

平成 27 年度
学士学位論文

ウェーブレット変換を用いた異常呼吸音の
特徴表現

Feature expression of abnormal breath sound by
using wavelet transform

1160287 内田啓太

指導教員 福本昌弘

高知工科大学 情報学群

要 旨

ウェーブレット変換を用いた異常呼吸音の特徴表現

内田啓太

訪問看護において聴診を行う際、看護師により録音された聴診音が病院にいる医師へ送信され、診断が行われる。しかし、病院の医師のもとには各訪問看護の現場より多数の聴診音が集まるため、全ての音源の診断に多大な時間がかかる。聴診音に異常呼吸音が含まれる患者は早急な治療を必要とする可能性が高いため、聴診時に異常呼吸音を自動検出するシステムが期待されている。

本研究では、異常呼吸音を自動検出するシステムへの利用を目的とした、ウェーブレット変換を用いた異常呼吸音の特徴表現手法を提案している。本手法は呼吸音にウェーブレット変換を行い、得られたウェーブレット係数を、横軸に時間、縦軸に周波数、色にウェーブレット係数の値を表す3次元グラフに表示している。この手法により、呼吸音の音圧レベルに影響されず異常呼吸音の特徴が表現できることを確認している。

キーワード 訪問看護, ウェーブレット変換, 異常呼吸音

Abstract

Feature expression of abnormal breath sound by using wavelet transform

UCHIDA Keita

In home nursing task, nurses report patient's auscultation sounds for doctors in order to diagnose the sounds. However, a variety of the sounds converge on a doctor from nurses. Thus, the doctors aren't able to diagnose immediately. If abnormal breath sound is found, the patients have to be treated immediately because there is a high possibility of serious illness.

This paper has presented an alternative method of expressoin feature by using Wavelet transform in order to use for the automatic detection system. The Wavelet transform feature extraction has used wavelet coefficients in order to express the characteristic of abnormal breath sounds. The proposed method has offered the characteristic of abnormal breath investigation with regardless of sound pressure level. This method has offered alternative solution in order to detect abnormal breath sounds.

key words home nursing care work, wavelet transform, abnormal breath 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	異常呼吸音の特徴解析	3
2.1	呼吸音の特徴	3
2.1.1	正常呼吸音の種類と特徴	4
2.1.2	異常呼吸音の種類と特徴	4
2.2	ウェーブレット変換を用いた時間周波数解析	5
2.2.1	ウェーブレット変換	5
2.2.2	ウェーブレット変換における基底	7
第 3 章	異常呼吸音の特徴表現	10
3.1	2次元グラフによる特徴表現	10
3.1.1	Daubechies の基底の検証	12
3.1.2	非対称性の少ない基底の検証	12
3.1.3	異常呼吸音ごとの特徴表現	17
3.1.4	訪問看護で録音された聴診音の特徴表示	18
3.1.5	音圧レベルの変化によるグラフの特徴形状の変化	19
3.2	3次元グラフによる特徴表現	21
3.2.1	異常呼吸音ごとの特徴表現	22
3.2.2	CD 音源と訪問看護の現場で録音された音源との特徴比較	22
3.2.3	音圧レベルの異なる呼吸音の特徴比較	26
3.2.4	聴診音に混入した雑音の特徴比較	27

目次

3.3	考察	27
第 4 章	結論	30
4.1	本研究のまとめ	30
4.2	今後の課題	30
	謝辞	31
	参考文献	33
付録 A	コンパクトサポートな基底を成す数列	34

目次

2.1	ウェーブレット変換	6
2.2	Haar ウェーブレット	6
3.1	N=2 の Daubechies の基底を用いたウェーブレット変換による特徴表現 . . .	11
3.2	Daubechies の基底を用いたウェーブレット変換による特徴表現	14
3.3	非対称性の少ない基底を用いたウェーブレット変換による特徴表現	15
3.4	非対称性が少ない基底を用いたウェーブレット変換による異常呼吸音ごとの 特徴表現	17
3.5	訪問看護の現場で録音された聴診音の特徴表現	18
3.6	音圧レベルの異なる呼吸音の特徴表現 (録音された聴診音)	19
3.7	音圧レベルの異なる呼吸音の特徴表現 (CD 音源)	20
3.8	音圧レベルの異なる音源を対象としたウェーブレット変換	21
3.9	3次元グラフによる高調性連続性ラ音の特徴表現	23
3.10	3次元グラフによる低調性連続性ラ音の特徴表現	23
3.11	3次元グラフによる粗い断続性ラ音の特徴表現	23
3.12	3次元グラフによる細かい断続性ラ音の特徴表現	24
3.13	3次元グラフによる正常呼吸音の特徴表現	24
3.14	3次元グラフによる高調性連続性ラ音の特徴表現	25
3.15	3次元グラフによる低調性連続性ラ音の特徴表現	25
3.16	3次元グラフによる粗い断続性ラ音の特徴表現	25
3.17	3次元グラフによる細かい断続性ラ音ラの特徴表現	26
3.18	音圧レベルを変更した呼吸音の特徴表現	26
3.19	食器がぶつかる音	27
3.20	水道から水が流れる音	28

図目次

3.21 会話の音声 28

表目次

2.1	$N = 2$ から $N = 5$ の Daubechies の基底	9
3.1	$N=6$ から $N=8$ の Daubechies の基底	13
3.2	$N=4$ から $N=6$ の最も非対称性の少ない基底	16
3.3	各異常呼吸音に特有の特徴	22

第 1 章

序論

1.1 本研究の背景と目的

訪問看護において聴診は重要な診察方法の一つであり、聴診音に異常がみられる患者は早急な治療を必要とする場合がある [1]。しかし、訪問看護にあたる看護師は診断を行う資格を持たないため、訪問看護の現場で聴診音の診断を行うことができない [2]。そのため訪問看護における聴診は、看護師が録音した患者の呼吸音を病院の医師へ伝送し、医師が診断を行う。しかし、病院の医師のもとには各訪問看護の現場より多数の呼吸音が集まるため、全ての音源の診断に多大な時間を要する。この様に訪問看護における聴診では、緊急に治療を必要とする患者に対して早急に治療が行われないことが問題視されている。この問題は、聴診音に含まれる異常呼吸音を自動検出するシステムにより解決する事が可能である。異常呼吸音を自動検出するシステムにより、訪問看護の現場で聴診を行った際に聴診音に異常呼吸音が混入していると検知された患者に対し、即座に病院での診療を促すことが可能である。異常呼吸音を自動検出するシステムに関する先行研究では、一部の異常呼吸音の特徴抽出及び判別がなされた [3][4]。呼吸音の特徴解析手法にはウェーブレット変換が用いられ、得られたウェーブレット係数に正常呼吸音と異常呼吸音の特徴差が含まれることを利用し、ウェーブレット係数の分布を用いた呼吸音の判別が行われている。しかし、提案された呼吸音の特徴表現手法では、呼吸音の音圧レベルの変化に伴い、表現される呼吸音の特徴に変化がみられた。この点は、異常呼吸音を自動検出するシステムを訪問看護の現場で使用する際に問題となりうる。訪問看護を行う看護師のスキルの差により、録音された聴診音の音圧レベルは音源ごとに異なる。そのため、呼吸音の音圧レベルの変化に伴う、表現される呼吸音

