

平成 27 年度
修士学位論文

ウェーブレット係数の分布による 異常呼吸音の特徴検出

Feature Detection of the Abnormal Respiratory
Pattern Using the Discrete Wavelet Coefficient
Analysis

1185092 横田 優佳

指導教員 福本 昌弘

2016 年 3 月 1 日

高知工科大学大学院 工学研究科 基盤工学専攻
情報システム工学コース

要 旨

ウェーブレット係数の分布による 異常呼吸音の特徴検出

横田 優佳

医療機器のデジタル化に伴い、聴診音の録音、伝送が可能な電子聴診器が訪問看護の現場で利用されている。録音した聴診音の伝送ができるため、病院にいる医師に聴診音の診断をしてもらうことができる。しかし、各訪問看護の現場で録音した聴診音の全てを病院の医師が診断すると大きく時間がかかる。そのため、患者に診断結果を返すまでにさらに時間がかかる。聴診音の中でも特に呼吸音に異常がある場合は生命に関わる病気の可能性が高い。そのため、異常呼吸音の有無の診断は重要であり、患者に診断結果を返すまでに時間がかかることは即時性が求められる聴診において問題となる。この問題に対して、訪問看護の現場で異常呼吸音の可能性を異常呼吸音自動検出システムを用いて検出することで、診断までの時間を短縮できる。そこで本研究では、異常呼吸音自動検出システムに用いるための特徴検出をウェーブレット変換を用いて行う。肺胞呼吸音と各異常呼吸音に対してウェーブレット変換を適用し、得られたウェーブレット係数を比較することで異常呼吸音を検出している。聴診トレーニング用サンプルに対して特徴検出を行った結果、異常呼吸音の特徴を検出できることを確認している。また、実際に訪問看護師が録音した聴診音に対して特徴検出を行った結果、聴診トレーニング用サンプルと同様に異常呼吸音の特徴を検出できることを確認している。これらの結果から、ウェーブレット変換を用いた異常呼吸音の特徴検出によって、正常呼吸音と異常呼吸音の判別が可能といえる。

キーワード ウェーブレット変換, 電子聴診器, 異常呼吸音

Abstract

Feature Detection of the Abnormal Respiratory Pattern Using the Discrete Wavelet Coefficient Analysis

Yuka YOKOTA

An electronic stethoscope with the recording function of the auscultatory sounds have been used in the field of the home visiting nursing with digitalization of medical equipment. In addition, an electronic stethoscope has transmission function of the recorded the auscultatory sounds. Therefore, it is possible to request the diagnosis of the auscultatory sounds which are transmitted to the doctor in the hospital. However, it takes a long time to diagnose all auscultatory sounds transmitted. For the reason, it takes more time to return diagnosis result to the patient. This problem can be solved by the use of the system that detects abnormal respiratory sounds in the field of the home visiting nursing. As a result, the patient will be able to know the diagnosis result at an early stage. In this paper, a method of detecting the feature of the abnormal respiratory sounds using wavelet transform is proposed. The proposed method has detecting feature of the abnormal respiratory sounds using the distribution of the wavelet coefficients of the normal respiratory sounds and the abnormal respiratory sounds. As a result of the feature detection to the sample data for the auscultation training, it has been confirmed to be able to detect characteristics of the abnormal respiratory sounds. Furthermore, the auscultatory sounds that are recorded by home visiting nurses have been confirmed a result similar to that of sample data for the auscultation training. From these results, it is considered possible to discriminate of the normal respiratory sounds or abnormal

respiratory sounds.

key words Wavelet transform, Electronic stethoscope, Abnormal respiratory sounds

目次

第 1 章	序論	1
1.1	本研究の背景と目的	1
1.2	本論文の構成	2
第 2 章	聴診音の解析	3
2.1	訪問看護の現場での聴診	3
2.1.1	電子聴診器による聴診音の録音	4
2.1.2	電子聴診器で録音した聴診音の解析における問題	5
2.2	呼吸音の種類	5
2.2.1	正常呼吸音の特徴	5
2.2.2	異常呼吸音の特徴	7
2.3	呼吸音の特徴解析	9
2.3.1	短時間フーリエ変換による異常呼吸音の検出	10
2.3.2	ウェーブレット変換による異常呼吸音の検出	11
第 3 章	ウェーブレット変換を用いた異常呼吸音の特徴検出	16
3.1	ウェーブレット変換	16
3.1.1	連続ウェーブレット変換	16
3.1.2	離散ウェーブレット変換	17
3.2	ウェーブレット係数を用いた特徴検出	20
第 4 章	訪問看護データを用いた異常呼吸音の特徴検出	24
4.1	録音した聴診音の診断	24
4.2	マイクで録音した聴診音の特徴検出	25
4.3	電子聴診器で録音した聴診音の特徴検出	27

目次

4.4	考察	28
第 5 章	結論	31
5.1	本研究のまとめ	31
5.2	今後の課題	32
	謝辞	33
	参考文献	35

目次

2.1	異常呼吸音自動検出システムの構成	4
2.2	肺胞呼吸音の周波数スペクトラム	6
2.3	気管支肺胞呼吸音の周波数スペクトラム	7
2.4	気管呼吸音の周波数スペクトラム	8
2.5	低調性連続性ラ音の周波数スペクトラム	9
2.6	高調性連続性ラ音の周波数スペクトラム	10
2.7	細かい断続性ラ音の周波数スペクトラム	11
2.8	粗い断続性ラ音の周波数スペクトラム	12
2.9	肺胞呼吸音と低調性連続性ラ音の周波数スペクトラム	13
2.10	肺胞呼吸音と高調性連続性ラ音の周波数スペクトラム	13
2.11	肺胞呼吸音と細かい断続性ラ音の周波数スペクトラム	14
2.12	肺胞呼吸音と粗い断続性ラ音の周波数スペクトラム	14
2.13	短時間フーリエ変換の概念図	15
2.14	ウェーブレット変換の概念図	15
3.1	肺胞呼吸音と低調性連続性ラ音のウェーブレット係数分布 (CD)	20
3.2	肺胞呼吸音と高調性連続性ラ音のウェーブレット係数分布 (CD)	21
3.3	肺胞呼吸音と細かい断続性ラ音のウェーブレット係数分布 (CD)	22
3.4	肺胞呼吸音と粗い断続性ラ音のウェーブレット係数分布 (CD)	22
3.5	気管支肺胞呼吸音と低調性連続性ラ音のウェーブレット係数分布 (CD)	23
3.6	気管呼吸音と低調性連続性ラ音のウェーブレット係数分布 (CD)	23
4.1	肺胞呼吸音と高調性連続性ラ音のウェーブレット係数の分布 (マイク録音)	25
4.2	肺胞呼吸音と細かい断続性ラ音のウェーブレット係数の分布 (マイク録音)	26

図目次

4.3	肺胞呼吸音と音声が録音された聴診音のウェーブレット係数の分布 (マイク録音)	27
4.4	肺胞呼吸音と定常雑音が録音された聴診音のウェーブレット係数の分布 (マイク録音)	28
4.5	肺胞呼吸音と低調性連続性ラ音のウェーブレット係数の分布 (電子聴診器) .	29
4.6	肺胞呼吸音と細かい断続性ラ音のウェーブレット係数の分布 (電子聴診器) .	30

表目次

3.1 Daubechies の数列	19
4.1 聴診音データのサンプリング周波数	24

第 1 章

序論

1.1 本研究の背景と目的

近年の医療機器のデジタル化に伴い、聴診音の録音や伝送が可能な電子聴診器が利用されている。訪問看護師は聴診の診断を行う資格を持たないことや訪問看護の場合、聴診音を医師に診断してもらうことが難しいなどの問題がある。聴診音の中でも特に、呼吸音に異常がある場合は生命に関わる病気の可能性が高いため、異常呼吸音の有無の判断は大変重要である [1]。これに対して、電子聴診器を用いて録音した聴診音を病院に伝送し、伝送した聴診音を病院の医師が診断するという取り組みがある。この取り組みによって病気の早期発見が可能となる。しかし、録音された聴診音に呼吸音が録音されていない可能性がある。録音された聴診音のみを用いて診断するのは時間がかかると予測される。また、複数の訪問看護の現場で録音された聴診音の全てを医師が診断するのは時間がかかる。診断結果を患者に返すまでにはさらに時間がかかるといえる。これは、即時性が求められる聴診において大きな問題となる。この問題を解決するため、リアルタイムで異常呼吸音の可能性の有無を検出するシステムが求められている。異常呼吸音自動検出システムを用いることで、システムで異常呼吸音の可能性が検出された患者に病院での診断を勧めることができる。これにより、医師に聴診音を診断してもらうまでの時間を短縮することができる。そこで本研究では、異常呼吸音の可能性を自動で検出するシステムに用いるための特徴検出を行うことを目的とする。

1.2 本論文の構成

本論文の構成について述べる．第 2 章では，呼吸音の種類と特徴を説明し，解析手法について検討している．第 3 章では，特徴検出に用いるウェーブレット変換について述べた後，CD サンプルを用いた異常呼吸音の特徴検出を行っている．第 4 章では，訪問看護師が録音した患者の聴診音の特徴検出を行っている．第 5 章では，本論文の結論と今後の課題について述べている．

第 2 章

聴診音の解析

聴診音には心音や呼吸音などのさまざまな音が含まれるが、聴診する際に重視されるのが呼吸音である。そこで本章では、呼吸音の種類と特徴について述べ、異常呼吸音自動検出システムに用いるための特徴検出手法について検討する。

2.1 訪問看護の現場での聴診

訪問看護では患者の体調を把握するために、検温や問診などの他に聴診を行う。それらの情報から患者の体調の変化などを確認し、処置や病状の観察などを行う。特に病状の把握には、聴診で得られる情報を用いる。訪問看護師が行う聴診では、体内で生じる音や振動を聴き取り判断する。ここでの判断とは、あらかじめ用意されている症状に分類作業のことを指し、判断する内容は心音や呼吸音の特性や有無である [1]。訪問看護師が聴診を行う際、聴診音を録音することができないため、聴診を行った人のみの判断となる。このとき、聴診音に問題があることを訪問看護師が聞き逃す、若しくは、聴診のタイミングでは異常な音が聴取されなかった場合、患者の症状の判断を誤る可能性がある。聴診音の中で特に重視される呼吸音に異常がある場合、生命に関わる病気の可能性があるため、判断を誤ることは問題となる [1]。そこで、電子聴診器を用いて聴診音を録音する取り組みが行われている。聴診音を録音することで、聴診を行う訪問看護師のみの判断ではなく、他の看護師の判断内容と照らし合わせることができる。また、録音した聴診音を病院に伝送することで、医師による聴診音の診断が可能となる。訪問看護師は病気の診断ができないため、医師による聴診音の診断が可能となる取り組みは有用であるといえる。しかし、録音された全ての聴診音を医師が

2.1 訪問看護の現場での聴診

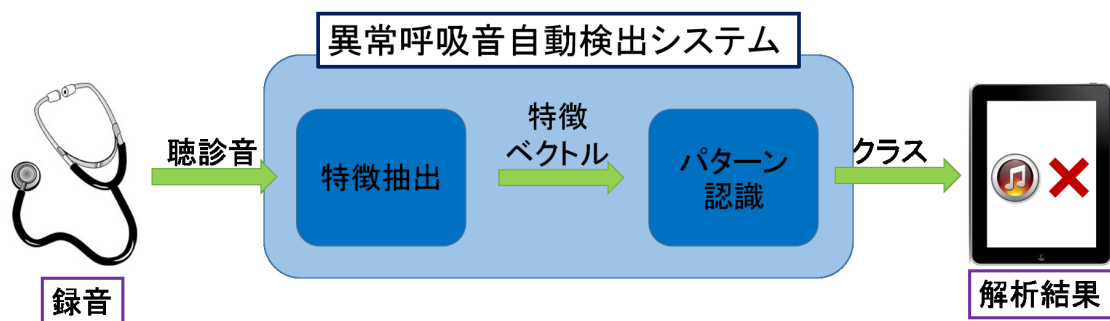


図 2.1 異常呼吸音自動検出システムの構成

診断するには時間がかかる。これに対して、録音した聴診音を異常呼吸音の可能性を自動で検出するシステムを用いることで、訪問看護師の症状の判断に利用することができる。想定する異常呼吸音自動検出システムの構成を図 2.1 に示す。異常呼吸音自動検出システムでは、録音した聴診音に対して特徴抽出を行う。特徴抽出して得られた特徴ベクトルを用いてパターン認識し、クラスタリングを行うことで異常呼吸音の可能性の判断を行う。異常呼吸音の特徴を検出し、得られた特徴を機械学習などを用いて識別する研究 [2, 3] において、異常呼吸音の特徴検出ができると機械学習による識別の精度が高いことが述べられている。そのため、判断が容易にできる異常呼吸音の特徴検出が必要となる。

