は両群間で有意差を認めなかったが、F 25 は健常人群で 127.2 ± 11.8 Hz, 肺気腫群で 121.4 ± 11.1 Hz と肺気腫群で有意に低値を示し ($p < 0.05$), F 95 はそれぞれ 392.4 ± 65.7 Hz, 494.7 ± 153.0 Hz と、肺気腫群で有意に高値を示した ($p < 0.005$). 高流速での H/M 比は、健常人群で -8.3 ± 2.0 dB, 肺気腫群で -5.7 ± 2.0 dB と、肺気腫群で有意に増加していた ($p < 0.001$).

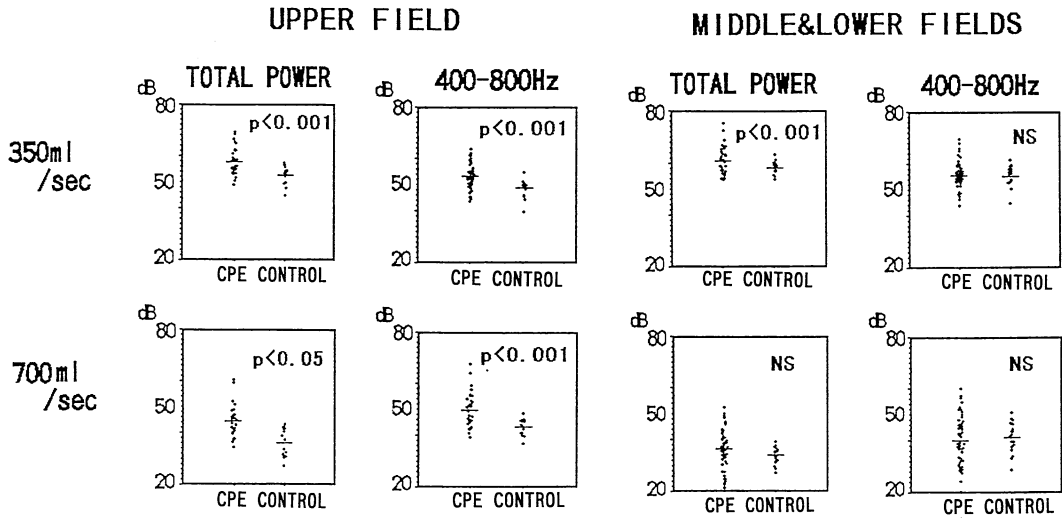


Fig. 4. Comparison about breath sound intensity.
 In patients with pulmonary emphysema total power and power spectrum within 400 to 800 Hz were increased in upper field.
 CPE : chronic pulmonary emphysema CONTROL : normal controls