1.2 本論文の構成

の特徴の変化は，聴診音に含まれる異常呼吸音の判別の精度に影響する．そのため本研究では，呼吸音に対しウェーブレット変換を行い得られた特徴を用いて，判別対象である聴診音の音圧レベルによらず異常呼吸音の特徴が確認できる特徴表現方法の提案を行う．

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，呼吸音の特徴及びウェーブレット変換を用いた特徴抽出について述べる．第3章では，先行研究における呼吸音の特徴表現手法と，本研究で提案する特徴表現手法について述べる．第4章では，本研究における結論及び今後の課題について述べる．

第2章

異常呼吸音の特徴解析

訪問看護の現場において、聴診音に含まれる異常呼吸音を自動検出するシステムの導入が期待されている。システムの導入により、訪問看護の現場での異常呼吸音の検出率の向上と、医師が多数の聴診音を診断する負担の軽減が実現でき、治療が必要な患者へ適切な対応を早急に行うことができる。システムにおける異常呼吸音の検出にはパターン認識を用い、聴診音に異常呼吸音が含まれるか含まれないかを判別する。パターン認識を行うにあたり、学習データとして正常呼吸音と異常呼吸音の判別ができる特徴の情報が必要となる。本章では呼吸音の種類とそれぞれの呼吸音の特徴について述べ、呼吸音の特徴解析手法として時間周波数解析であるウェーブレット変換について述べる。

2.1 呼吸音の特徴

呼吸音は大きく正常と異常に分類され、それぞれ複数の種類が存在する [2]。また、異常は呼吸音の減弱・消失などの音圧や音源長の変化と、聴診時に聞かれる異常な音である副雑音に分類される [2]。以後、正常に分類される呼吸音を正常呼吸音と称し、副雑音を異常呼吸音と称する。正常呼吸音、異常呼吸音ともに各種類ごとに特有の時間と周波数の特徴があり、その特徴を医師が聴き分けることで聴診・診断が行われる。まず正常呼吸音と異常呼吸音の種類及び各々の特徴について述べる。

2.1 呼吸音の特徴

2.1.1 正常呼吸音の種類と特徴

正常呼吸音は気管呼吸音，気管支呼吸音，肺胞呼吸音，気管支肺胞呼吸音の4種に分類される [5]。気管呼吸音は頸部気管上で聴取されるフーフーといった大きく粗く，高い周波数成分を含む呼吸音である [5]。吸気と呼気の間には間隔があり，吸気と呼気の長さが同じで音量は同じか呼気の方が若干大きい [5]。気管支呼吸音は太い気道に近い箇所では聴取される，フーフーといった明瞭な，高い周波数成分を含む呼吸音である [5]。吸気と呼気の間には間隔があり，吸気に比べ呼気の音量が大きい [5]。肺胞呼吸音は大部分の胸壁で聴取される，サーといった小さく柔らかく，低い周波数成分を含む呼吸音である [5]。吸気と呼気の間には間隔は無く，吸気が長く一定の音量で聴取されるが呼気は短く非常に小さな音のためほとんど聴取されない [5]。気管支肺胞呼吸音は正常時に胸骨上部の狭い範囲のみで聴取される，気管支呼吸音と肺胞呼吸音の中間の性質をもつ呼吸音である [5]。吸気と呼気の間には間隔は無く，吸気に比べて呼気が長く大きい [5]。本研究では正常呼吸音のうち肺胞呼吸音を研究対象とし，気管呼吸音，気管支呼吸音，気管支肺胞呼吸音は研究対象としていない。

2.1.2 異常呼吸音の種類と特徴

異常呼吸音は高調性連続性ラ音，低調性連続性ラ音，粗い断続性ラ音，細かい断続性ラ音，その他に分類される [5]。高調性連続性ラ音はピーもしくはヒューといった 400Hz 以上の周波数成分を含む呼吸音で，呼気の後半に 250msec 程度持続して聴取される [5]。低調性連続性ラ音はグーといった 200Hz 以下の周波数成分を含む呼吸音で，呼気の後半に 250msec 程度持続して聴取される [5]。粗い断続性ラ音はプツプツといった 10msec 程度の低い周波数成分を含む呼吸音で，吸気と呼気の間どちらでも聴取され，音量は大きい [5]。細かい断続性ラ音はパリパリといった 5msec 程度の高い周波数成分を含む呼吸音で，吸気の後半に聴取され，音量は粗い断続性ラ音に比べ小さい [5]。その他の異常呼吸音には胸膜摩擦音やハマンズサインなどが含まれる [5]。このように，異常呼吸音は正常呼吸音に比べて時間周波数特徴が限定的である。本研究では異常呼吸音のうち高調性連続性ラ音，低調性連続性ラ

2.2 ウェーブレット変換を用いた時間周波数解析

音, 粗い断続性ラ音および細かい断続性ラ音を研究対象とし, その他の異常呼吸音は研究対象としていない.

2.2 ウェーブレット変換を用いた時間周波数解析

呼吸音の特徴抽出を目的として, 呼吸音に対して時間周波数解析を行う. 先行研究では, 代表的な時間周波数解析手法として短時間フーリエ変換とウェーブレット変換が検討され, 呼吸音の解析を行う際の計算時間がより短い点, 短時間フーリエ変換において信号の分割幅と呼吸音の特徴が重なる問題が解決できる点よりウェーブレット変換が用いられた [3]. 本節では, 信号の時間周波数特徴抽出を目的としたウェーブレット変換について述べる.

2.2.1 ウェーブレット変換

ウェーブレット変換は, 信号の時間成分と周波数成分の両方を同時に抽出できる時間周波数解析手法である. また, ウェーブレット変換は基本的に, 連続ウェーブレット変換, 離散ウェーブレット変換に分類され, 連続ウェーブレット変換の対象は連続データ (アナログ・データ) であり, 離散ウェーブレット変換の対象は離散データ (デジタル・データ) である. 連続ウェーブレット変換は下記の式で表される [7].

$$W_{\psi}(t)(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \overline{\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} dt \quad (2.1)$$

式 (2.1) において, $h(t)$ は解析対象の信号を, $\psi(t)$ は解析に用いられる基底を, a は基底を拡大もしくは縮小する値を, b は基底を平行移動する値を表す. また, $\overline{\frac{1}{\sqrt{a}}\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)}$ は $\frac{1}{\sqrt{a}}\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$ の複素共役を表す. 次に, 図 2.1 に連続ウェーブレット変換の手順を示す. ウェーブレット変換では, 解析対象の信号に対して, 図 2.2 の様な基底 (ウェーブレット) と呼ばれる 1 つの小さな波を基準とし, それを拡大・縮小および, 時間軸上で平行移動してできる多数のウェーブレットとそれぞれ内積を行い, 信号と基底との相関を得る. 拡大した基底では低い周波数の特徴を, 縮小した基底では高い周波数の特徴を得ることができ, 基底を平行移動する際に時間の特徴が得られる.

