

呼吸音信号の解析による 呼吸の深さと無気肺病状の検出に関する検討

小森田健*, 藺田光太郎*, 滝川雄*, 喜安千弥*, 宮原末治*

The correlations of the breath sound with the depth of respiratory and the medical condition of atelectasis

by

Ken KOMORIDA*, Kotaro SONODA*, Yu TAKIGAWA*,

Senya KIYASU* and Sueharu MIYAHARA*

In this paper, we report one of the methods to distinguish patient's atelectasis condition from the normal condition based on the spectral analysis of the auscultation by the electric stethoscope. Atelectasis is a respiratory collapse defined as the lack of gas exchange within alveoli, and due to airway obstruction, or compression of the lung. This atelectasis condition is conventionally founded as the asymmetric sounds of the left lung area and right one by auscultation using air-conducted stethoscope. We aimed to this auscultation diagnose objectively.

We assume that the cumulative sound powers of auscultation sound relate the air-flow volume of the respiratory, and show the power spectrums of auscultation sounds in several cases of respiratory types. The results show that the left-right symmetry of the sound's powers decreases in the atelectasis cases.

Key words : lung sounds, atelectasis, depth of respiratory, electric stethoscope

1. はじめに

呼吸器疾患の病態変化は、X線造影などによらずとも、スクリーニングなど簡易的な診断であれば、聴診およびSpO₂計などにより、時間を追った履歴から捉えることができる。SpO₂は血中酸素量を測定するものであり客観的に評価可能であるが実際の病態変化から若干の遅れを持つこと・病理となる場所の特定が不可能である、という問題がある。病態変化を即座に捉え、場所を特定する点では聴診が良いが、聴診音を再受聴することができないことから診断を行う者の主観に依るところが大きく客観的な正しさを表現することが困難である。

近年、録音機能のついた電子聴診器が現実化し、聴診音を再受聴することが可能となりつつある。そこで我々は、電子聴診器で録音した呼吸音・肺音を解析し、

パターン認識などの技術を用いて病状を推定することを目標として研究している。

本論文では、気道の閉塞によって肺機能が低下する無気肺の症状を無気肺状態と回復状態との呼吸音を解析することにより捉える。

2章では聴診器で捉えられる肺音について概察し、従前の空気伝導型聴診器における無気肺の捉え方を述べる。3章では呼吸換気の客観評価に関する関連研究の結果を概説し、4章では本論文における肺音の収録方法・解析手法を述べる。5章では健常肺（深呼吸時および安静時）と無気肺における呼吸音の絶対的なスペクトル増減を解析し、6章では左右差に基づいた無気肺検出を検討する。7章はまとめである。

2. 聴診器で捉えられる肺音

2.1. 聞こえの特徴による肺音の分類

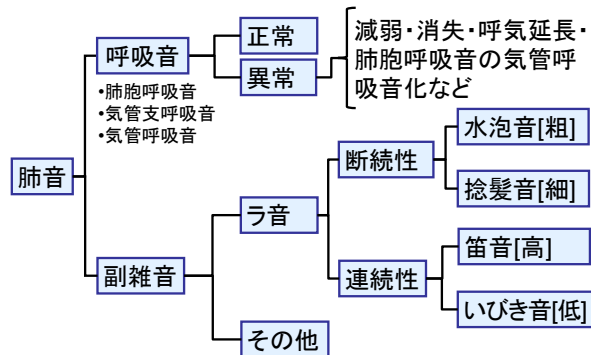


図 1 肺音の分類

聴診器で捉える音信号のうち、肺に関するものは図 1 に示した音で構成されており、それぞれのもつ聞こえの特徴によって分類されている。

実際に聴診器で捉える音には、図 1 に示した「肺音」（「呼吸音」と「副雑音」）の他に心臓の拍動由来の「心音」や声、体接触面での擦れによるノイズ等が加わる。医療従事者はこれらの混合した音に含まれる特徴をいち早く見つけ出すことができる。我々はこれまでに図 1 の副雑音を肺音から認識する研究を行って来た¹⁾²⁾。一方、呼吸音の異常すなわち呼吸音の減弱・消失・気管支呼吸音化などを捉えるためには、呼吸音の経時的な変化を何らかの特徴として捉える必要がある。