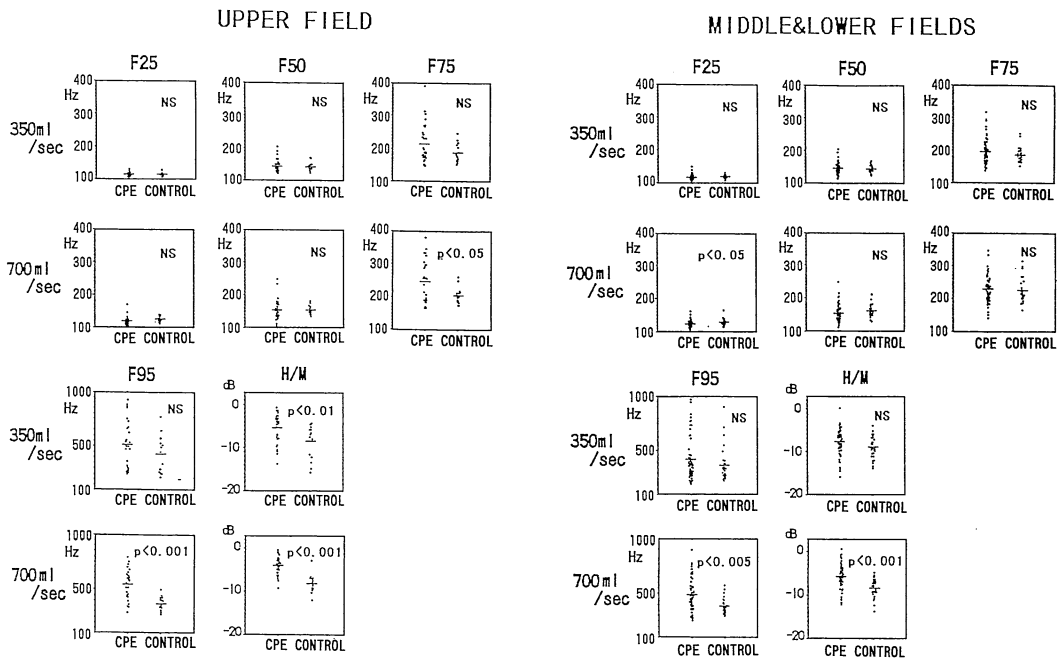


Fig. 5. Comparison about frequency content. F 95 and H/M ratio of the patients were higher than those of controls at high flow rate.
 "H/M" is the ratio of power of high(400-800 Hz)to middle(200-400 Hz)frequency bandwidths.
 CPE : chronic pulmonary emphysema CONTROL : normal controls

3. 気管支拡張薬負荷による変化(Fig. 6)

1) 上肺領域

改善群, 非改善群ともに, F 25, F 50, F 75, F 95, H /M 比, 400-800 Hz のパワー, 総パワー値は, 負荷前後で有意な変化は認められなかった。

2) 下肺領域

改善群, 非改善群ともに, F 25, F 50, F 75, F 95, H /M 比, 400-800 Hz のパワー, 総パワー値は, 負荷前後で有意な変化は認められなかったが, 改善群の F 95, H /M 比はともに負荷後に低下する傾向を認め, また, 非改

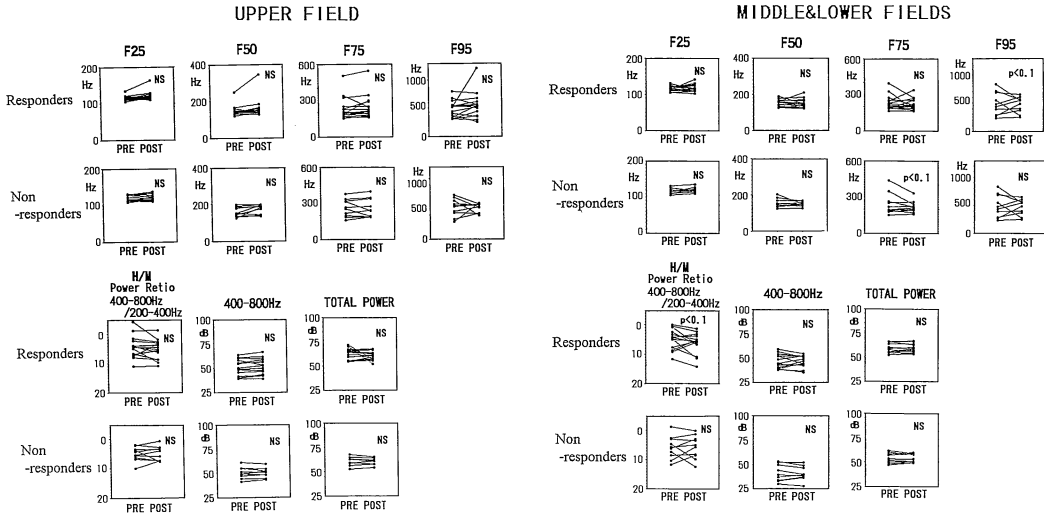


Fig. 6. Effect of bronchodilator on intensity and frequency contents of breath sounds in patients with pulmonary emphysema. Flow : 700 ml/sec

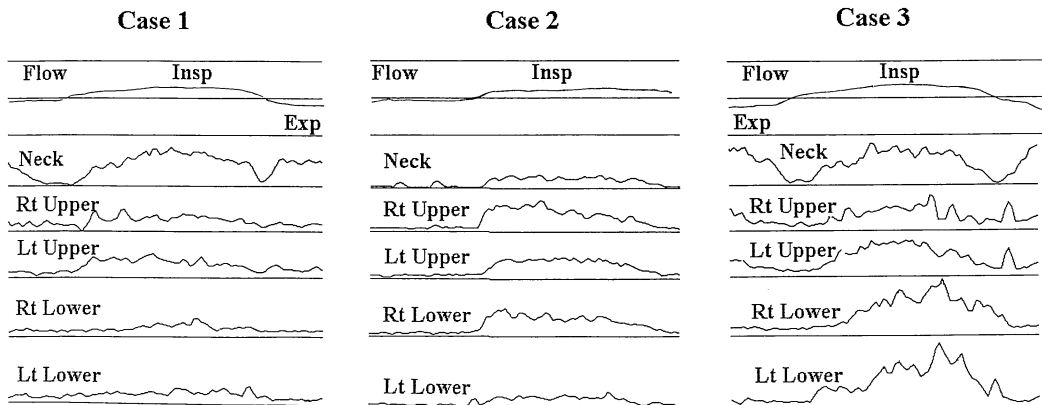


Fig. 7. In the case with increased high frequency spectra, the inspiratory time courses of the breath sound short time energy within high frequency bandwidth(700-800 Hz)at chest wall were different from the time courses at neck. Exp : expiratory Insp : inspiratory