2.2 ウェーブレット変換を用いた時間周波数解析

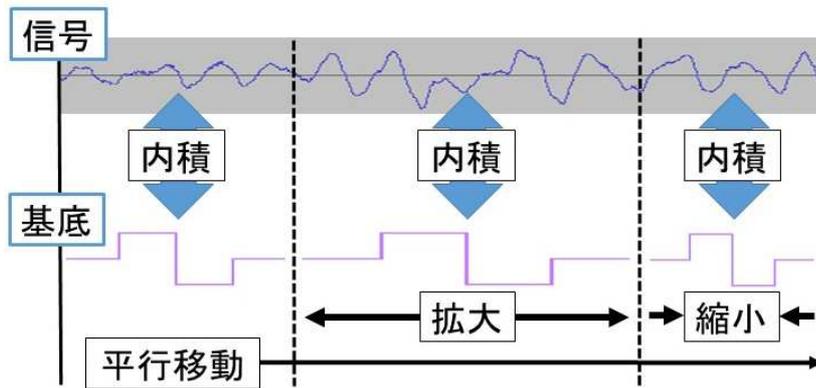


図 2.1 ウェーブレット変換

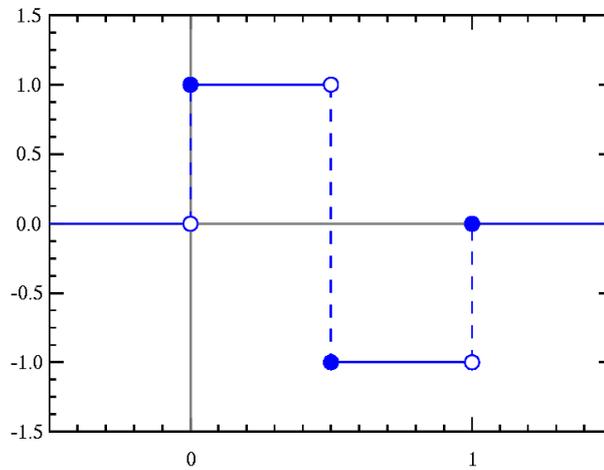


図 2.2 Haar ウェーブレット

ウェーブレット変換により得られるウェーブレット係数は、解析対象の信号の周波数ごとの要素とその発生時間が対応した値であり、解析対象の信号の時間と周波数の特徴を含んでいる [7]。また、離散ウェーブレット変換は、連続ウェーブレット変換における拡大・縮小、平行移動の処理を離散的に行うため、式 (2.1) において $\psi_{a,b}(t)$ は、 $\psi_{a,b}(t) = x^{\frac{a}{2}} \psi(2^a t - b)$ ($(a(> 1), b(> 0)) \in Z$) と表される。 Z は整数の集合を表す [7]。また、解析対象の信号 $h(t)$ を時間 T ごとにサンプリングしたデジタル信号を $h_n = h(nT)$ と表し、定数 a , b を

2.2 ウェーブレット変換を用いた時間周波数解析

$a = 2^{L-l}$, $b = k2^{L-l}$ と表すと, 離散ウェーブレット変換は

$$DW_l(k, b) = \frac{1}{\sqrt{2^{L-l}}} \sum_n h_n \psi\left(\frac{t - k2^{L-l}}{2^{L-l}}\right) \quad (2.2)$$

として定義される [7]. このとき L , l , k は正整数であり, L は信号のレベルを, l は解析のレベルを表す [7]. レベル l を小さくすると, 基底の横幅を大きくでき, 低い周波数を解析できる [7]. 本研究では先行研究と同様に, 呼吸音の特徴解析手法として離散ウェーブレット変換を用いた. 以降の文中では, 本研究で用いる離散ウェーブレット変換をウェーブレット変換と記述する. また, 基底には図 2.2 に示した Haar ウェーブレットや Daubechies ウェーブレットなど様々な種類が存在し, 種類ごとに基底の形状が異なる. ウェーブレット変換は解析対象の信号と基底との相関を得るため, 基底の形状が異なれば得られる時間周波数特徴も異なる [7]. 先行研究では, 呼吸音にウェーブレット変換を用いて得たウェーブレット係数の分布をもとに, 正常呼吸音と異常呼吸音の判別を目的とした呼吸音の特徴表現が行われ, 呼吸音の判別に適した基底の検討がなされている [3].

2.2.2 ウェーブレット変換における基底

ウェーブレット変換では解析対象の信号と基底との相関が得られるため, 用いる基底により求められるウェーブレット係数が異なる. そのため, 呼吸音の特徴を明瞭に得られる基底を検討することが必要となる. 本節では, ウェーブレット変換における基底の定め方, 先行研究で検証された Haar の基底と Daubechies の基底, 本研究で検証する非対称性の少ない基底について述べる.

まず, ウェーブレット変換における基底はウェーブレット関数 $\psi(t)$ により定義される. また, 関数 $\psi(t)$ から関数 $\psi_{a,b}(t)$ を

$$\psi_{a,b}(t) = 2^{\frac{a}{2}} \psi(2^a t - b) \quad (2.3)$$

のように定義し, 関数列 $\psi_{a,b}(t)_{a,b \in \mathbb{Z}}$ が正規直交系をなすとき, $\psi_{m,n}(x)$ が正規直交基底となる [7][8]. このように $\psi_{m,n}(x)$ が正規直交基底を構成するような関数 ψ の最も古い例が

2.2 ウェーブレット変換を用いた時間周波数解析

Haar 関数 (Haar の基底) である [8]. Haar の基底は様々な種類が存在する基底のうち最も単純な基底である. また, 連続ではなく離散で定義され, ウェーブレット関数 $\psi(t)$ は下記の式で表される [7].

$$\psi(x) = \begin{cases} 1 & (0 \leq x < 1/2) \\ -1 & (1/2 \leq x < 1) \\ 0 & (\text{その他の場合}) \end{cases} \quad (2.4)$$

形状は図 2.2 に示した様に矩形波の様な基底であり, 後に紹介する基底と比較して, 周波数分解能が低く計算時間が早い点が特徴として挙げられる.

また, ウェーブレット関数 $\psi(t)$ は, 補助関数であるスケーリング関数 $\phi(t)$ により定義され, この手法は多重解像度解析と呼ばれる [7]. スケーリング関数 $\phi(t)$ はウェーブレット関数 $\psi(t)$ における拡大縮小および平行移動を指定する関数であり,

$$\psi(x) = \sum_k d_k \phi(x - k) \quad (2.5)$$

$$\phi(x) = \sum_k c_k \phi(2x - k) \quad (2.6)$$

の関係を満たす様に定義される [8]. R は実数の集合を表す. この $\psi(t)$ および $\phi(t)$ において, k を整数として以下の関係を満たす数列 α_k および数列 β_k が必要となる [9]. ウェーブレット変換における基底はこの数列より定義される.

$$\phi(x) = \sum_k \alpha_k \sqrt{2} \phi(2x - k) \quad (2.7)$$

$$\beta_k = (-1)^k \alpha_{1-k} \quad (2.8)$$

$$\psi(x) = \sum_k \beta_k \sqrt{2} \phi(2x - k) \quad (2.9)$$

上記の関係を満たす数列は様々な種類が構成されている.