呼吸音は大きく気管呼吸音と肺胞呼吸音に分類できる（気管支呼吸音は気管呼吸音に類似する）。それぞれ気管、肺胞が発生源となっているため、気管呼吸音では呼気相、肺胞呼吸音では吸気相でよく聴取される。

2.2. 無気肺症状の検出

無気肺とは、肺領域が不完全な膨張を示す病態であり、具体的には不明瞭な分泌物の貯留により気道が閉塞され、それにより気道の先にある気管支が虚脱を起こし働かなくなる病態である。従来の空気伝導型聴診器による聴診においては、気管支音が聞こえるべき領域を聴診した場合に、無気肺となった領域で気管支音が聞こえにくくなる所謂減弱・消失や左右の同部位の聴診音の非対称を特徴として捉えられている³⁾⁴⁾。

聴診胸部CTや胸部X線検査により患部の特定が可能であるが、無気肺に陥る患者の多くは、術後や寝たきりの患者であり、時間経過とともに徐々に無気肺状態になるため、簡易で即座におおまかに検査可能な聴診が重要である。

本論文では、電子聴診器で録音された聴診音から、左右同部位の聴診音の非対称性や、絶対的な音量の減弱・消失をもとに無気肺を検出することを目指す。

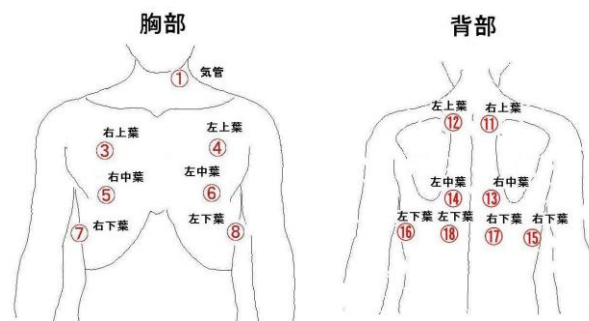


図 2 聴診音の収録部位

3. 呼吸換気の客観評価

呼吸音の指標として Pardee ら⁵⁾は Breath Sound Score を提案している。座位で 6 部位（胸部上前部・腋窩中線・背部肺底部の各左右）について深呼吸時の聴診音を聴取し、各々の部位で 0: 吸気音無し～4: 大きいまで 5 段階評点する。医師によって評価された 6 部位の合計点数と 1 秒間の強制呼気量とが有意に相関があると報告しており、医師の違いによる評点の差は有意に認められない ($p > .05$) としている。主観的な呼吸音の聞こえの大きさを客観的な換気量と結びつけた研究として非常に興味深い。

一方、Kraman⁶⁾は、電氣的に収録した肺胞呼吸音のパワースペクトルにおける肺容量・換気の影響を調べている。健康な非喫煙者の肺胞呼吸音を残気量レベルから全肺気量までの各ステージで、胸部右上葉と胸部右下葉で収録し、各々の被験者に対しパワースペクトルの 4 分位レベルの各分位を代表する周波数成分を集計した。その結果、肺容量の増加に伴って胸部右上葉の肺胞呼吸音が有意に減少を認め、換気に対しては胸部右上葉の肺胞呼吸音のみが若干関連を持つようだと報告している。しかしながら同研究では、収録の際に雑音排除に用いた 100 Hz 高域通過フィルタが肺胞呼吸音の成分の多くも同時に失われた可能性があると論じている。

上記の研究は、空気伝導型の聴診器による主観的評価値、電子聴診器によるパワースペクトルという聴診器の違い、および患者と健康な被験者という対象の違いがあるものの、一見相反する結果を論じている。そこで、本論文では無気肺状態の肺音と同時に、健康な正常肺における深呼吸・通常呼吸の肺音を解析することとする。