2.1.1 電子聴診器による聴診音の録音

聴診音の録音は電子聴診器を用いて行われている。電子聴診器は従来の聴診器の機能に加えて、周囲の雑音を低減する機能や聴診音を増幅することで聞き取りやすくする機能、聴診音を録音する機能、録音した聴診音を PC に伝送する機能などがある [4]。電子聴診器で録音した聴診音には、心音や呼吸音、腸蠕動音などさまざまな音が含まれている。聴診箇所ごとに録音される音は異なるが、心音は比較的大きな音で録音されるため判断が容易である。腸蠕動音における判断は腸蠕動音の有無のみであるため、録音した聴診音であっても大きな影響なく診断が可能である。呼吸音は他の聴診音と比較すると小さい音として録音される。

2.2 呼吸音の種類

2.1.2 電子聴診器で録音した聴診音の解析における問題

聴診音の中でも呼吸音は小さい音であるため、録音の際は身体に電子聴診器をしっかりと当てる必要がある [4]。しかし、録音された聴診音を確認すると呼吸音が録音できていない場合がある。これは、患者や訪問看護師が聴診の際に動くことで、電子聴診器が身体から離れることや電子聴診器が衣服や身体と擦れた際に発生する摩擦音によって呼吸音が録音できていないと考えられる。また、聴診箇所によっては、心音などによって呼吸音が聴取しにくい可能性がある。これらは、録音する訪問看護師の技術に依存する問題である。これらの問題を解決するために、聴診音を録音する訪問看護の現場で利用可能な異常呼吸音自動検出システムが求められる。システムによって異常呼吸音の可能性が検出された場合は、病院での診断を患者に勧めることで医師に診断してもらうまでの時間を短縮できる。また、呼吸音の録音に失敗した場合もその場で解析を行っているため、聴診音を再度録音して異常呼吸音の検出ができる。そのため、リアルタイムで解析可能な異常呼吸音の特徴検出が必要となる。

2.2 呼吸音の種類

解析対象となる呼吸音は正常呼吸音と異常呼吸音に分類され、各呼吸音には複数の種類がある。以下では呼吸音の特徴を周波数スペクトラムを用いて説明する。なお、説明する呼吸音の特徴は一般的な特徴であり、呼吸音には個人差がある。周波数スペクトラムは聴診トレーニング用の CD サンプル [5] を用いて取得した。

2.2.1 正常呼吸音の特徴

正常呼吸音には肺胞呼吸音、気管支呼吸音、気管支肺胞呼吸音、気管呼吸音がある。

肺胞呼吸音の周波数スペクトラムを図 2.2 に示す。肺胞呼吸音は 100Hz から 200Hz の間に周波数的な特徴があるとされており、高い周波数成分を含まない。聴診器で聴取した際は小さい音であり [6]、吸気より呼気の方がさらに小さい音で聴取される。また、肺胞呼吸音は肺胞換気の指標と考えてよいとされているため、この呼吸音が呼吸音の基本となる [6]。

2.2 呼吸音の種類

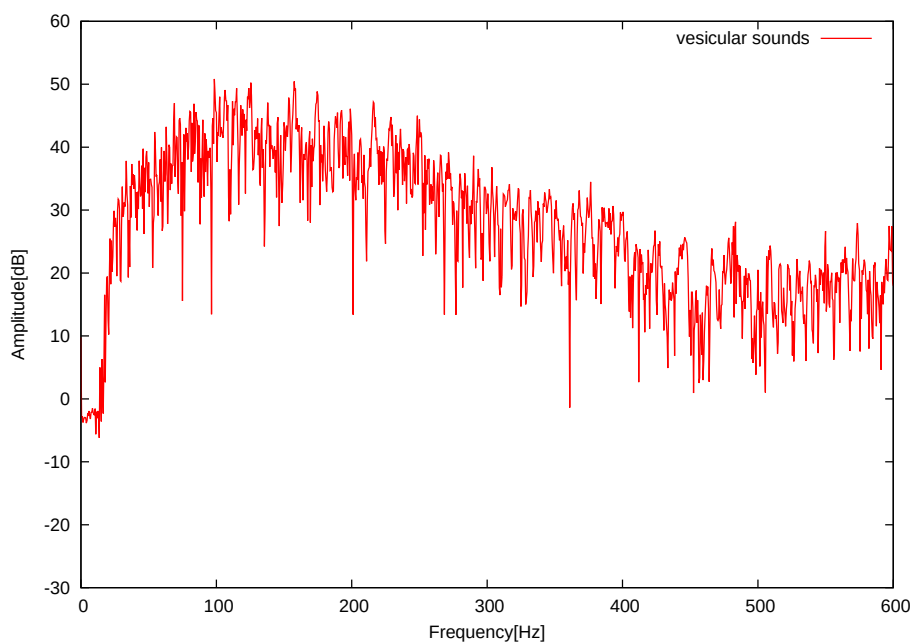


図 2.2 肺胞呼吸音の周波数スペクトラム

気管支呼吸音は，肺胞呼吸音よりも大きく高調な成分を持つ呼吸音である．肺胞呼吸音が聴取されるべき箇所では気管支呼吸音が聴取された場合，肺炎などの病気が疑われる [6]．CD サンプルに気管支呼吸音のデータが含まれていないため，本研究では気管支呼吸音を使用しない．

気管支肺胞呼吸音の周波数スペクトラムを図 2.3 に示す．気管支肺胞呼吸音は，呼気の呼吸音が吸気より少し高い音として聴取される [6]．呼気と吸気で呼吸音はほぼ同じ大きさであり，持続時間も呼気と吸気でほぼ同じである．肺胞呼吸音と気管支呼吸音の間と言われており，肺胞呼吸音が聴取されるべき部位以外で気管支肺胞呼吸音が聴取された場合は，病的と考えられる [5]．

気管呼吸音の周波数スペクトラムを図 2.4 に示す．気管呼吸音は，肺胞呼吸音より高調な成分が多くなっている．吸気より呼気の音が大きく聴取され，呼気と吸気の間に明らかなポーズがある [5]．

2.2 呼吸音の種類

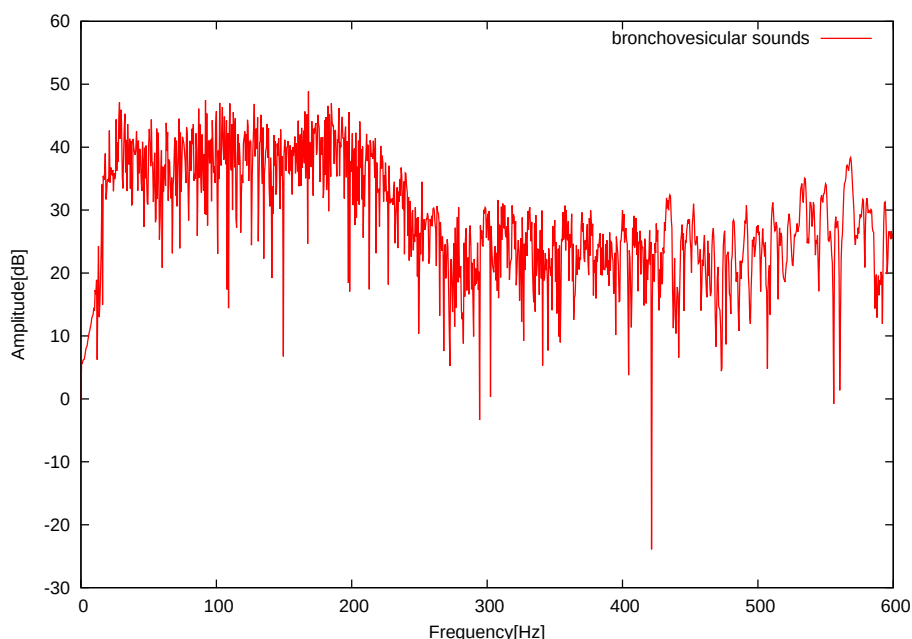


図 2.3 気管支肺胞呼吸音の周波数スペクトラム

2.2.2 異常呼吸音の特徴

異常呼吸音とは、呼吸音に何らかの原因で異常がみられる呼吸音のことを指す。異常呼吸音の中で、肺や気道から発生する音はラ音と呼ばれ、低調性連続性ラ音、高調性連続性ラ音、細かい断続性ラ音、粗い断続性ラ音がある。

低調性連続性ラ音は類鼾音とも呼ばれ、いびきの様な音が聴取される。ラ音の発生箇所は比較的太い気管支であると考えられる [6]。低調性連続性ラ音の周波数スペクトラムを図 2.5 に示す。低調性連続性ラ音は、100Hz より低い周波数成分に特徴がみられ、肺胞呼吸音より低い音として聴取される。図 2.5 を確認すると、100Hz 以下に周波数のピークが現れていることが確認できる。呼吸ごとにラ音の発生するタイミングや持続時間が異なるが、ラ音の特徴に再現性がある [5]。この呼吸音が聴取されると、気管支喘息や気管・気管支狭窄の可能性はある。

高調性連続性ラ音は笛声音と呼ばれ、ヒューヒューという様な高い音が聴取される。ラ音は細い気管支の狭窄によって発生していると考えられる [5]。高調性連続性ラ音の周波数スペクトラムを図 2.6 に示す。高調性連続性ラ音は、400Hz 以上の高い周波数成分に特徴がみ

2.2 呼吸音の種類

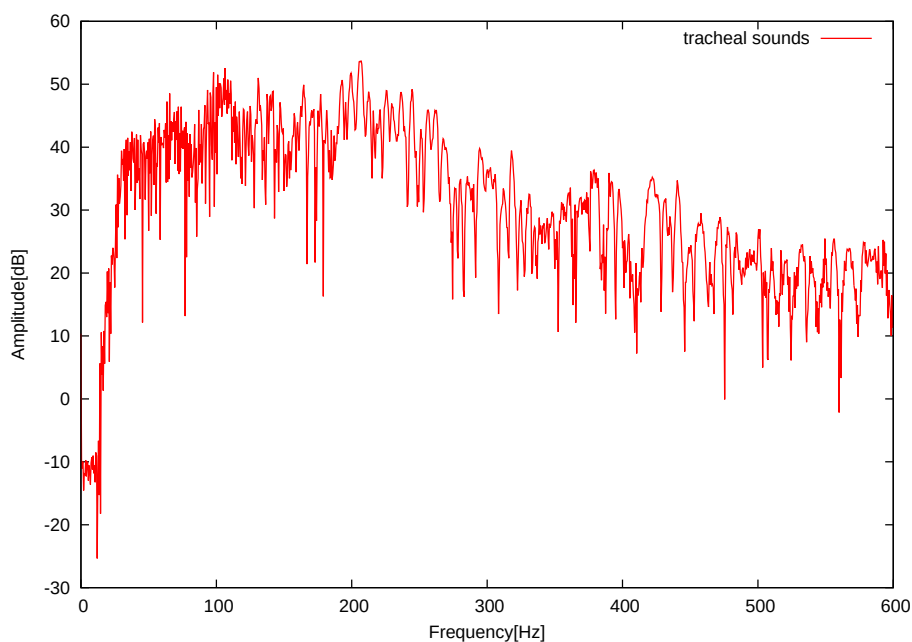


図 2.4 気管呼吸音の周波数スペクトラム

られ [6]，肺胞呼吸音より高い呼吸音として聴取される．図 2.6 では 300Hz から 400Hz に周波数のピークが現れていることが確認できる．この呼吸音が聴取された場合，気管支喘息が強く疑われる [6]．