Daubechies の基底は Haar の基底を一般化したものである. また, Daubechies の基底を成す数列はコンパクトサポートなウェーブレット関数を構成し, 式 (2.7) から式 (2.9) を満たす数列 α_k (Daubechies の数列) である [9]. 数列 α_k を求める計算方法について, 付録 A に記載する. Daubechies の数列をスケーリング関数 $\phi(x)$ に用いてウェーブレット関数 $\psi(x)$ を求め, ウェーブレット変換を行う. Daubechies により構成された数列 α_k のうち $N = 2$ から $N = 5$ のものを表 2.1 に示す.

2.2 ウェーブレット変換を用いた時間周波数解析

表 2.1 $N = 2$ から $N = 5$ の Daubechies の基底

N	値
2	0.4829629131445341 0.8365163037378077 0.2241438680420134 -0.1294095225512603
3	0.3326705529500825 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

先行研究では Daubechies の基底のうち、 $N = 2$ から $N = 5$ の基底を用いたウェーブレット変換による呼吸音の特徴表現が検証されている [3].

また、非対称性の少ない基底の特徴として、基底の形状において非対称性が少ない点あげられる。Daubechies の基底と同様、式 (2.7) から式 (2.9) を満たし基底の形状に非対称性が少ないよう数列 α_k が定義されており、数列 α_k をスケーリング関数 $\phi(x)$ に用いてウェーブレット関数 $\psi(x)$ を求め、ウェーブレット変換を行う。Daubechies の基底の形状における非対称性と差がみられることから、本研究では呼吸音の特徴解析手法として非対称性の少ない基底を用いたウェーブレット変換を行い、呼吸音の特徴が明瞭に得られるか検証を行った。

第 3 章

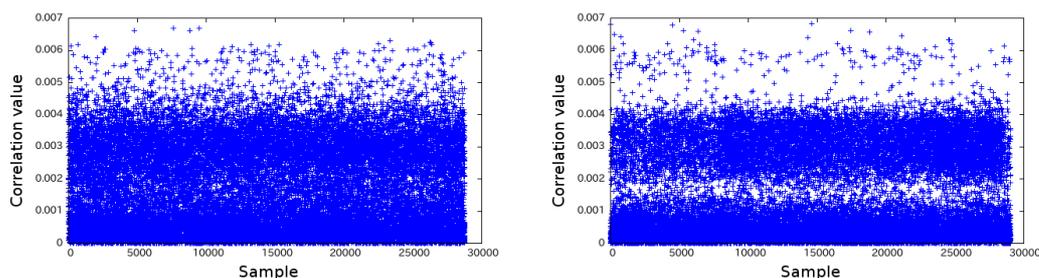
異常呼吸音の特徴表現

呼吸音にウェーブレット変換を用いて得たウェーブレット係数に正常呼吸音と異常呼吸音の特徴の差が含まれることを利用し、呼吸音の判別を行う。判別にパターン認識を用いる場合、パターン認識に利用する学習データとして正常呼吸音と異常呼吸音の特徴の差が確認できるデータが必要となる。そのため、正常呼吸音と異常呼吸音の差が確認できるウェーブレット係数の表示手法が必要である。先行研究では、呼吸音にウェーブレット変換を行い得られたウェーブレット係数を、横軸に時間、縦軸にウェーブレット係数の値を表す 2 次元グラフに表示し、正常呼吸音と異常呼吸音の分布に差が確認できている [3]。本章では、ウェーブレット変換における基底を変更し、2 次元グラフでの特徴表現への影響を検証する。また、本研究では呼吸音の特徴表現手法として、横軸に時間、縦軸に周波数、色にウェーブレット係数の値を表す 3 次元グラフによる特徴表現を提案する。先行研究において呼吸音の判別に利用された 2 次元グラフによる特徴表現方法と 3 次元グラフによる特徴表現方法を比較し、提案手法が呼吸音の判別に適しているか検討を行う。

3.1 2 次元グラフによる特徴表現

先行研究では、呼吸音にウェーブレット変換を行い得られたウェーブレット係数 $DW_l(k, b)$ を、横軸に時間 $k2^{L-l}$ 、縦軸にウェーブレット係数の値を表す 2 次元グラフに表示し、特徴表現が行われている。ウェーブレット変換には、式 (2.2) に示した離散ウェーブレット変換が用いられ、式における h_n に呼吸音の信号、 $\psi\left(\frac{t - k2^{L-l}}{2^{L-l}}\right)$ に任意の基底をなす数列が該当し、信号のサンプルと基底の項との内積および内積結果の足し合わせが呼吸

3.1 2次元グラフによる特徴表現



(a) 肺胞呼吸音のウェーブレット係数分布

(b) 高調性連続性ラ音のウェーブレット係数分布

図 3.1 $N=2$ の Daubechies の基底を用いたウェーブレット変換による特徴表現

音の信号長である n 回行われる。また、ウェーブレット変換に用いる基底により得られるウェーブレット係数が異なることから、ウェーブレット変換に用いる基底として Haar の基底と Daubechies の基底のどちらが呼吸音の判別に適しているか検討が行われた。さらに、Daubechies の基底では、Daubechies の数列を $N = 2$ から $N = 5$ まで変化させた場合におけるウェーブレット係数の分布による呼吸音の特徴表現結果の比較が行われている [3]。その結果、正常呼吸音と異常呼吸音の判別し易さと計算時間の短さから、Daubechies による $N = 2$ の基底が呼吸音の判別に適していると判断されている [3]。 $N = 2$ の Daubechies の基底を用いたウェーブレット変換により得た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を図 3.1(a) 及び図 3.1(b) に示す。

異常呼吸音である高調性連続性ラ音のウェーブレット係数の分布と、正常呼吸音である肺胞呼吸音のウェーブレット係数の分布に差がみられ、この差を用いて聴診音が正常呼吸音であるか異常呼吸音であるかの判別が行われた。検証された呼吸音は、正常呼吸音として肺胞呼吸音、気管支肺胞呼吸音、気管呼吸音と、異常呼吸音として高調性ラ音、気管支狭窄の高調性連続性ラ音、低調性連続性ラ音、気管支喘息の低調性連続性ラ音、気管支狭窄の低調性連続性ラ音である。先行研究では今後の課題として、異常呼吸音の種類判別を行うことが挙げられている [3]。そのため、本研究では先行研究で検証されなかった $N = 6$ の Daubechies の数列による基底と、その形状において非対称性の少ない基底を用いたウェーブレット変換により特徴解析を行い、異常呼吸音の種類ごとの特徴表現について検証を行った。