4. 聴診音の解析

4.1. 収録

電子聴診器により図 2 に示す部位③④（胸部上葉）、

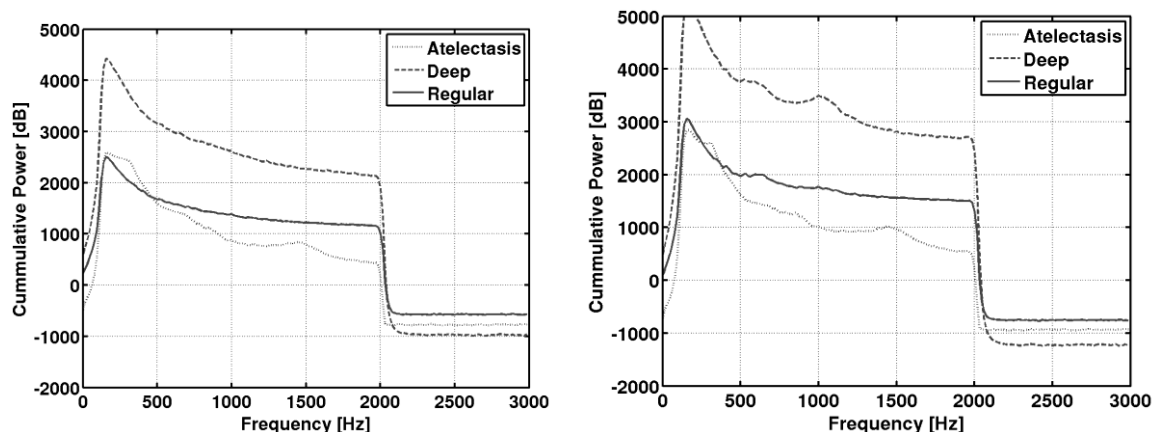


図3 胸部左上葉肺の累積スペクトル
(左：吸気，右：呼気，正常肺は被験者4人の平均)

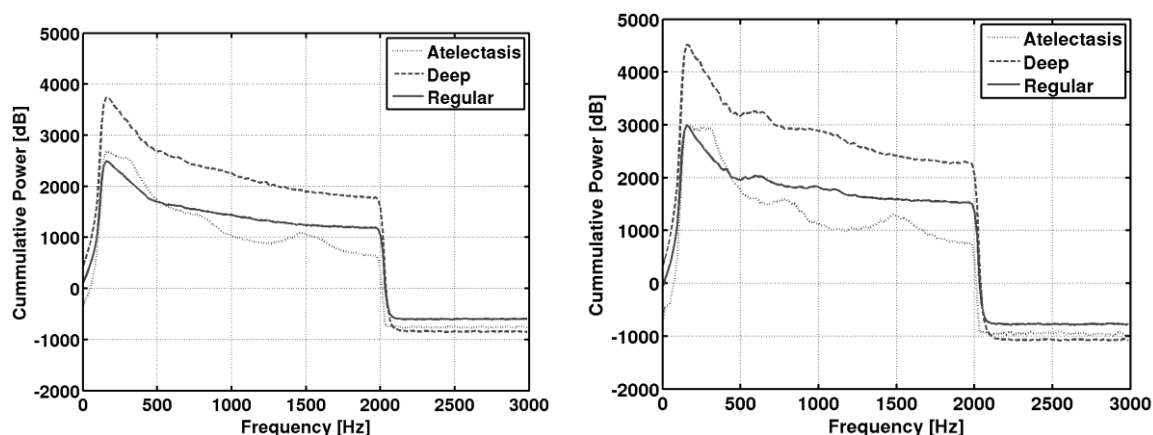


図4 胸部右上葉肺の累積スペクトル
(左：吸気，右：呼気，正常肺は被験者4人の平均)

⑬⑭ (背部中葉) の聴診音を録音した。聴診音は標準化周波数 16 kHz である。

無気肺については，聴診器は Littmann Master Classic II のパイノーラルチューブをチェストピースから 3 cm で切断し，SONY エレクトレットコンデンサマイクロホン ECM-C10 を取り付けしたものを用いて録音を行った。被験者は無気肺状態に陥りやすい老年期の成人男女 4 名である。

一方，正常肺については，聴診センサ及びフローセンサの同時測定が可能な装置（ケンツメディコ社製肺音解析装置 LSA-2000）にて呼吸フロー波形と同時に測定した。被験者は呼吸器系に異常のない成人男性 5 名である。自由なタイミングで深呼吸および通常呼吸をさせた。