細かい断続性ラ音は捻髪音と呼ばれ，パリパリという様な破裂音が聴取される．ラ音は細かい気道で発生していると考えられる [6]．細かい断続性ラ音の周波数スペクトラムを図 2.7 に示す．図 2.7 を確認すると，周波数スペクトラムに大きな特徴はみられないことがわかる．細かい断続性ラ音は，細かく音の小さい高調な音の断続性ラ音とされている [6]．持続時間は短く，吸気の後半に多数のラ音が発生する．心不全や肺炎の初期に聴取される音であるため，病気の早期発見に役立つとされている [5]．

粗い断続性ラ音は水泡音と呼ばれ，ブツブツという様な粗い音が聴取される．ラ音は気管支壁で発生していると考えられる [5]．粗い断続性ラ音の周波数スペクトラムを図 2.8 に示す．図 2.8 を確認すると，細かい断続性ラ音と同様に周波数スペクトラムに大きな特徴がみられないことがわかる．粗い断続性ラ音は，音の大きい低調な音の断続性ラ音であり，細かい断続性ラ音と比較して持続時間は長い．粗い断続性ラ音は吸気，呼気の両方で聴取され，

2.3 呼吸音の特徴解析

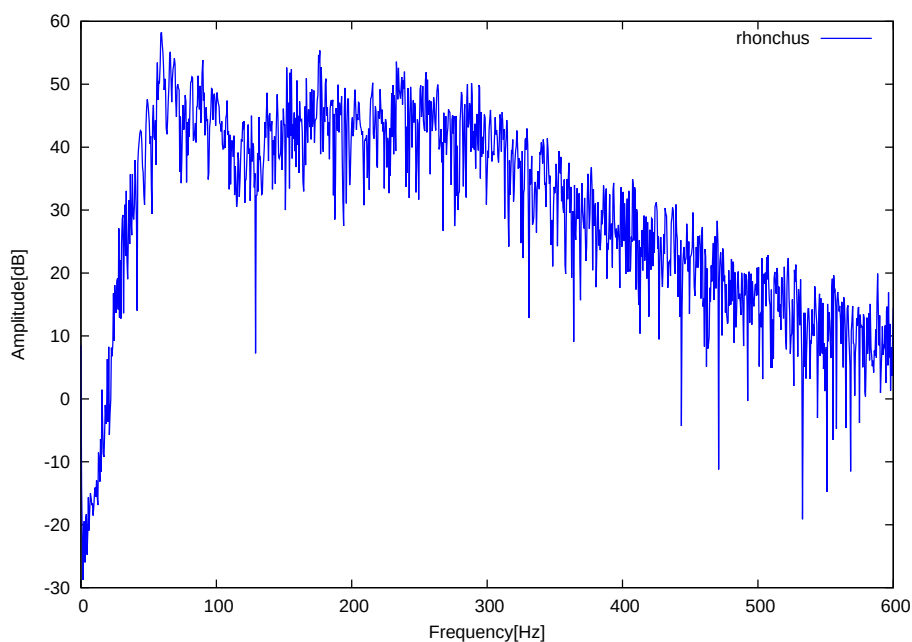


図 2.5 低調性連続性ラ音の周波数スペクトラム

各呼吸ごとのラ音の個数や発生するタイミングに再現性がある [5].

これらの呼吸音の特徴から、各呼吸音は聴取箇所や持続時間、周波数における違いがあることがわかる。

2.3 呼吸音の特徴解析

異常呼吸音は正常呼吸音と比較すると、周波数やラ音の持続時間に特徴がある。そこでまず、周波数の違いを用いて異常呼吸音の特徴検出を行うことを検討する。各異常呼吸音と呼吸音の基本となる肺胞呼吸音の周波数スペクトラムを比較することで特徴検出を行う。

肺胞呼吸音と低調性連続性ラ音の周波数スペクトラムを比較したグラフを図 2.9、肺胞呼吸音と高調性連続性ラ音の周波数スペクトラムを比較したグラフを図 2.10 に示す。図 2.9 を確認すると、低調性連続性ラ音の周波数のピークが肺胞呼吸音のピークより低い周波数に現れていることがわかる。また、図 2.10 を確認すると、高調性連続性ラ音の周波数のピークが肺胞呼吸音より高い周波数に現れていることがわかる。これらの結果から、連続性ラ音

2.3 呼吸音の特徴解析

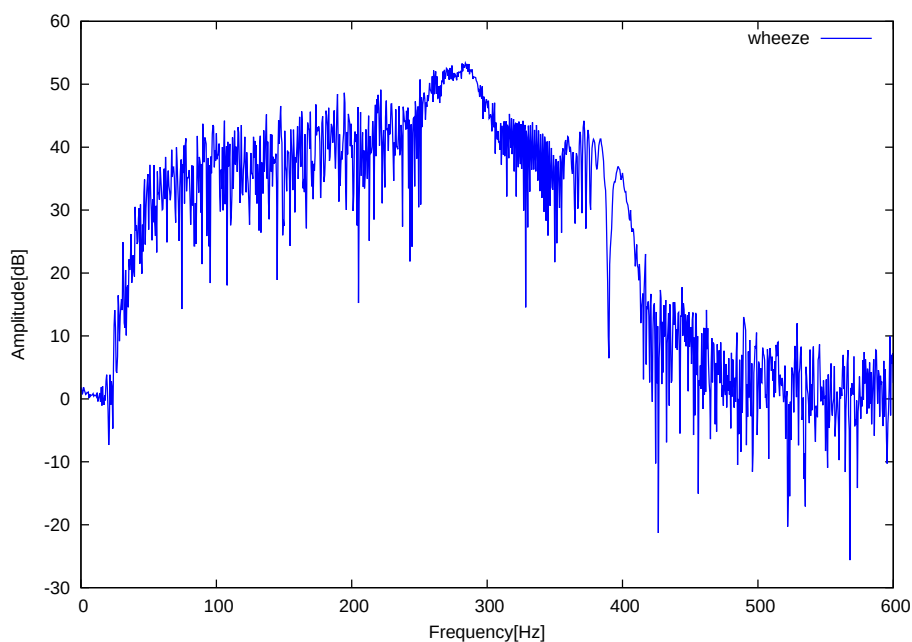


図 2.6 高調性連続性ラ音の周波数スペクトラム

については周波数スペクトラムを用いた特徴検出が容易であるといえる。

次に、肺胞呼吸音と断続性ラ音の比較を行う。肺胞呼吸音と細かい断続性ラ音の周波数スペクトラムを比較したグラフを図 2.11、粗い断続性ラ音の周波数スペクトラムと比較したグラフを図 2.12 に示す。図 2.11、図 2.12 とともに肺胞呼吸音の周波数スペクトラムと比較すると、周波数のピークが高周波に現れているが、特徴に大きな違いがないといえる。この結果から、断続性ラ音については水位端数スペクトラムを用いた特徴検出が困難であるといえる。

そこで、時間周波数解析を用いて特徴を検出することを検討する。時間周波数解析の手法には、短時間フーリエ変換やウェーブレット変換がある。それぞれの手法を異常呼吸音の特徴検出に適用する場合について検討する。

2.3.1 短時間フーリエ変換による異常呼吸音の検出

短時間フーリエ変換は、図 2.13 のように信号に対して一定の大きさ窓関数を用いることで信号を切り出し、切り出した信号にフーリエ変換を行う手法である。窓ごとに周波数スペ

2.3 呼吸音の特徴解析

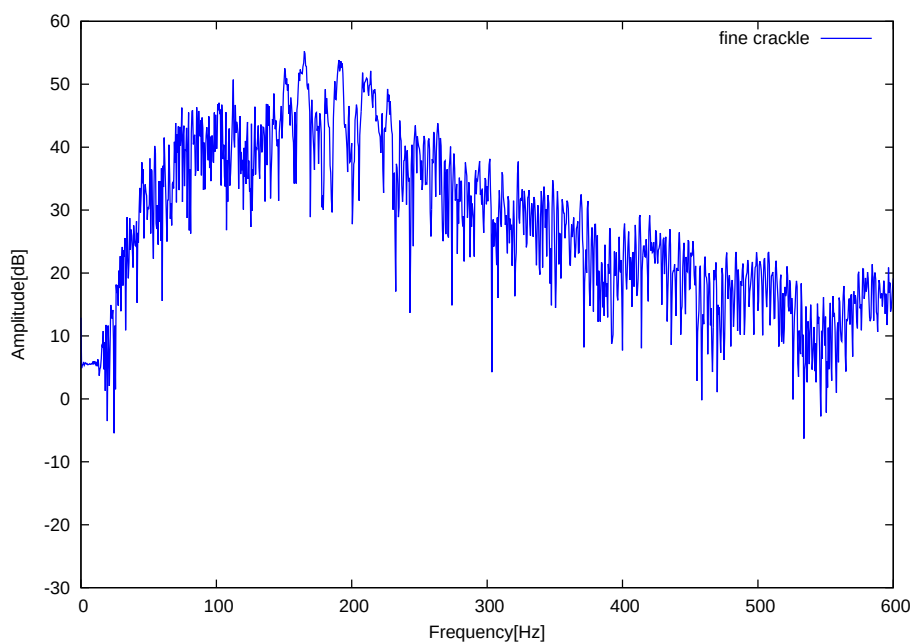


図 2.7 細かい断続性ラ音の周波数スペクトラム

クトラムが得られるため、周波数の時間的变化を求められる。

短時間フーリエ変換を用いて異常呼吸音の検出を行う手法 [2] では、聴診音を呼気と吸気に分割し、分割したそれぞれのデータに対して短時間フーリエ変換を適用し、周波数スペクトラムを算出している。この処理を行う際、窓関数による信号の分割点に異常呼吸音が存在することで異常呼吸音の特徴を検出できない可能性がある。また、呼吸音の持続時間に個人差があるため、聴診音ごとに窓関数の幅を変更する必要がある。これらの問題は、窓関数をオーバーラップさせて解析を行うことで解決することができる。しかし、オーバーラップ解析を行うことでさらに処理時間が増大する。これは、即時性が求められる聴診音の解析において適切ではないといえる。

2.3.2 ウェーブレット変換による異常呼吸音の検出

ウェーブレット変換は、図 2.14 のようにウェーブレットと呼ばれる基底を拡大縮小や平行移動させ、信号との相関を計算することで解析を行う手法である。そのため、非定常な信号の解析に適した手法といえる。