3.1 2次元グラフによる特徴表現

3.1.1 Daubechies の基底の検証

Daubechies の基底のうち $N = 6$ から $N = 8$ の基底を用いた際のウェーブレット係数の分布の差を比較し、より明瞭に正常呼吸音と異常呼吸音の判別が可能な基底を検討する。 $N = 6$ から $N = 8$ の Daubechies の基底を用いたウェーブレット変換により得られるウェーブレット係数の分布を図 3.2 に示す。 Daubechies の数列は表 3.1 に示す。 昨年度の研究で検証された $N = 2$ の Daubechies の基底を用いたウェーブレット変換により得たウェーブレット係数の分布と比較して、 $N = 6$ から $N = 8$ の Daubechies の基底では正常呼吸音と異常呼吸音の差を判別しづらいことが確認できた。 これは、 Daubechies の基底において N の値が大きくなるにつれウェーブレット関数 $\psi(x)$ における数列 β_k の項数が増え、呼吸音の周波数成分がより細かく解析され、ウェーブレット係数の分布に変化がみられたと考えられる。 この結果より、 $N = 6$ 以上の Daubechies の基底は呼吸音の判別に適さないと考えられる。

3.1.2 非対称性の少ない基底の検証

次に、 $N = 4$ から $N = 6$ の、形状の非対称性が少ない基底を用いたウェーブレット変換により得られるウェーブレット係数の分布について検証を行った。 この基底は形状に非対称性が少ない点が特徴であり、呼吸音に対してウェーブレット変換を行い得られる特徴を Daubechies の基底により得られた特徴と比較する。 非対称性が少ない基底の数列を表 3.2 に示す。

前節で扱った肺胞呼吸音および高調性連続性ラ音と同じ音源に対して、非対称性の少ない基底のうち、 $N = 4$ から $N = 6$ の基底を用いたウェーブレット変換を行い得たウェーブレット係数の分布を図 3.3 に示す。

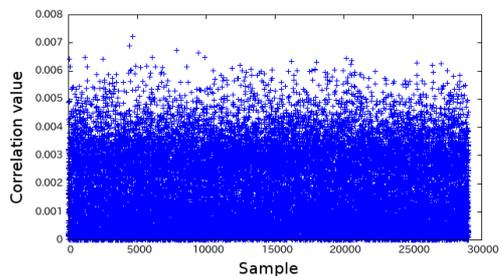
$N = 4$ と $N = 6$ の場合は $N = 5$ と比べ肺胞呼吸音と高調性連続性ラ音の区別が付きやすいことが確認できた。 また、 $N = 5$ の場合では、異常呼吸音の特徴としている密度が低い範囲が移動してみられた。 これは、 $N = 5$ の基底の特徴が $N = 4$ および $N = 6$ の基底のも

3.1 2次元グラフによる特徴表現

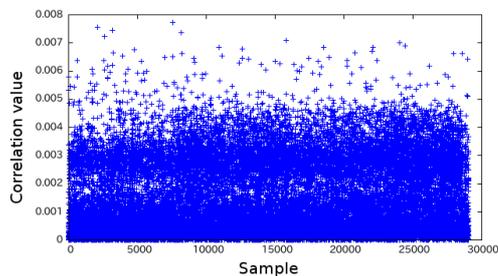
表 3.1 N=6 から N=8 の Daubechies の基底

N	値
6	0.1115407433501095 0.4946238903984533
	0.7511339080210959 0.3152503517091982
	-0.2262646939654400 -0.1297668675672625
	0.0975016055873225 0.0275228655303053
	-0.0315820393174862 0.0005538422011614
	0.0047772575109455 -0.0010773010853085
7	0.0778520540850037 0.3965393194818912
	0.7291320908461957 0.4697822874051889
	-0.1439060039285212 -0.2240361849938412
	0.0713092192668272 0.0806126091510774
	-0.0380299369350104 -0.0165745416306655
	0.0125509985560986 0.0004295779729214
-0.0018016407040473 0.0003537137999745	
8	0.0544158422431072 0.3128715909143166
	0.6756307362973195 0.5853546836543259
	-0.0158291052563823 -0.2840155429615824
	0.0004724845739124 0.1287474266204893
	-0.0173693010018090 -0.0440882539307971
	0.0139810279174001 0.0087460940474065
	-0.0048703529934520 -0.0003917403733770
	0.0006754494064506 -0.0001174767841248