収録した肺音は，心音や環境雑音の抑圧のため 140 ~ 2k Hz の帯域通過フィルタを施した。

4.2. 呼気相・吸気相・休止相の区分け

まず呼気と吸気，それぞれの聴診音の平均スペクトルを求めるために呼気相・吸気相の区間を推定する。聴診音と同時に計測したスパイロメータから吸気 (+)・呼気 (-) の流速の変化を得ることができるため，一定以上の同符号が継続する区間を呼気または吸気と見なし，頻繁に符号が切り替わる区間を休止相と見なすこととした。予備的な検討から，0.75 s より同符号が継続する区間を呼気相・吸気相とした。

4.3. 累積スペクトル

呼気と吸気で起こる換気量は，スパイロメータではサンプル時の流速を各々の相で累積したものに等しい。流速は聴診音のスペクトル密度に比例するため，以降，各相における聴診音のスペクトル密度の時間累積を換気量とむすびつけて検討する。

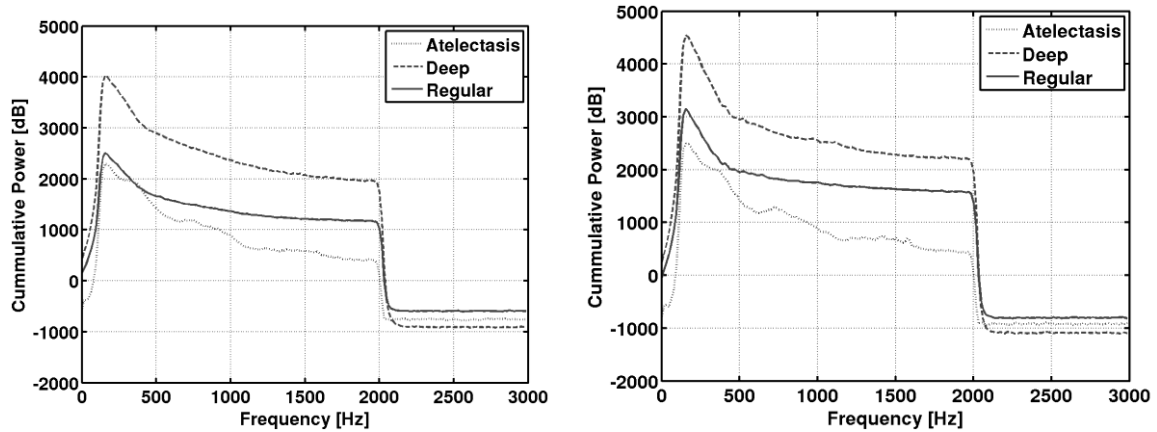


図 5 背部左中葉肺の累積スペクトル
(左：吸気，右：呼気，正常肺は被験者 4 人の平均)

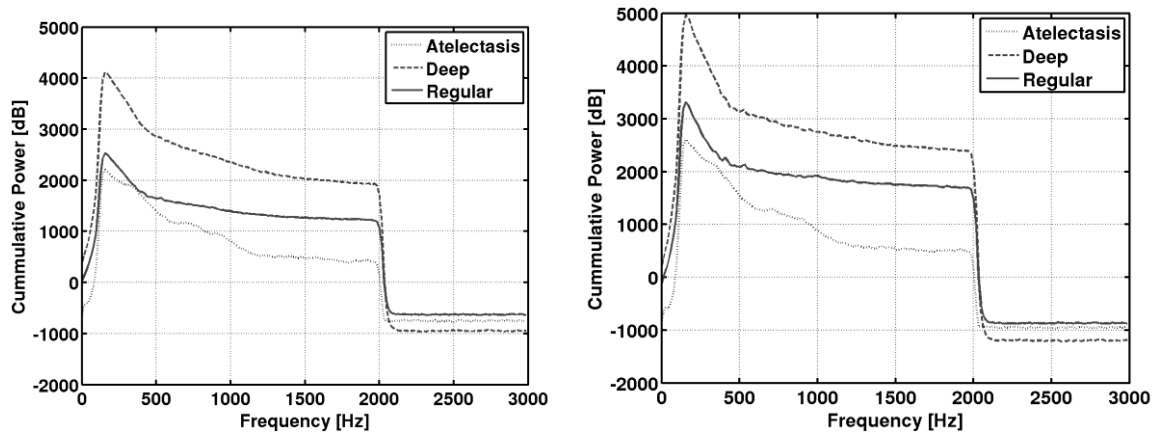


図 6 背部右中葉肺の累積スペクトル
(左：吸気，右：呼気，正常肺は被験者 4 人の平均)