2.3 呼吸音の特徴解析

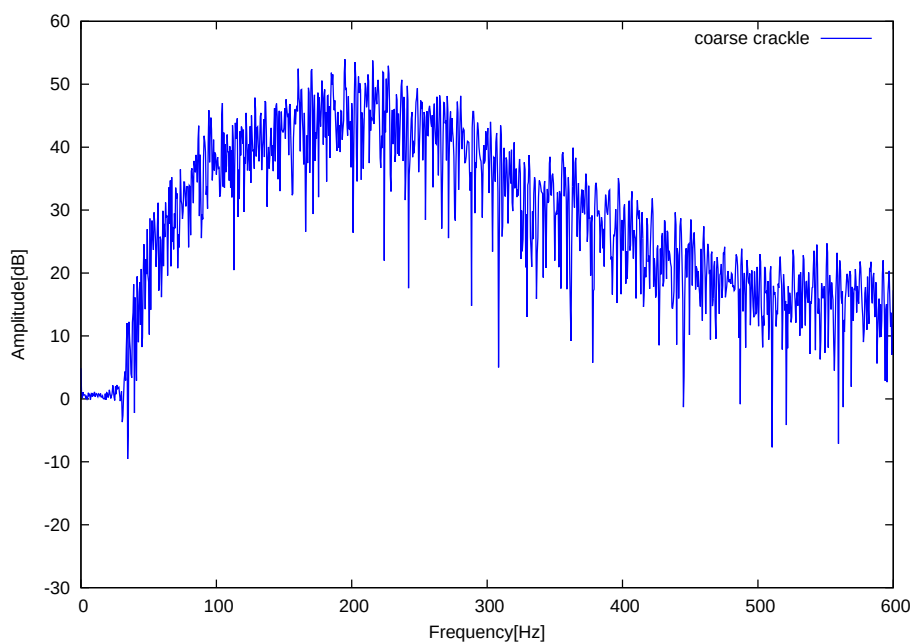


図 2.8 粗い断続性ラ音の周波数スペクトラム

ウェーブレット変換は基底のスケールを変化させながら解析を行うため、聴診音を呼気や吸気ごとに分割させることなく解析が可能となる。また、短時間フーリエ変換における窓関数による信号の分割点の問題や個人ごとの窓関数の幅の問題を解決することができる。さらに、短時間フーリエ変換と比較して処理時間が短いため、ウェーブレット変換が異常呼吸音の特徴検出に適しているといえる。