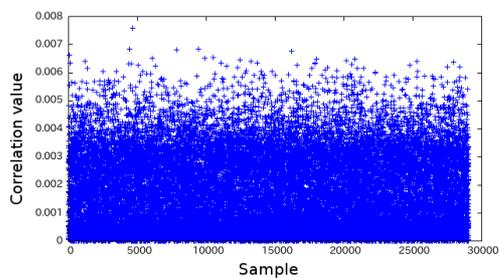
3.1 2次元グラフによる特徴表現



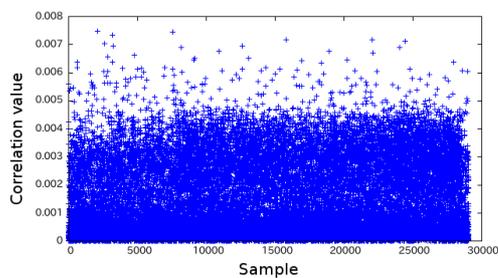
(a) $N = 6$ の場合の肺胞呼吸音



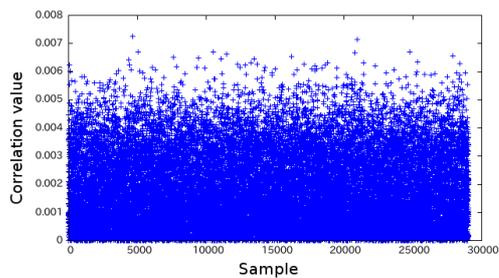
(b) $N = 6$ の場合の高調性連続性ラ音



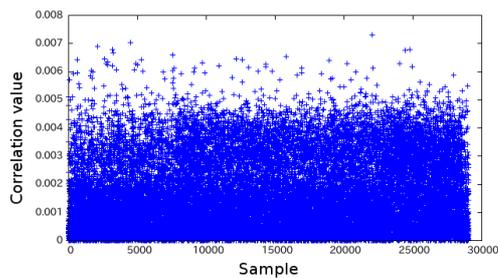
(c) $N = 7$ の場合の肺胞呼吸音



(d) $N = 7$ の場合の高調性連続性ラ音



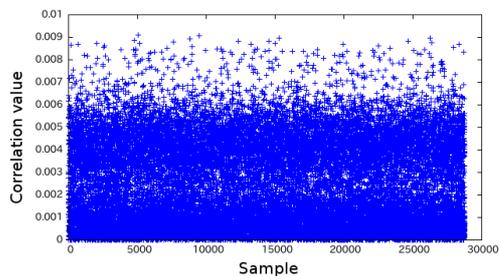
(e) $N = 8$ の場合の肺胞呼吸音



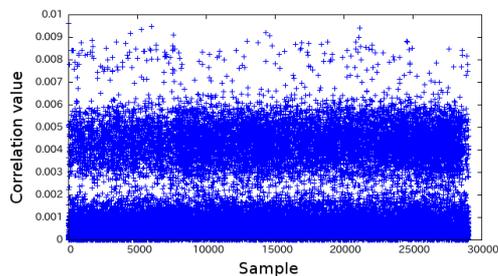
(f) $N = 8$ の場合の高調性連続性ラ音

図 3.2 Daubechies の基底を用いたウェーブレット変換による特徴表現

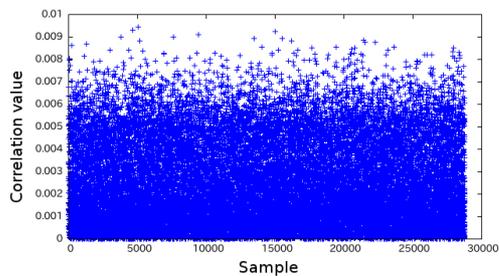
3.1 2次元グラフによる特徴表現



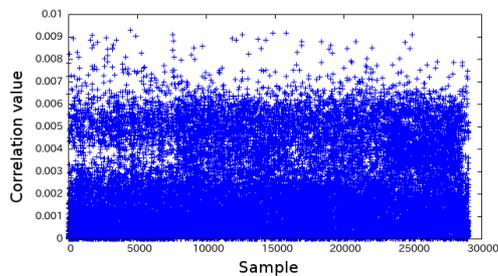
(a) $N = 4$ の場合の肺胞呼吸音



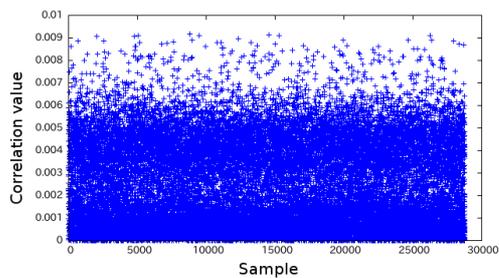
(b) $N = 4$ の場合の高調性連続性ラ音



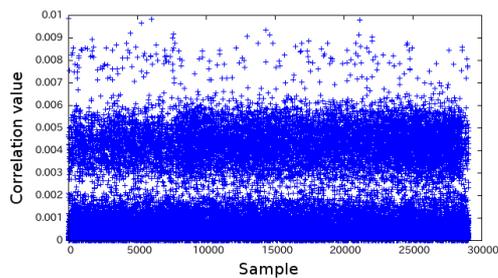
(c) $N = 5$ の場合の肺胞呼吸音



(d) $N = 5$ の場合の高調性連続性ラ音



(e) $N = 6$ の場合の肺胞呼吸音



(f) $N = 6$ の場合の高調性連続性ラ音

図 3.3 非対称性の少ない基底を用いたウェーブレット変換による特徴表現

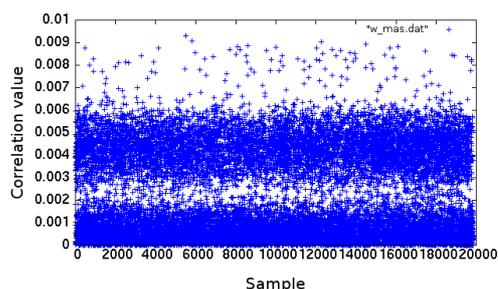
3.1 2次元グラフによる特徴表現

表 3.2 N=4 から N=6 の最も非対称性の少ない基底

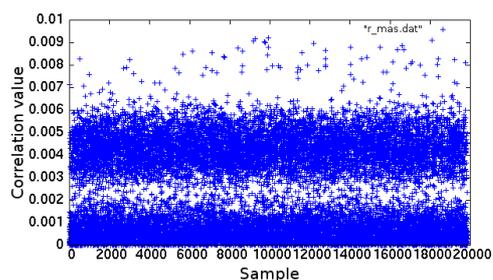
N	値
4	-0.107148901418 -0.041910965125 0.703739068656 1.136658243408 0.421234534204 -0.140317624179 -0.017824701442 0.045570345869
5	0.038654795955 0.041746864422 -0.055344186117 0.281990696854, 1.023052966894 0.896581648380 0.023478923136 -0.247951362613 -0.029842499869 0.027632152958
6	0.021784700327 0.004936612372 -0.166863215412 -0.068323121587 0.694457972958 1.113892783926 0.477904371333 -0.102724969862 -0.029783751299 0.063250562660 0.002499922093 -0.011031867509

のと異なり，異常呼吸音の周波数特徴が異なる位置に表現されたと考えられる．聴診トレーニング用の CD 音源では，正常呼吸音と異常呼吸音の判別が可能であり，ウェーブレット変換に用いる基底によりグラフに表示される値に差がみられた．この結果より，非対称性の少ない基底では，正常呼吸音と異常呼吸音の判別が可能であり，かつ N の値が小さく計算時間の短い $N = 4$ の基底が呼吸音の判別に適していると考えられる．次に，非対称性の少ない $N = 4$ の基底を用いて，先行研究における課題であった異常呼吸音ごとの特徴判別が可能であるか，検証を行った．

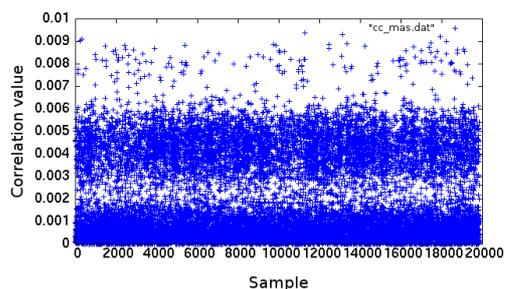
3.1 2次元グラフによる特徴表現



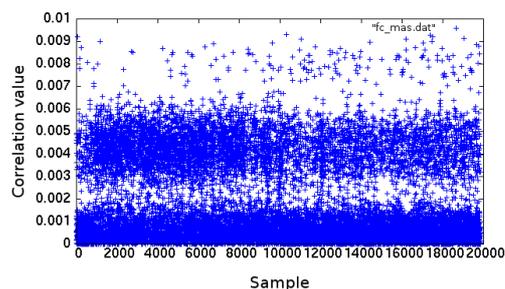
(a) 高調性連続性ラ音のウェーブレット係数分布



(b) 低調性連続性ラ音のウェーブレット係数分布



(c) 粗い断続性ラ音のウェーブレット係数分布



(d) 細かい断続性ラ音のウェーブレット係数分布

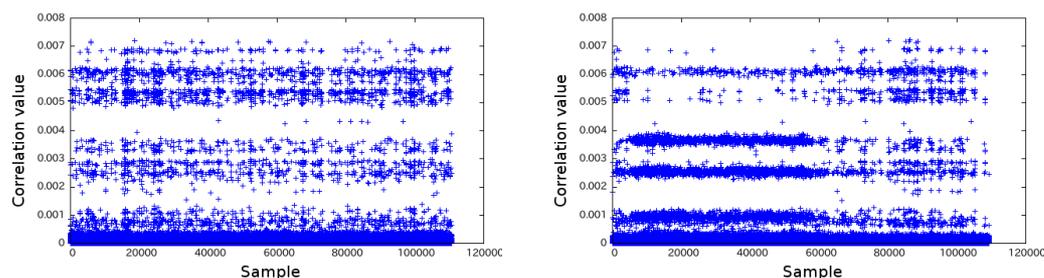
図 3.4 非対称性が少ない基底を用いたウェーブレット変換による異常呼吸音ごとの特徴表現