5. 無気肺と正常肺の累積スペクトル

5.1. 実験

図 3 から図 6 に各測定部位における累積パワースペクトルを示す。これらの図のいずれにおいても吸気相に比べ呼気相で 500~800dB ほど大きい。この部位で聴取される肺胞呼吸音は呼気相より吸気相でよく聴取されるが、呼気相は吸気相のほぼ 1.5 から 2 倍の持続時間をもつ。実際に実験で解析した 5 名の健常者において、吸気は平均 1 秒程度の継続時間であったのに対し、呼気は 1.5 秒程度であった。このことから、パワースペクトルの時間累積値を見ることで瞬時流速というよりも換気量を測ることができたと考えられる。この吸気相・呼気相の累積スペクトルの差は背部では胸部より小さかった。

また、無気肺の場合に胸部で 1500Hz 付近の成分が認

められた。対象患者や収録環境に起因するものかもしれない。

そして、いずれの部位においても深呼吸時から通常時にかけて測定帯域で一様にスペクトルが低下し、無気肺時には 500Hz 以下の帯域では通常時と同程度であるが、それ以上の高帯域では降下量が大きいがわかる。

5.2. 考察

吸気・呼気の各相にかけてのパワースペクトルの時間累積値を評価することでほぼ換気量と対応が深められると考えられ、無気肺状態において最も累積パワースペクトルが小さくなることが確かめられた。ただし、無気肺患者・健常者それぞれの収録環境は異なることから呼吸時の休止区間のスペクトルで正規化するなど、何らかのスペクトル基準が必要である。

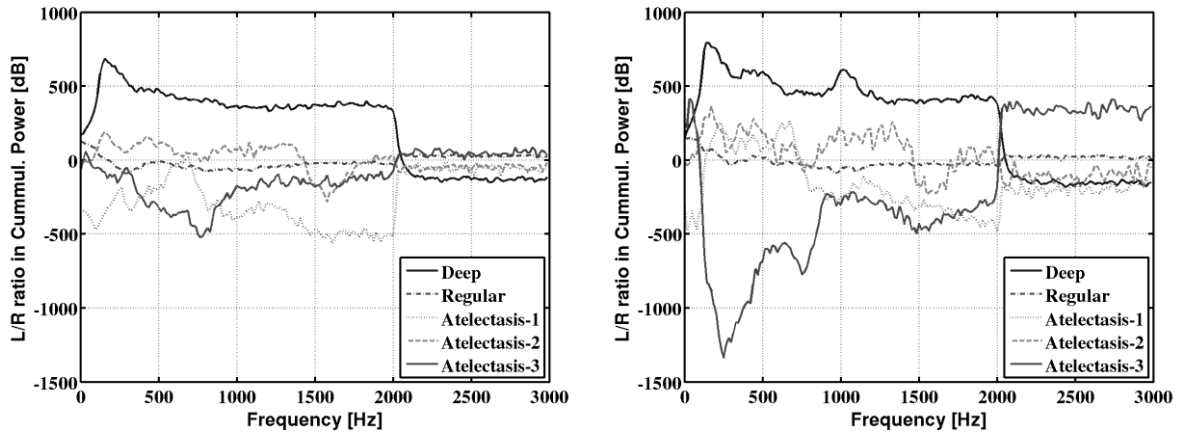


図 7 胸部上葉肺の累積スペクトル左右比
(左：吸気，右：呼気，正常肺は被験者 4 人の平均)