2.3 呼吸音の特徴解析

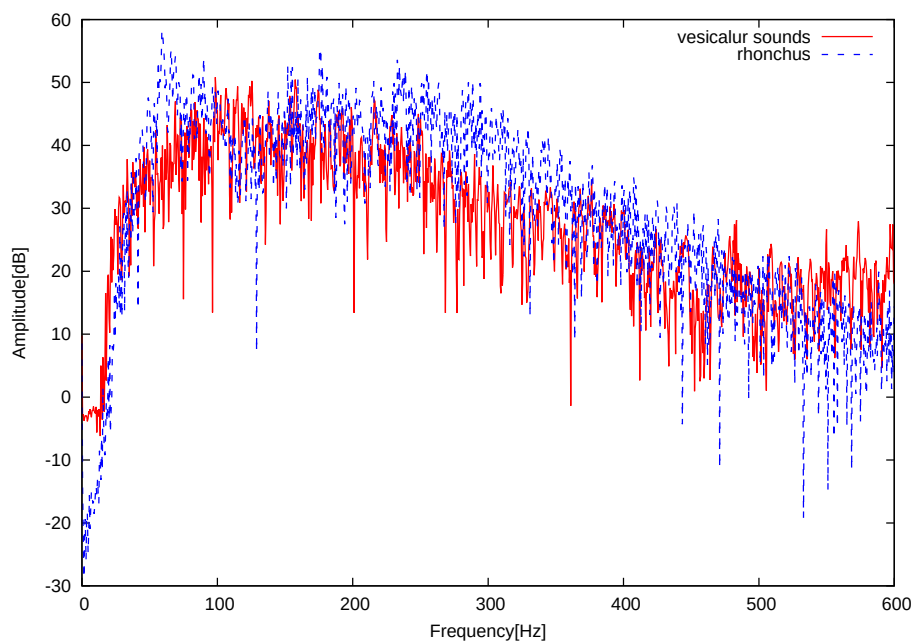


図 2.9 肺胞呼吸音と低調性連続性ラ音の周波数スペクトラム

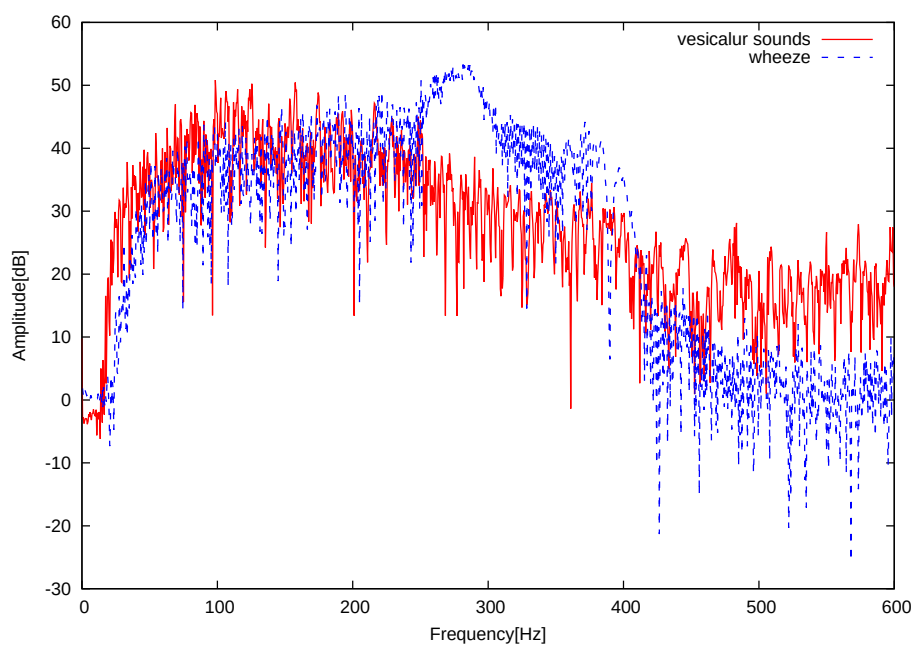


図 2.10 肺胞呼吸音と高調性連続性ラ音の周波数スペクトラム

2.3 呼吸音の特徴解析

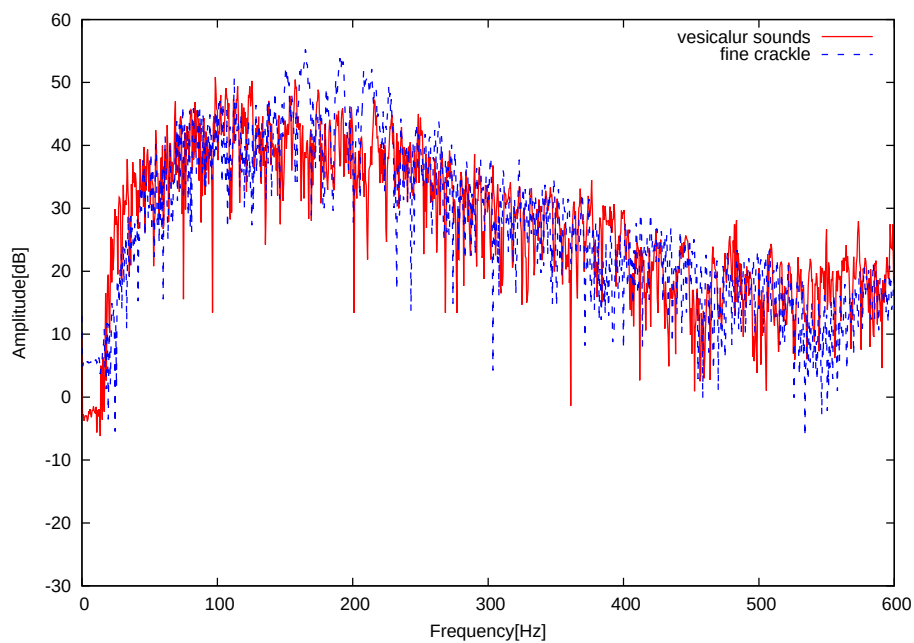


図 2.11 肺胞呼吸音と細かい断続性ラ音の周波数スペクトラム

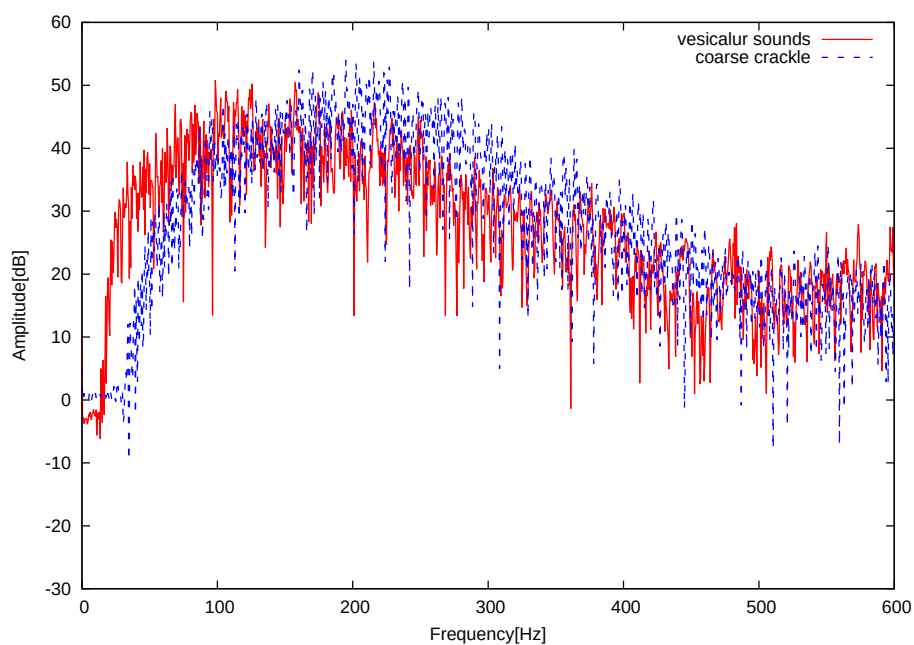


図 2.12 肺胞呼吸音と粗い断続性ラ音の周波数スペクトラム

2.3 呼吸音の特徴解析

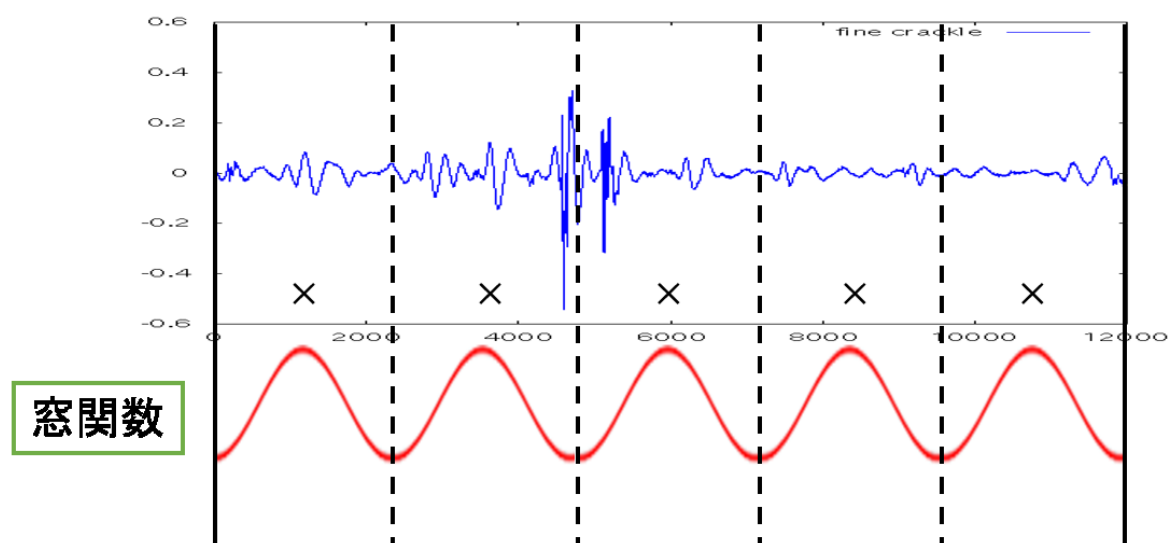


図 2.13 短時間フーリエ変換の概念図

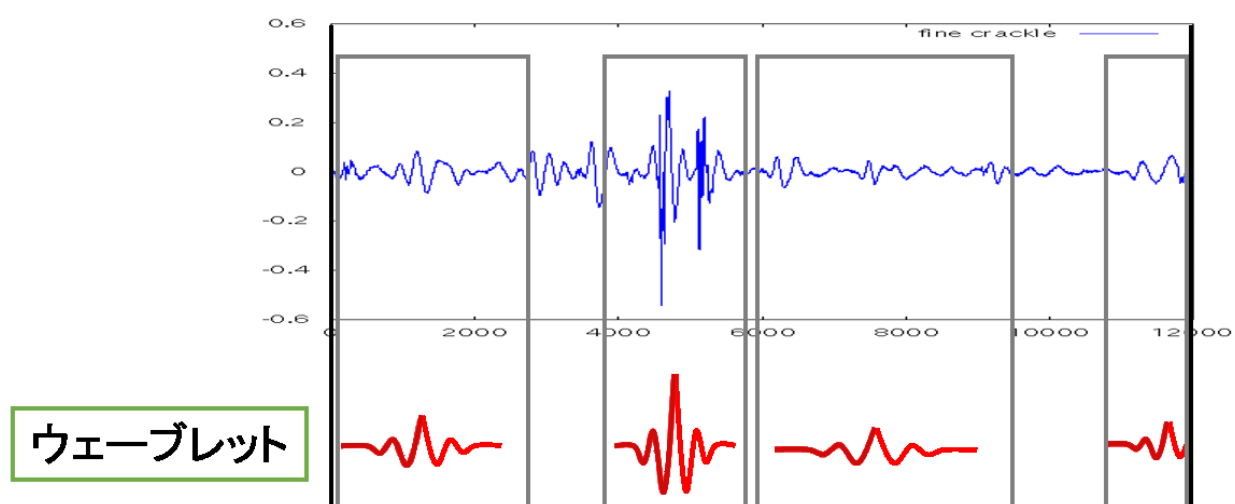


図 2.14 ウェーブレット変換の概念図

第 3 章

ウェーブレット変換を用いた異常呼吸音の特徴検出

3.1 ウェーブレット変換

ウェーブレット変換は、信号の時間と周波数を同時に解析する手法である。観測された信号 $h(t)$ に対して、局所的な基本参照波 (マザーウェーブレット) $\psi(t)$ およびマザーウェーブレットを拡大縮小し、平行移動した参照波、

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (3.1)$$

を複数用意し、これらと信号との関係を調べる。ここで、 $a > 0$ は拡大縮小、 b は平行移動のパラメータを表す。ウェーブレット変換は、

$$W_\psi(t)(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} h(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (3.2)$$

と表すことができる。これにより、信号 $h(t)$ とウェーブレットの類似度が数値化される。ウェーブレット変換には連続ウェーブレット変換と離散ウェーブレット変換があり、それぞれについて説明する。

3.1.1 連続ウェーブレット変換

マザーウェーブレット $\psi(x)$ による信号 $h(t)$ の連続ウェーブレット変換は、

$$(W_\psi h)(b, a) = \sqrt{\frac{1}{|a|}} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \overline{\psi\left(\frac{x-b}{a}\right)} \cdot h(x) dx \quad (3.3)$$

3.1 ウェーブレット変換

となる． $\psi((x-b)/a)$ が信号 $h(t)$ との相関が高い場合は，積分値が大きくなる．ここで，パラメータ a が大きいと基底関数が広がるため低周波に対応し， a が小さいと基底関数が狭まるため高周波に対応する．そのため，各パラメータを適切に選択することにより，信号 $h(x)$ の局所的様子を調べることができる．

逆に，ウェーブレット変換から元の信号 $h(t)$ を復元することもできるため，逆ウェーブレット変換が存在する．逆ウェーブレット変換は，

$$h(x) = \frac{1}{C_\psi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} (W_\psi h)(b, a) \cdot \sqrt{\frac{1}{|a|}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) \frac{1}{a^2} da db \quad (3.4)$$

のように定義される．ここで，右辺が定義できるためには，以下のアドミッシブル条件

$$C_\psi = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\widehat{\psi(\omega)}|^2}{|\omega|} d\omega < \infty \quad (3.5)$$

を満たす必要がある．なお， $\hat{\psi}$ は ψ のフーリエ変換を示す．しかし，実際は以下の条件式

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(x) dx = 0 \quad (3.6)$$

が代用されることがあり，この式は $\psi(x)$ が振動的であることを意味する．

3.1.2 離散ウェーブレット変換

離散ウェーブレット変換では，ウェーブレットの拡大縮小 a および平行移動 b を離散化すると，ウェーブレットを正規直交基底とすることができる． a および b を 2 進分割によって

$$\begin{cases} a = 2^{-j} \\ b = k2^{-j} \end{cases} \quad (3.7)$$

のように離散化するのが一般的である．離散化したパラメータを用いるとウェーブレットは

$$\psi_{j,k}(x) = \frac{1}{\sqrt{2^{-j}}} \psi\left(\frac{x - k2^{-j}}{2^{-j}}\right) = \sqrt{2^i} \psi(2^i x - k) \quad (3.8)$$

と表される．これを用いたウェーブレット変換を離散ウェーブレット変換という． $X = 2^M (M \in \mathbb{Z})$ とする X 個のサンプリングデータからなる離散信号を $f(x)$ とする．このとき，ウェーブレットは

$$\psi_{j,k}(x) = \sqrt{2^i} \psi(2^i n - k) \quad (3.9)$$

3.1 ウェーブレット変換

となり，離散ウェーブレット変換は，

$$W(j, k) = \sum_{x=0}^{X=1} f(x) \phi_{j,k}(x) \quad (3.10)$$

と表される．ここで， $W(j, k)$ は離散ウェーブレット係数となり，ウェーブレット $\psi_{j,k}(x)$ が x 個の j, k の組み合わせに対して正規直交基底であれば離散ウェーブレット逆変換が存在し，

$$f(x) = \sum W(j, k) \psi_{j,k}^*(x) \quad (3.11)$$

のように元の信号を再構成できる．

離散ウェーブレット変換には複数のウェーブレットが存在し，代表的なものに Haar や Daubechies のウェーブレットがある．

Haar のマザーウェーブレットを数式で表すと，

$$\psi_H(x) = \begin{cases} 1 & (0 \leq x < \frac{1}{2}) \\ -1 & (\frac{1}{2} \leq x < 1) \\ 0 & (otherwise) \end{cases} \quad (3.12)$$

となる．スケーリング関数を数式で表すと，

$$\phi_H(x) = \begin{cases} 1 & (0 \leq x < 1) \\ 0 & (otherwise) \end{cases} \quad (3.13)$$

となる．

Daubechies のウェーブレットはコンパクトサポートを満たすため，離散ウェーブレット変換に適用可能である．コンパクトサポートとは，関数の取る値の 0 でない区間が有限であることを指す．Daubechies のウェーブレットはスケーリング関数に対して再構成に使用するフィルタ係数 (ツースケール数列) となる．Daubechies のウェーブレットおよびスケーリング関数は形が複雑であるため，既知の関数では表現できない [7]．そこで，Daubechies のウェーブレットでは自然数 N を用いてウェーブレットの特徴付けがされている．解析する際は，Daubechies のウェーブレットを数列として扱うことで処理を行う．Daubechies の数

3.1 ウェーブレット変換

表 3.1 Daubechies の数列

N	数列値
1	0.707106781 0.707106781
2	0.48296291314453 0.83651639373781 0.22414386804201 -0.12940952255126
3	0.33267055295008 0.8068915093110924 0.4598775021184914 -0.1350110200102546 -0.0854412738820267 0.0352262918857095
4	0.2303778133088964 0.7148465705529154 0.6308807679298587 -0.0279837694168599 -0.1870348117190931 0.0308413818355607 0.0328830116668852 -0.0105974017850690
5	0.1601023979741929 0.6038292697971895 0.7243085284377726 0.1384281459013203 -0.2422948870663823 -0.0322448695846381 0.0775714938400459 -0.0062414902127983 -0.012580751999082 0.0033357252854738

列は以下の 3 式

$$\begin{cases} \sum_{k=0}^{2N-1} P_k = \sqrt{2} \\ \sum_{k=0}^{2N-1} P_k^2 = 1 \\ \sum_{k=0}^{2N-1} P_k P_{k+2n} = 0 \quad (n \neq 0) \end{cases} \quad (3.14)$$

を満たす必要がある．表 3.1 は $N = 1$ から $N = 5$ までの Daubechies の数列の値を示している．表 3.1 の $N = 1$ は Haar ウェーブレットの場合と同等な結果を得ることができる．また，本研究では $N = 3$ の場合の Daubechies のウェーブレットを基底として特徴検出に用いる．

3.2 ウェーブレット係数を用いた特徴検出

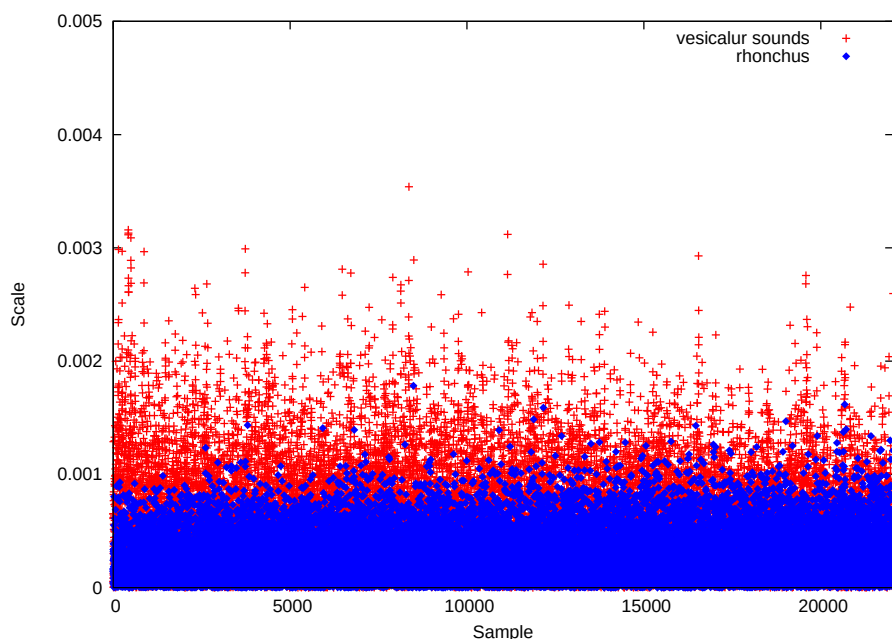


図 3.1 肺胞呼吸音と低調性連続性ラ音のウェーブレット係数分布 (CD)

3.2 ウェーブレット係数を用いた特徴検出

肺胞呼吸音と各異常呼吸音のそれぞれに離散ウェーブレット変換を適用して得られたウェーブレット係数を特徴量とし，ウェーブレット係数の分布を比較することで異常呼吸音の特徴を検出する．

CD サンプル [5] の肺胞呼吸音と低調性連続性ラ音のウェーブレット係数の分布を比較したグラフを図 3.1，高調性連続性ラ音のウェーブレット係数との分布を比較したグラフを図 3.2，細かい断続性ラ音のウェーブレット係数との分布を比較したグラフを図 3.3，粗い断続性ラ音のウェーブレット係数との分布を比較したグラフを図 3.4 に示す．ウェーブレット係数の分布は，時間ごとの基底のスケールの変化量を表し，各時間におけるマザーウェーブレットの拡大縮小にかかるパラメータを表す．ウェーブレット係数の分布を比較した結果，肺胞呼吸音と異常呼吸音で分布の仕方に大きな違いがあることがわかる．また，図 3.3 の細かい断続性ラ音のウェーブレット係数の分布で，ある時間で多くのウェーブレット係数が分布している．CD サンプルの音を確認すると，ウェーブレット係数が高く分布している部分