3.1.3 異常呼吸音ごとの特徴表現

異常呼吸音である高調性連続性ラ音，低調性連続性ラ音，粗い断続性ラ音，細かい断続性ラ音にウェーブレット変換を行い得られるウェーブレット係数の分布に差がみられるか，検証を行った．ウェーブレット変換に用いる基底には，非対称性の少ない基底のうち正常呼吸音と異常呼吸音の判別が可能であり，かつ N の値が小さく計算時間が短い $N = 4$ の基底を選択した．また，呼吸音の音源には聴診トレーニング用の CD 音源を用いた．それぞれの呼吸音のウェーブレット係数の分布を図 3.4 に示す．いずれの異常呼吸音においても，異常呼吸音であると判断する特徴は確認できたが，異常呼吸音の種類判別は難しい．

ここまでの検証で，呼吸音の音源として聴診トレーニング用の CD 音源を対象に正常呼

3.1 2次元グラフによる特徴表現



(a) 正常呼吸音のウェーブレット係数分布

(b) 高調性連続性ラ音のウェーブレット係数分布

図 3.5 訪問看護の現場で録音された聴診音の特徴表現

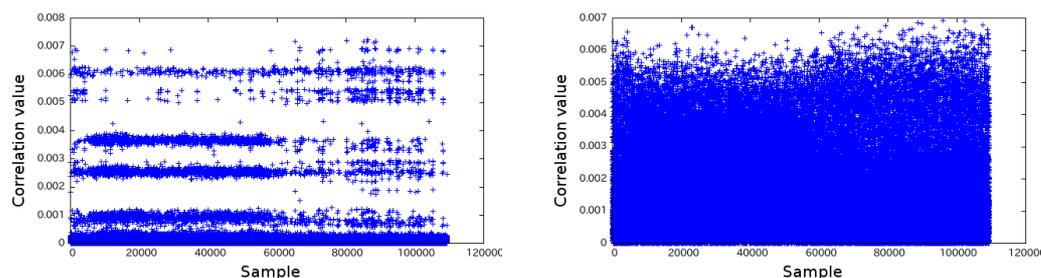
吸音と異常呼吸音の判別が可能であるが、異常呼吸音の種類が判別が難しいことが確認できた。異常呼吸音の自動検出システムの実用に向けた次の段階として、実際の訪問看護の現場において使用する場合を考え、呼吸音の音源に訪問看護の現場で録音された音源を用いて、ウェーブレット変換を行い得られたウェーブレット係数の分布および正常呼吸音と異常呼吸音が判別可能であるかを検証した。

3.1.4 訪問看護で録音された聴診音の特徴表示

訪問看護で録音された聴診音のうち、正常呼吸音と高調性連続性ラ音にウェーブレット変換を行い得られたウェーブレット係数の分布が図 3.5 である。

表示された特徴の形状は、聴診トレーニング用 CD 音源の呼吸音を対象とした特徴表現においてグラフに表示された形状と異なり、特定の範囲に集中していることが確認できた。また、正常呼吸音と異常呼吸音の差も聴診トレーニング用 CD 音源から得られる結果とは異なった。これは、聴診トレーニング用 CD 音源と録音された聴診音の音質と音圧レベルの差によるものと考えられる。録音された聴診音には訪問看護の家庭での生活音や会話など、CD 音源にはみられない雑音が混入しており、CD 音源と比較して呼吸音が聞きづらい。また、録音された聴診音の音圧レベルは CD 音源に比べて小さいため、ウェーブレット変換により得られるウェーブレット係数の値が小さく、分布が広がらないため図 3.5 の様に特定

3.1 2次元グラフによる特徴表現



(a) 高調性連続性ラ音

(b) 音圧レベルを変更した高調性連続性ラ音

図 3.6 音圧レベルの異なる呼吸音の特徴表現 (録音された聴診音)

の範囲に集中して分布したと考えられる。次に、訪問看護の現場で録音された聴診音の音圧レベルが聴診トレーニング用 CD 音源と比較して小さかったため、録音された聴診音の音圧レベルを聞きやすい様に変化させ、特徴表現を行った。

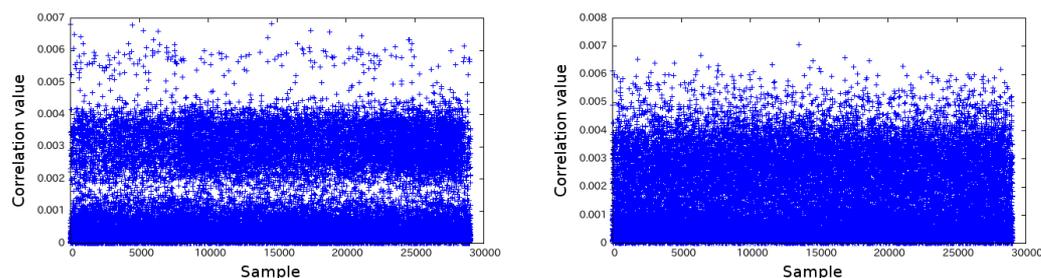
3.1.5 音圧レベルの変化によるグラフの特徴形状の変化

呼吸音の音圧レベルを変更する前と変更した後の、音圧レベルのみが異なる 2 つの音源の特徴表現を検証した。図 3.6(a) が加工していない異常呼吸音、図 3.6(b) が音圧レベルを変更した異常呼吸音の 2 次元グラフによる特徴表現であり、両者の特徴の差が確認できた。これは、聴診音の音圧レベルを上げたことでウェーブレット変換により得られるウェーブレット係数の値が大きくなるため、2 次元グラフにおける分布に広がりが見られたと考えられる。訪問看護の現場で録音された聴診音の音圧レベルを変更した音源でグラフの見た目に差がみられたことから、聴診トレーニング用 CD の呼吸音に対して音圧レベルを変更した音源を作成し、表現される特徴への影響を検証した。

図 3.7(a) は加工していない断続性ラ音、図 3.7(b) は同じ音源に対して音圧レベルを変更した音源の、それぞれに対してウェーブレット変換を行い得られたウェーブレット係数の分布である。

訪問看護の現場で録音された聴診音と同様に、聴診トレーニング用 CD の音源でも音圧レ

3.1 2次元グラフによる特徴表現



(a) 高調性連続性ラ音

(b) 音圧レベルを変更した高調性連続性ラ音

図 3.7 音圧レベルの異なる呼吸音の特徴表現 (CD 音源)