善群の F 75 も負荷後に低下する傾向を認めた($p < 0.1$)。

4. 部位間の高周波数帯域短時間エネルギー経時変化の関係(Fig. 7)

高周波数成分が増強している肺気腫例では、頸部で採取される気管呼吸音の高周波数成分の経時変化と、肺での呼吸音の高周波数成分の経時変化を比較した。

症例 1 ではエネルギーの分布は、上肺領域では吸気前半にやや大きく、下肺領域では吸気後半に大きかった。

これに対し頸部では流速の変化にはほぼ対応して、吸気中央部に呼吸音のエネルギーのピークが見られた。

症例 2 は右肺が左肺より強い呼吸音を示し、右肺では呼吸音エネルギーの分布が吸気前半に偏り、明らかに頸部での経時変化とは異なっていた。

症例 3 は下肺領域で吸気後半部に呼吸音エネルギーの増強を認めた。この例でも頸部呼吸音とは違った時間経過を示した。

考 察

呼吸音の聴診は医師の診療の基本的技術であるが、呼吸音を客観的に正しく計測するには、呼吸流速の影響、筋骨格雑音、心血管音などの内部雑音の混在、環境雑音の影響など多くの因子が介在することから、厳密な設定が要求される。

今回著者は肺気腫患者の呼吸音の計測にあたってこれらの介在因子を出来る限り除外し、厳密な検討を行った。すなわち、測定は遮音検査室で行い、呼吸流速は一定に設定し、心音は心電図の同時収録により除去し、筋音や呼吸の副雑音やその他の雑音はサウンドスペクトログラム表示の目視により除外した。さらに、口元からもれる呼吸音を除外するため呼吸は長いチューブをくわえて行わせた。このような厳密な設定での計測の結果、肺気腫患者の一定流速での呼吸音は、測定部位、設定流速によっても異なるが、正常群に比して減弱しておらずむしろ増強している傾向があること、特に高い周波数帯域の音が明確に増強していることなどを明らかにした。

肺気腫患者で一定流速での呼吸音の強さを検討した報告は唯一、Schreur らの報告で、肺気腫患者で呼吸音は減弱していないと報告している。しかし著者の検討では、肺気腫患者でむしろ呼吸音が増強している点が彼らの結果と若干異なっている。著者の今回の検討方法が彼らの方法と異なっている点は、彼らは 200 Hz のパワースペクトルの 1 点で比較しているが、著者は 100-2000 Hz の広い帯域のパワースペクトル合計値を扱っていることである。彼らは健常者と肺気腫患者とで呼吸音のスペクトル分布が同一という仮定のもとで検討しているが、今回

の著者の検討の結果は、肺気腫患者では高い周波数スペクトルが増加している。この点から Schreur らの検討方法は不適切であると考えられる。

次に著者は 400-800 Hz の帯域のパワーを検討し肺気腫患者の上肺領域でこの帯域が顕著に増強する傾向があることを認めている。この現象はこれまでの報告にはなく、今回の検討で明らかにした新知見である。この帯域を別個に検討した理由は、中野ら⁹⁾の検討でこの帯域のパワーは弱い筋骨格雑音などの影響が少なく比較的純粋に呼吸音を表していると考えられること、また、低い帯域よりこの帯域の方が強く聞こえ聴感上の影響が大きいことなどからである。この結果から、肺気腫患者の上肺領域での呼吸音は一定流速ではかなり強く聞こえることが特徴である可能性がある。しかしこの現象が何に由来するものかは明らかでない。上肺領域にみられることから気管呼吸音の伝達である可能性も考えられるが、短時間エネルギー経時変化の検討から、この帯域のエネルギーの経時変化が気管呼吸音とは異なっており、その可能性は否定される。