3.2 ウェーブレット係数を用いた特徴検出

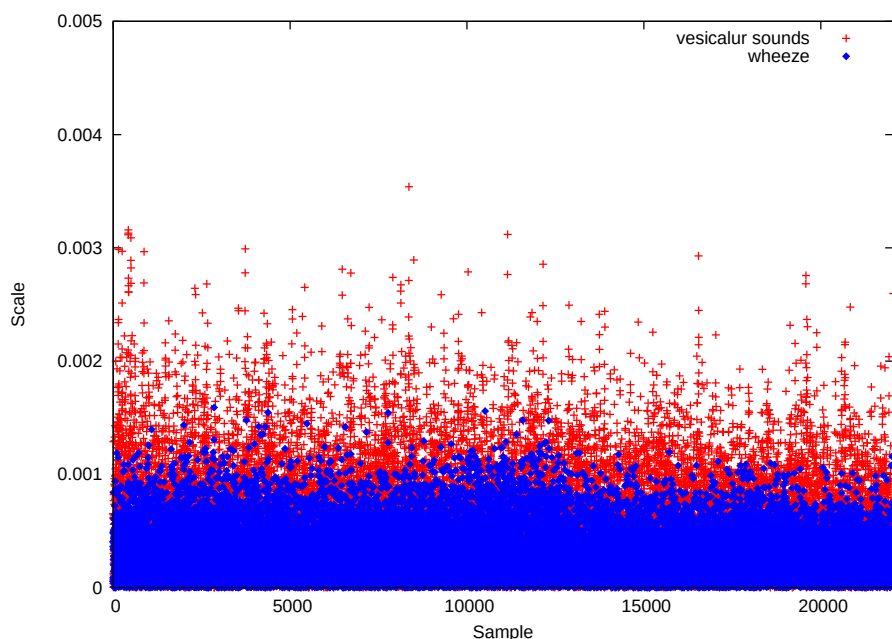


図 3.2 肺胞呼吸音と高調性連続性ラ音のウェーブレット係数分布 (CD)

でラ音が発生していることを確認した。これは細かい断続性ラ音の特徴的な分布といえる。これらの結果から、ウェーブレット係数の分布を比較することで正常呼吸音と異常呼吸音の判別が可能であるといえる。

CD サンプルの気管支肺胞呼吸音と低調性連続性ラ音のウェーブレット係数の分布を比較したグラフを図 3.5, CD サンプルの気管呼吸音と低調性連続性ラ音のウェーブレット係数の分布を比較したグラフを図 3.6 に示す。図 3.5 を確認すると、正常呼吸音である気管支肺胞呼吸音と低調性連続性ラ音のウェーブレット係数の分布に大きな差がないことから異常呼吸音の検出が困難であることがわかる。これは、気管支肺胞呼吸音が聴取箇所によっては異常な呼吸音と診断されるような呼吸音であるため、異常呼吸音と類似した分布になったと考えられる。しかし、本研究の目的は異常呼吸音の可能性を検出することであるため、正常呼吸音の分布が異常呼吸音の分布と類似することは問題ないといえる。図 3.6 では肺胞呼吸音と同様に、正常呼吸音と異常呼吸音でウェーブレット係数の分布の差に大きな違いがあることがわかる。このことから、気管呼吸音についても異常呼吸音の特徴検出は可能である。

3.2 ウェーブレット係数を用いた特徴検出

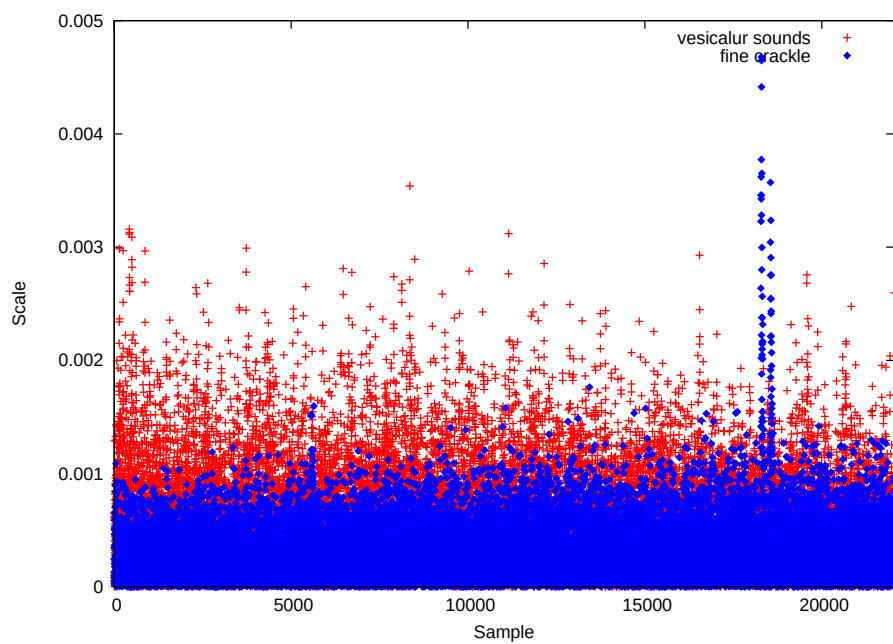


図 3.3 肺胞呼吸音と細かい断続性ラ音のウェーブレット係数分布 (CD)

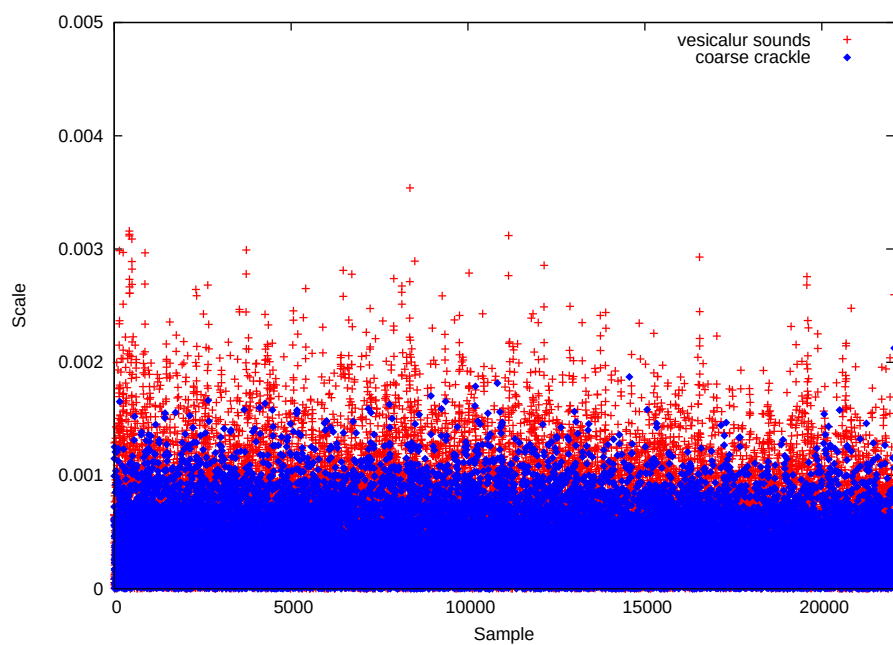


図 3.4 肺胞呼吸音と粗い断続性ラ音のウェーブレット係数分布 (CD)

3.2 ウェーブレット係数を用いた特徴検出

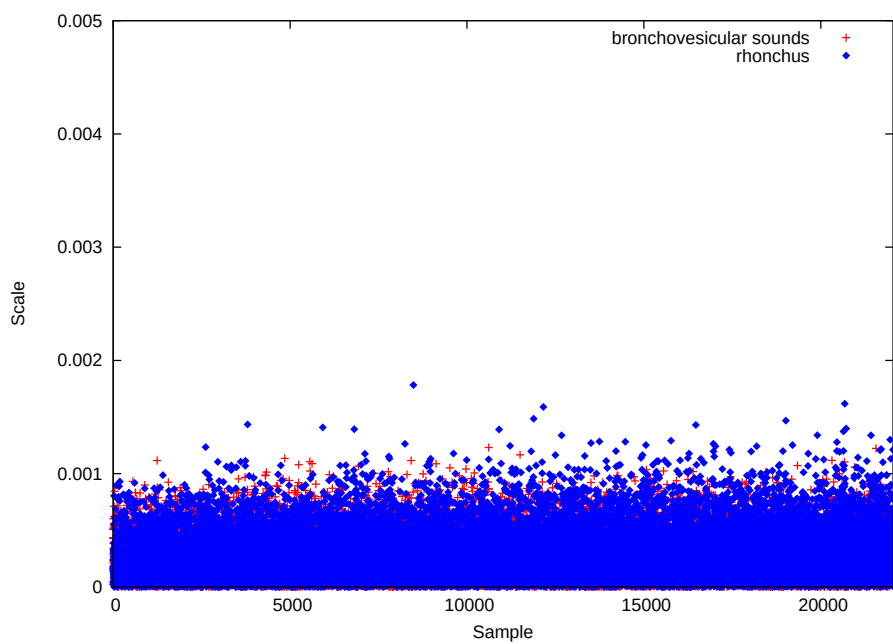


図 3.5 気管支肺胞呼吸音と低調性連続性ラ音のウェーブレット係数分布 (CD)

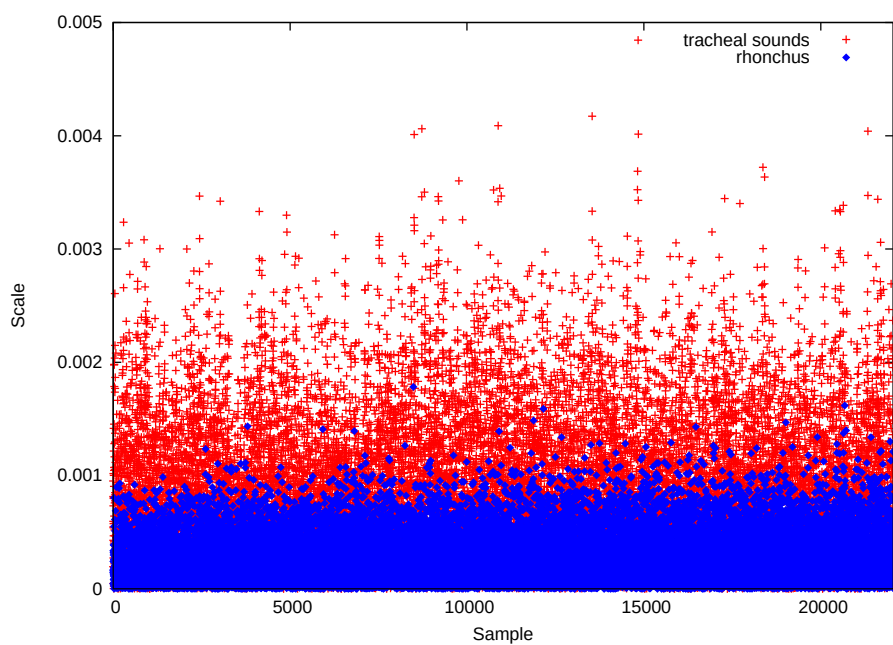


図 3.6 気管呼吸音と低調性連続性ラ音のウェーブレット係数分布 (CD)

第 4 章

訪問看護データを用いた異常呼吸音 の特徴検出

4.1 録音した聴診音の診断

異常呼吸音の特徴検出に関する研究 [2, 3] は聴診トレーニング用の CD サンプルを用いてシミュレーションされる場合が多い。しかし，病院の医師は電子聴診器で録音した聴診音の診断を行う。この際，高周波成分が録音できないという電子聴診器の特性 [8] によって，医師が誤った診断をする可能性がある。これに対して，マイクを用いて聴診音を録音することで高周波成分の特徴を録音できるため，医師の誤った診断の可能性を減らすことができると考えられる。そこで，前章で述べた特徴検出の手法を異常呼吸音が聴取される同一の患者の聴診音についてマイクで録音した聴診音と電子聴診器で録音した聴診音の 2 種類のデータに対して行う。マイクでの聴診音の録音は，コンデンサマイクとリニア PCM レコーダを用いて行った。CD サンプルを含めた各録音データのサンプリング周波数を表 4.1 に示す。