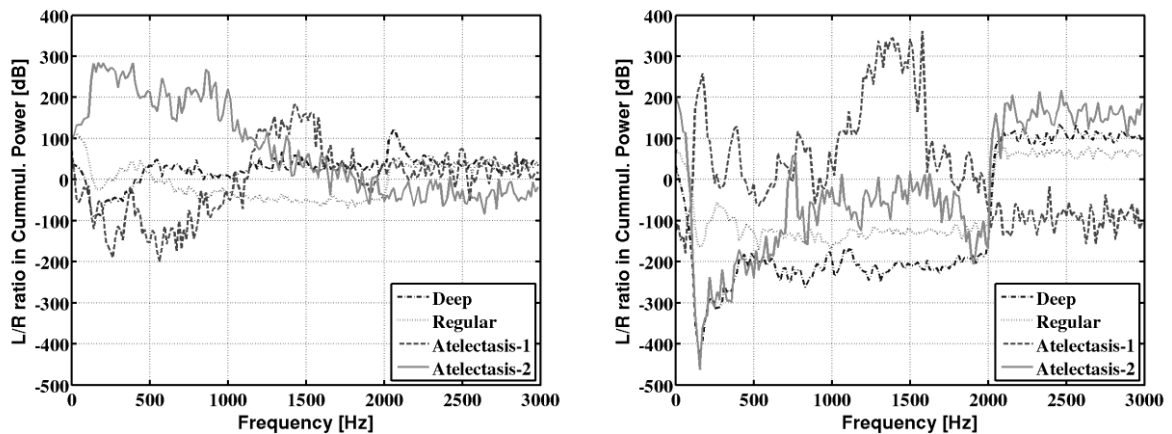


図 8 背部中葉肺の累積スペクトル左右比
(左：吸気，右：呼気，正常肺は被験者 4 人の平均)

6. 無気肺と正常肺の同部位左右差

無気肺が起きる過程では、まず片肺の換気不全が認められ、それに伴い反対肺にて換気機能が補われる。したがって、従前の空気伝導型の聴診器では、同部位の音量の左右差を検出することにより、無気肺状態を検知できることが知られている。そこで本章では第 5 章で求めた累積パワースペクトルについて同部位の左右差を調査した。

6.1. 実験

図 7、図 8 に同部位の左肺と右肺との累積スペクトルの差を示す。深呼吸時・通常時の左右差に比べ、無気肺では左右差が大きいことがわかる。特に吸気相で健常肺と無気肺の違いが顕著であった。しかし、深呼

吸の場合にも大きい左右差があらわれている。今回は左右肺を同時に収録するものではなかったため、換気量がほぼ定常と考えられる通常呼吸とは異なり、深呼吸時には、収録時の換気量が不安定であったのが原因と考えられる。

6.2. 考察

5 章で述べたように正規化無しに単独のスペクトルでの比較をするのは信頼が少ないが、本章では同環境でのスペクトルの差となるため、環境依存性は排除される。

7. まとめ

本論文では、電子聴診器で聴診した呼吸音において、呼気相・吸気相におけるパワースペクトルの累積が肺

換気量に比例するものと考え、無気肺における左右同部位の呼吸音の左右差を示した。

無気肺の呼吸音は環境雑音に埋もれやすく、呼吸相の区別が困難であった。よって今回の実験において使用した無気肺呼吸音は、聴取して分けできたもののみを使用している。雑音耐性のあるセンサの開発が強く希求される。

謝辞:本研究は、文部科学省 地域イノベーションクラスタプログラム 都市エリア型 【発展】 長崎エリア 「非侵襲センシング技術を活用した人にやさしい予防・在宅医療システム」の助成のもとで行われたものである。患者の聴診音収集では、特別養護老人ホーム恵珠苑の皆様に協力頂いた。ここに篤く感謝する。

参考文献

- 1) 藺田，田中，滝川，喜安，千住，宮原：呼吸周波数比による呼吸器疾患の病態変化検出，第9回情報科学技術フォーラム(FIT2010)，3E-4，2010
- 2) 喜安，柳原，正田，宮原，岡：呼吸の周期性を考慮した異常肺音の自動検出，映像情報メディア学会誌，Vol. 60, No. 12, pp.1769-1773, 2007
- 3) 米丸，菊池，阿部，川城，櫻井：ナースのためのCDによる呼吸音聴診トレーニング，南江堂，2009
- 4) D.M. Czlonka, T.A.Blackwell, V.Butler: Normal and Abnormal Breath Sound, Springhouse Corporation, 1990 (日本語版：伊賀，小林：正常音と異常音 呼吸音のアセスメント，へるす出版，2001)
- 5) N. E. Pardee, C. J. Martin and E. H. Morgan: A test of the practical value of estimating breath sound intensity. Breath sounds related to measured ventilator function, *Chest* 1976, vol. 70, pp. 341--344, 1976.
- 6) S. S. Kraman, : Effects of Lung Volume and Air-flow on the frequency spectrum of Vesicular Lung Sounds, *Respiration Physiology*, vol. 66, pp. 1-9, 1986.