さらに著者は肺気腫患者の呼吸音の周波数スペクトル分布を検討した結果、上肺領域では流速に関わらず高い周波数成分が増えていたが、中下肺領域では高流速でのみ高い周波数成分が増加している。部位と流速により動向が異なるのは、流速・肺気量の違いで換気分布が異なること、すなわち肺気腫でみられる強い換気不均等を反映している可能性がある。また高周波数成分増加の要因は、気道狭小化による局所流速の増加、肺組織減少による音響伝播特性の変化などが考えられるが、今回の検討では明らかにしえない。さらに複雑なことに中下肺野では低周波数成分も増加するという現象が認められる。低い周波数成分は呼吸音以外に筋音を多く含み、筋音は横隔筋の活動を反映している⁹⁾ことが知られている。肺気腫が肺過膨張の結果呼吸筋に大きな負荷を与えていることを考慮すると、肺気腫での低周波数成分の増加も説明可能で、大変興味深い知見である。なおこれらの周波数スペクトルの変化は従来の報告になく、本検討で得られた新知見である。

気管支拡張薬吸入前後の変化は全体としては一致した傾向は無いが、一部の症例では大きな変化が認められる。このことは、本検討で認められた呼吸音の特徴に気道攣縮の関与は少ないが、一部では、気道攣縮も関与する症例の存在が考えられることを意味している。

今回の検討は肺気腫患者の主観的な聴診所見を検討したのではなく、従来言われてきた肺気腫患者での聴診上の呼吸音減弱を否定するものではない。しかし肺気腫

患者での一定流速での呼吸音が減弱していないことは疑う余地が無く、高周波数成分が増加していることを考慮すると、一定流速では聴感上も呼吸音は減弱していないと考えられる。したがって臨床上の肺気腫患者の呼吸音減弱は流速の低下を反映している可能性が高い。このことは、肺気腫での呼吸音減弱は肺組織の破壊を反映するものではなく、過膨張や気道抵抗増大による吸気流速の低下を反映していると理解すべきである。このことは、聴診所見を解釈する上で非常に重大な意味を有しており、そのことが本研究の臨床的意義である。

結 語

肺気腫患者肺胞呼吸音を検討した。

肺気腫患者呼吸音は同一流速で健常者と比較すると

- 1) 総パワー値は増強する傾向が認められた。
- 2) 周波数スペクトルでは高周波数成分の増加が認められ、それは特に上肺領域で顕著であった。

したがって従来肺気腫の理学所見として指摘されていた肺胞呼吸音減弱は、呼吸流速の低下を反映していることが明らかになった。

謝辞

稿を終えるに当たり、御指導、御校閲を戴いた奈良県立医科大学内科学第二講座成田亘啓教授、御校閲、御助言を賜った奈良県立医科大学内科第一講座土肥和紘教授、病態検査学講座中野 博教授に感謝申し上げます。さらに本研究遂行にあたり、御指導、御援助戴いた天理市立病院前川純子副院長、直接御指導戴いた中野 博前内科医長(現国立療養所南福岡病院)に心から感謝申し上げますとともに、ご協力戴いた天理市立病院内科諸兄姉に感謝いたします。

文 献

- 1) 川上義和：内科学。朝倉書店、東京、p 727, 1991.
- 2) Roland, H. and Ingram, Jr. : (Harrison's) Principles of internal medicine, thirteen ed. Macgraw-hill, inc., New York, p 1197-1206, 1994.
- 3) Jean, R. and Narin, J. R. : Breath sound in emphysema. Brit. J. Dis. Chest. **63** : 29-37, 1969.
- 4) Pardee, N. E., Martin, H. J. and Morgan, E. H. : A test of the practical value of estimating breath sound intensity. Breath sounds related to measured ventilatory function. Chest. **70** : 341-344, 1976.
- 5) Bohadana, A. B., Peslin, R. and Uffholtz, H. : Breath sounds in the clinical assessment of airflow obstruction. Thorax. **33** : 345-351, 1978.
- 6) Schreur, H. J. W., Sterk, P. J., Vandershoot, J., Van Klink, H. C. J., Van Vollenhoven, E. and Dijkman, J. H. : Lung sound intensity in patients with emphysema and in normal subjects at standardised air flows. Thorax. **47** : 674-679, 1992.
- 7) 中野 博, 佐野公彦, 前川純子, 成田亘啓：肺胞呼吸音の帯域別短時間エネルギーの経時変化と呼吸位相との関係。Therapeutic Research **15** : 387-395, 1994.
- 8) 中野 博, 佐野公彦, 前川純子, 成田亘啓：肺胞呼吸音の強さと流速との関係：周波数帯域別検討。日胸疾会誌。 **32** : 1142-1148, 1994.
- 9) Michel Petitjean and Francois Bellemare : Phonomyogram of the diaphragm during unilateral and bilateral phrenic nerve stimulation and changes with fatigue. Muscle & Nerve. **17** : 1201-1209, 1994.