表 4.1 聴診音データのサンプリング周波数

CD サンプル	44100Hz
マイク録音	96000Hz
電子聴診器	4000Hz

4.2 マイクで録音した聴診音の特徴検出

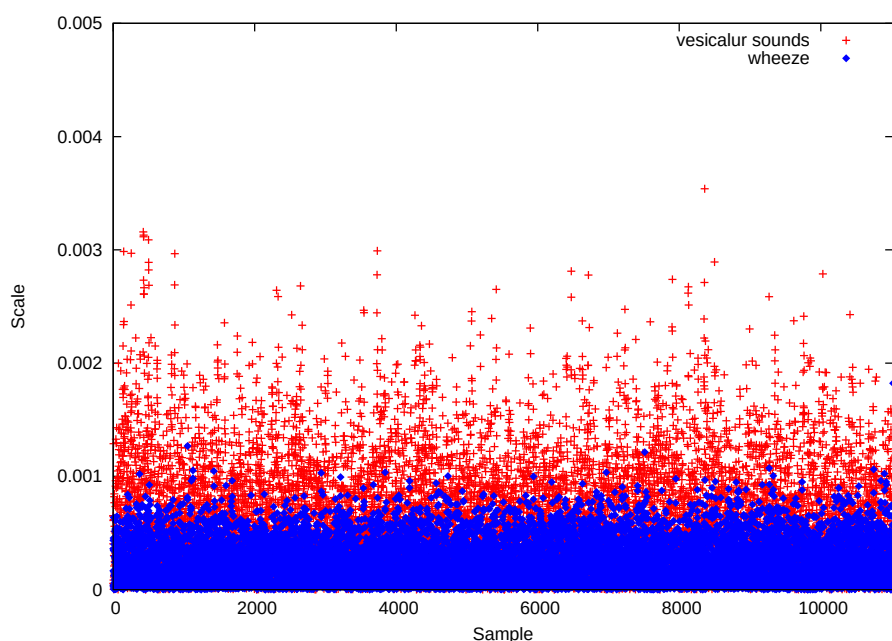


図 4.1 肺胞呼吸音と高調性連続性ラ音のウェーブレット係数の分布 (マイク録音)

4.2 マイクで録音した聴診音の特徴検出

マイクを用いた聴診音の録音は、患者の身体に医療用テープを用いてマイクを直接貼り付けて録音を行っている。そのため、マイクと胸部の摩擦による雑音や訪問看護師の音声や生活環境音などが録音されており、聴診音を確認できないデータが多数あった。そこで、それらのデータの中から聴診音が綺麗に録音できている高調性連続性ラ音と細かい断続性ラ音のデータに対してシミュレーションを行った。

CD サンプルの肺胞呼吸音と医師によって高調性連続性ラ音と診断された呼吸音のウェーブレット係数の分布を比較したグラフを図 4.1、CD サンプルの肺胞呼吸音と医師によって細かい断続性ラ音と診断された呼吸音のウェーブレット係数の分布を比較したグラフを図 4.2 に示す。図 4.1、図 4.2 とともに CD サンプルでのシミュレーションの場合と同様にウェーブレット係数の分布に大きな差があることがわかる。また、図 4.2 の細かい断続性ラ音のグラフでは、CD サンプルの細かい断続性ラ音のシミュレーションで見られた特徴と同様の細かい断続性ラ音の特徴的な分布が 4000 サンプル手前で確認できる。このことから、マイク

4.2 マイクで録音した聴診音の特徴検出

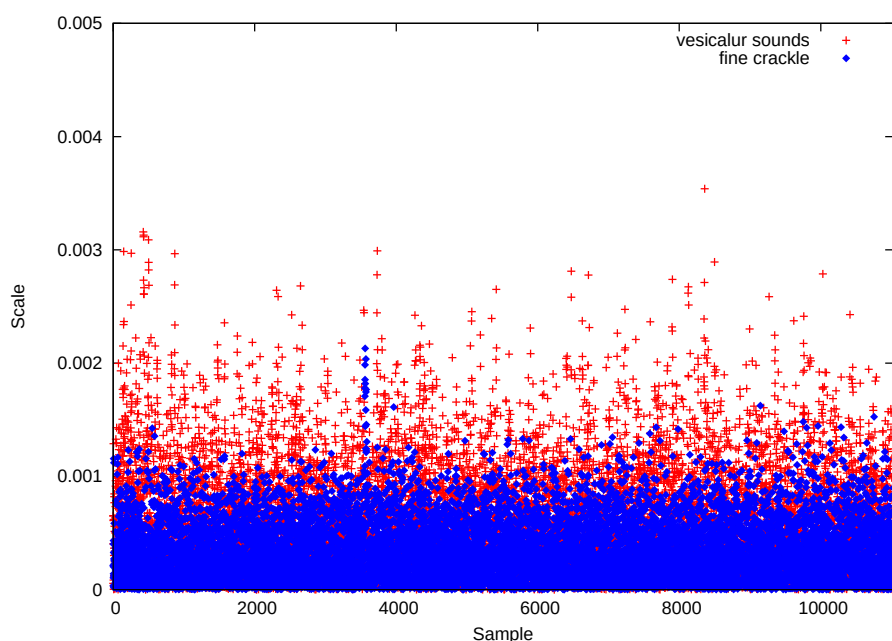


図 4.2 肺胞呼吸音と細かい断続性ラ音のウェーブレット係数の分布 (マイク録音)

で録音した聴診音から異常呼吸音の特徴を検出し、正常呼吸音と異常呼吸音の判別が可能であるといえる。

次に、生活環境音や看護師の音声録音されているために呼吸音が確認できなかった録音データに対してシミュレーションを行った結果を図 4.3, 4.4 に示す。図 4.3 のグラフは、CD サンプルの肺胞呼吸音と訪問看護師の音声録音された聴診音のウェーブレット係数の分布を比較したグラフである。音声の影響により、ウェーブレット係数の分布に大きなばらつきがあることが確認できる。一方、図 4.4 は CD サンプルの肺胞呼吸音と機械音のような定常的な雑音のみが録音された聴診音のデータのウェーブレット係数の分布を比較したグラフである。定常的な雑音の影響により、ウェーブレット係数の分布が著しく低い値となっていることがわかる。また、時間ごとでのウェーブレット係数の分布に変化がないことも確認できる。

4.3 電子聴診器で録音した聴診音の特徴検出

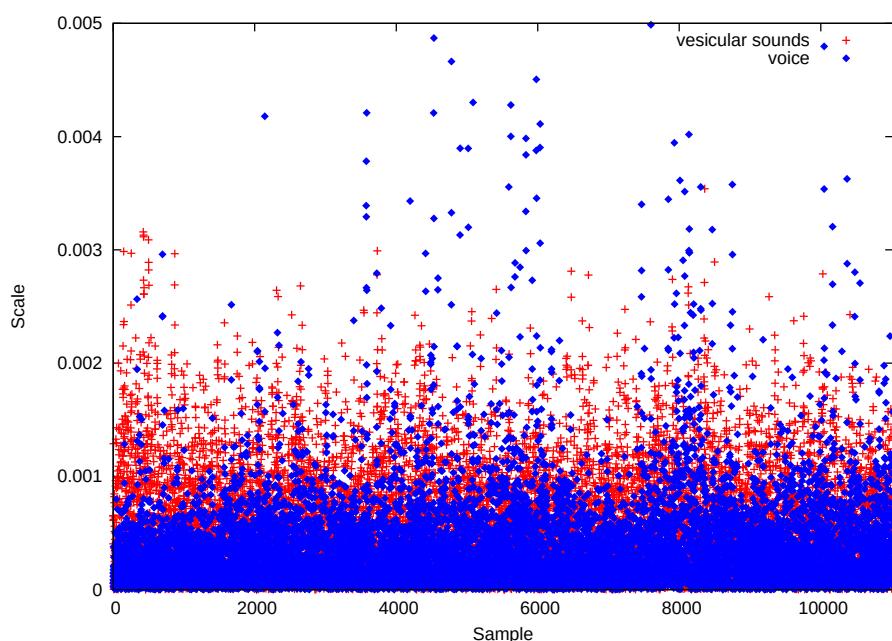


図 4.3 肺胞呼吸音と音声録音された聴診音のウェーブレット係数の分布 (マイク録音)

4.3 電子聴診器で録音した聴診音の特徴検出

電子聴診器で録音した聴診音について、マイクで録音した聴診音と同一の患者の聴診音のデータに対してシミュレーションを行った。電子聴診器で録音したデータに対してウェーブレット変換を適用し、CD サンプルの肺胞呼吸音のウェーブレット係数の分布を比較したグラフを図 4.5, 4.6 に示す。図 4.5 は CD サンプルの肺胞呼吸音と医師によって低調性連続性ラ音と診断された聴診音のウェーブレット係数の分布を比較したグラフ、図 4.6 は CD サンプルの肺胞呼吸音と医師によって細かい断続性ラ音と診断された聴診音のウェーブレット係数の分布を比較したグラフである。図 4.5, 図 4.6 とともに CD サンプルでのシミュレーションの場合と同様に、肺胞呼吸音と異常呼吸音のウェーブレット係数の分布に大きな差があることがわかる。また、図 4.6 の細かい断続性ラ音のグラフでは、CD サンプルやマイク録音で見られた細かい断続性ラ音の特徴的な分布が 2500 サンプル辺りで確認できる。これらの結果から、電子聴診器で録音した聴診音の異常呼吸音の特徴を検出し、正常呼吸音と異常呼吸音の判別が可能であるといえる。

4.4 考察

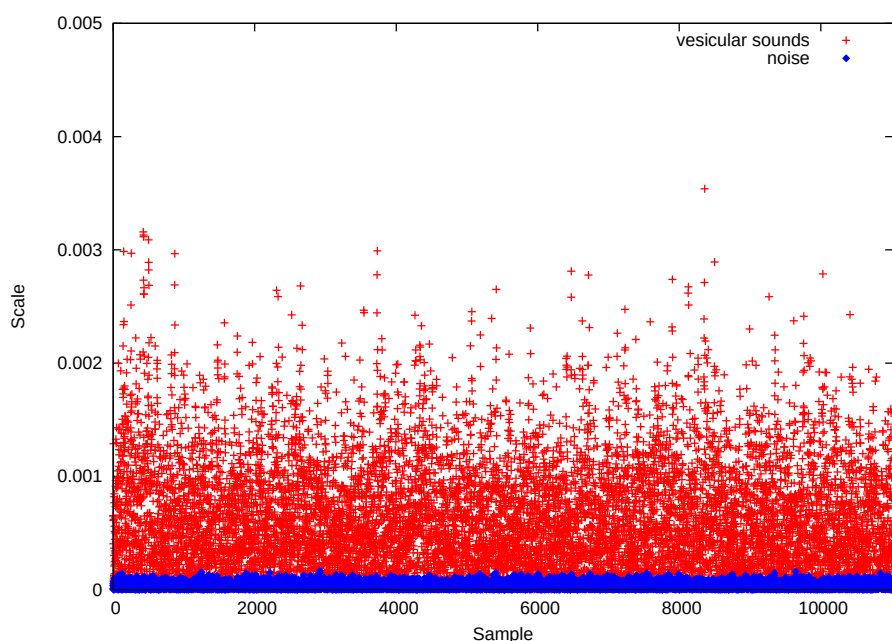


図 4.4 肺胞呼吸音と定常雑音が録音された聴診音のウェーブレット係数の分布 (マイク録音)

しかし、図 4.5 の聴診音は、図 4.1 で示した高調性連続性ラ音が聴取された患者と同一の患者であるが、医師の診断では低調性連続性ラ音と診断されている。これは、電子聴診器の特性により聴診音の録音の際に高周波成分の特徴が録音できていないためだと考えられる。

4.4 考察

マイク録音、電子聴診器の 2 種類の聴診音の聴診音について、CD サンプルの肺胞呼吸音のウェーブレット係数との分布を比較することで特徴検出を行った。呼吸音が録音できた聴診音に対してシミュレーションを行った結果、CD サンプルの場合と同様に肺胞呼吸音と異常呼吸音のウェーブレット係数の分布に違いが見られた。また、細かい断続性ラ音については、ラ音の発生箇所で特徴的な分布がある傾向が確認できた。これらの結果から、ウェーブレット係数を用いた異常呼吸音の特徴検出が有効であることがわかった。しかし、マイクで録音した聴診音や電子聴診器で録音した聴診音で正しく特徴の検出ができない場合もあった。マイクで録音した聴診音は、周囲の雑音の影響で呼吸音が確認できない聴診音では特徴

4.4 考察

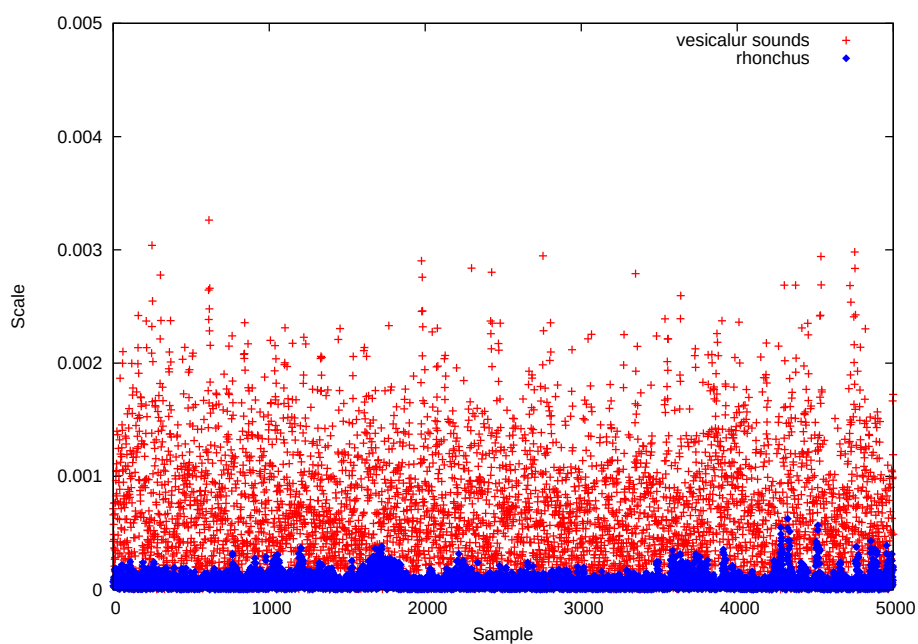


図 4.5 肺胞呼吸音と低調性連続性ラ音のウェーブレット係数の分布 (電子聴診器)

の検出が難しかった。患者や訪問看護師の音声が録音された聴診音はウェーブレット係数に大きなばらつきが見られた。一方、機械の定常音が録音された聴診音はウェーブレット係数が著しく低い値をとり、時間ごとのウェーブレット係数のばらつきも見られなかった。これらのマイクでの録音における問題点は、録音機器や録音方法の工夫することで、環境音の影響を改善できると考えられるため、異常呼吸音の可能性がある聴診音の特徴検出は可能だと言える。電子聴診器で録音した聴診音は、電子聴診器の特性によって医師が誤った診断を行う場合があった。この問題は、電子聴診器で高周波帯域の音を録音できれば解決できると考えられるため、電子聴診器のサンプリング周波数をより高い方が望ましいと言える。

4.4 考察

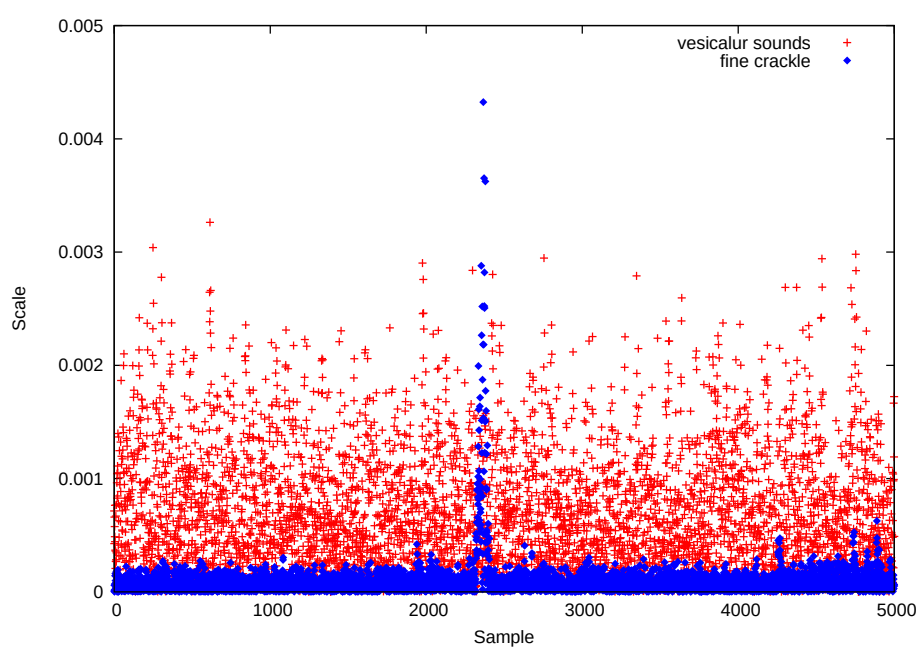


図 4.6 肺胞呼吸音と細かい断続性ラ音のウェーブレット係数の分布 (電子聴診器)

第 5 章

結論

5.1 本研究のまとめ

訪問看護の現場では、看護師が聴診音の診断ができないことを解決するため、録音した聴診音を伝送し、病院の医師が診断するという取り組みがある。しかし、患者に診断結果を返すまでに時間がかかるという問題があった。そこで本研究では、訪問看護の現場で異常呼吸音自動検出システムを利用することを想定し、ウェーブレット変換を用いた異常呼吸音の特徴検出について検討した。CD サンプルの肺胞呼吸音と各異常呼吸音に対してウェーブレット変換を適用し、得られたウェーブレット係数の分布を比較することで、肺胞呼吸音と異常呼吸音の判別ができた。また、異常呼吸音の 1 種である細かい断続性ラ音については、ラ音の発生箇所特徴的な分布が現れる傾向があることを確認した。また、実際の訪問看護の現場で異常呼吸音が聴取される患者の聴診音に対しても特徴検出を行った結果、肺胞呼吸音と異常呼吸音でウェーブレット係数の分布の違いを確認できた。さらに、細かい断続性ラ音が聴取される聴診音については、細かい断続性ラ音特有の特徴が確認できた。しかし、録音方法によっては呼吸音が綺麗に録音できない場合があった。これに対しては録音機器や録音方法を工夫することで特徴検出が可能となると考えられる。また、電子聴診器で録音した聴診音で医師が誤った診断をした問題に対しては、電子聴診器での録音の際により高いサンプリング周波数で録音することが望ましいと言える。これにより、医師が誤った診断をする可能性を減らすことができると考えられる。

5.2 今後の課題

本研究では，異常呼吸音の可能性を検出することを目的として特徴検出を行ったため，肺胞呼吸音と各異常呼吸音のウェーブレット係数の分布の比較を行った．しかし，呼吸音の種類によってはウェーブレット係数の分布が異常呼吸音と類似する聴診音があった．そのため，今後は細かい断続性ラ音以外の異常呼吸音についても特有の特徴を検出できるような手法を検討する必要がある．また，今回離散ウェーブレット変換の基底として選択した Daubechies の基底についても複数の基底が存在するため，基底の変化によるウェーブレット係数の分布の変化について検討し，異常呼吸音の特徴検出に適した基底の選択を行う必要がある．

謝辞

本研究を行うにあたって、最後まで丁寧にご指導してくださった福本昌弘教授には大変感謝致します。本研究の副査をしていただいた浜村昌則教授，吉田真一准教授にも感謝致します。また，本研究で用いたデータを提供していただいたセントケア・ホールディング株式会社および名古屋大学医学部山内豊明教授に感謝いたします。

福本先生には本論文の添削だけでなく，SIP シンポジウムや研究会の論文や発表資料の添削に夜遅くまで付き合ってくださいました。これについては申し訳なさで感謝でいっぱいです。振り返ると，大学院に進学してからは学部時代以上に先生に対して失礼な態度だったと思います。これから先，社会に出てからそのような態度を取れる相手がいないと思った結果，年明け後からはさらに開き直った態度を取ってしまいました。しかし，その分先生に対して思っていることのほとんどが言えたと思うので個人的には気楽に研究室で過ごすことができました。4年間本当にお世話になりました。

吉田先生には，研究室イベントでの交流や実験の TA としてもお世話になりました。特に実験に関しては，私が実験 C を受講していなかったということから非常に扱い辛かったと思います。にもかかわらず，丁寧な解説付きで説明してくださったおかげで想像よりも早く内容を理解できました。TA の仕事は研究室の後輩指導に活かすことができました。さらに，今後の生活にもきっと役立つと思っています。丁寧にご指導いただき本当にありがとうございました。

NOC 職員である福富英次氏にも感謝致します。福富氏には，研究室環境や研究室活動における注意点や実験の内容の解説，後輩指導の仕方などさまざまな面で大変お世話になりました。また，神戸大学で活躍していらっしゃるだろう佐伯幸郎氏にはなぜかお会いする機会が多かったように思われます。その度に楽しいお話をしていただいたことは良い思い出です。

修士 1 年の田中麻実氏（以降，田中様）には公私ともに大変お世話になりました。若干面倒な私の性格に付き合ってくださいただける友人は貴重でした。また，田中様と先生の会話には毎

謝辞

回笑わせていただきました。これからもそのような関係が続けていかれることを祈っております。田中様には口うるさく色々と言ったと思いますが、話した内容の少しでも田中様の役に立つといいなと思っております。

研究室で一緒に研究を行ったかなあと思われる4年生の皆様にも感謝いたします。また、忙しい時期に田中様や先生と騒がしく過ごしてしまい、研究の妨げになったかと思ひます。すみませんでした。4年生の中でも特に公私ともに仲良くしていただいた内田氏、鈴木氏には色々迷惑をかけたかと思ひます。お世話になりました。

3年生の皆さんには、先輩らしいことは特に何もできなかったかと思ひます。そういうのは田中様に期待してください、よろしくお願いします。ただ、3年生の皆さんの仲の良さは貴重なことだと思うので、このままその良好な関係が続けていってほしいと思ひます。

長くなりましたが最後に、6年間に渡る長い大学生活を支えてくださった全ての方に感謝致します。

参考文献

- [1] 山内豊明, 岡本茂雄, “生命・生活の両面から捉える 訪問看護アセスメント・プロトコル,” 中央法規出版株式会社, 2012.
- [2] 喜安千弥, 柳原幸輔, 正田備也, 宮原末治, 岡三喜男, “呼吸の周期性を考慮した異常肺音の自動検出,” 映像メディア学術誌, Vol.61, No.12, pp.1769–1773, Dec. 2007.
- [3] 中川佑紀, 和田成夫, “肺音解析に基づく異常呼吸音の自動簡易判別法,” 第 30 回 信号処理シンポジウム, pp.391–395, 2015.
- [4] 3M ジャパングループ, “Electronic Stethoscope 電子聴診器,” http://www.mmm.co.jp/hc/littmann/ele_stethoscope/index.html, 2016 年 2 月 29 日閲覧.
- [5] 米丸亮, 櫻井利江, “ナースのための CD による呼吸音聴診トレーニング,” 株式会社 南江堂, 2014.
- [6] 川城丈夫, “CD による聴診トレーニング—呼吸音編— 改訂第 2 版,” 株式会社 南江堂, 2013.
- [7] 中野宏毅, 山本鎮男, 吉田靖夫, “ウェーブレットによる信号処理と画像処理,” 共立出版株式会社, 2000.
- [8] 小田信貴, “電子聴診器で発生する摩擦音の除去,” 平成 25 年度高知工科大学学士学位論文, Mar. 2014.
- [9] 新井康平, “ウェーブレット解析の基礎理論,” 森北出版株式会社, 2000.