ベルに差のある2つの音源の特徴に差がみられた。また、図 3.7(b) では異常呼吸音であると判断する際に用いられた特徴が確認しづらくなった。この様に、昨年度用いられた2次元グラフによる呼吸音の特徴表現方法は、呼吸音の音圧レベルを変化させた際、グラフに表示される特徴の形状が変化した。また、音圧レベルを変化させた異常呼吸音のウェーブレット係数の分布において、異常であると判断しづらい場合がみられた。この点は訪問看護の現場での利用が想定されるシステムにおいて、音圧レベルの値により得られる特徴の形状に影響がある表示方法を用いた場合、異常呼吸音の判別に支障をきたす可能性がある。この点は、先行研究の特徴表現におけるウェーブレット係数の表示方法に原因があると考えた。図 3.8 に示す様に、音源の音圧レベルの変化に伴い解析対象である信号の振幅が変化するため、信号と基底との相関値であるウェーブレット係数の値が変化する。先行研究における特徴表現手法ではグラフの縦軸にウェーブレット係数の値を表しているため、呼吸音の音圧レベルの変化に伴いウェーブレット変換により得られるウェーブレット係数の値が変化する、グラフに表示される特徴の形状が変化したと考えられる。音圧レベルが小さい音源に対して音圧レベルを上げると、図 3.8(a) から (b) の様に信号の振幅が大きくなる。ウェーブレット変換において、音源の振幅が大きくなることは信号 $h(t)$ の値が大きくなることと同義であり、信号と基底との内積であるウェーブレット係数の値が大きくなるため、図 3.7 の様に2次元グラフにおいて y 軸の値が大きい方向へウェーブレット係数の分布が動き、異常呼吸音であると判断する特徴がみられにくくなった。そのため本研究では、呼吸音の音圧レベルによらず異

3.2 3次元グラフによる特徴表現

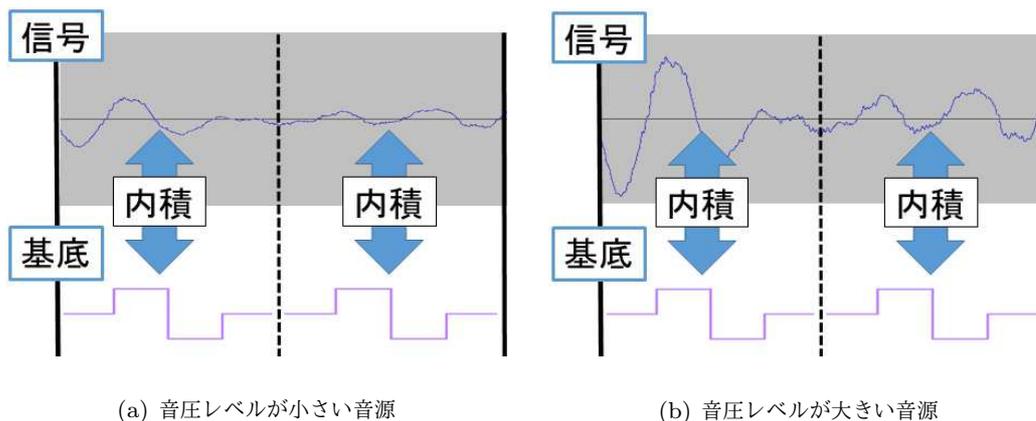


図 3.8 音圧レベルの異なる音源を対象としたウェーブレット変換

常呼吸音の特徴を確認できる表現手法を提案する。

3.2 3次元グラフによる特徴表現

音圧レベルの変化によらず異常呼吸音の特徴が確認できる特徴表示手法として、呼吸音にウェーブレット変換を行い得られたウェーブレット係数 $DW_l(k, b)$ を、横軸に時間 2^{L-l} 、縦軸に周波数 $k2^{L-l}$ 、色にウェーブレット係数の値を表す 3次元グラフ上に表示する。また、ウェーブレット変換に用いる基底には、先行研究において呼吸音の判別が確認されている Daubechies の $N = 3$ (表 2.1) の基底を選択した [3]。呼吸音の特徴表現に 3次元グラフを用いた場合、呼吸音の音圧レベルに関わらず、表示される特徴の形状に差は無く、音圧レベルの差が要素の色のみに見えるため、2次元グラフと比較して呼吸音の特徴が確認しやすいと考えられる。本研究で提案する表現手法の検証として、正常呼吸音と異常呼吸音の特徴を表現したのち、音圧レベルに差を付けた音源の特徴が一様なものであるか確認する。呼吸音の音源には聴診トレーニング CD の音源と、訪問看護の現場で録音された音源を用いる。

3.2 3次元グラフによる特徴表現

表 3.3 各異常呼吸音に特有の特徴

異常呼吸音の種類	特有の特徴
高調性連続性ラ音	400Hz 以上の周波数成分が 250ms 程度継続してみられる
低調性連続性ラ音	200Hz 以下の周波数成分が 250ms 程度継続してみられる
粗い断続性ラ音	低い周波数成分が 10ms 程度みられる
細かい断続性ラ音	高い周波数成分が 10ms 程度みられる

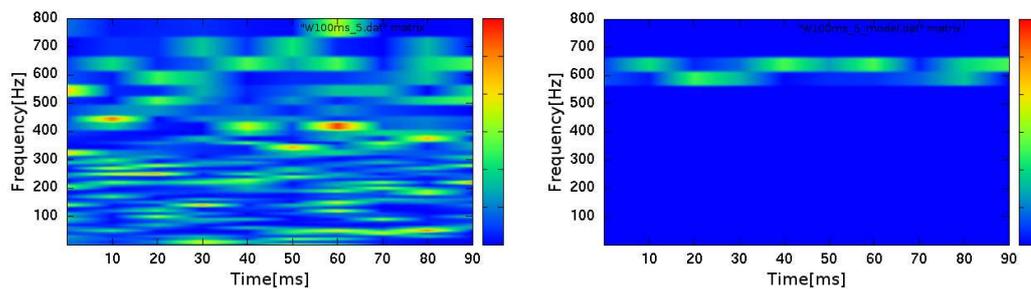
3.2.1 異常呼吸音ごとの特徴表現

図 3.9 から図 3.11 のうち、各図の (a) は正常呼吸音である異常呼吸音である高調性連続性ラ音、低調性連続性ラ音、粗い断続性ラ音、細かい断続性ラ音の各々の時間と周波数の特徴を 3次元グラフにより表現したものである。また、図 3.9 から図 3.11 のうち、各図の (b) は各異常呼吸音に特有の特徴箇所のみを抜きだし 3次元グラフにより表現したものである。各異常呼吸音に特有の特徴は、表 3.3 のとおりである。音源には聴診トレーニング用 CD 音源を用いた [6]。高調性連続性ラ音の特徴表現を示した図 3.9 では、550Hz から 650Hz 周辺に連続した要素が確認できた。高調性連続性ラ音の特徴表現を示した図 3.10 では、50Hz から 100Hz 周辺に連続した要素が確認できた。断続性ラ音の特徴表現を示した図 3.11 および図 3.12 では、断続的な要素が確認できた。以上の結果より、3次元グラフによる特徴表現では、異常呼吸音の種類ごとに特有の特徴が表示されていることが確認できた。次に、実際の訪問看護の現場で録音された聴診音の特徴表現を行い、CD 音源の呼吸音との比較を行う。

3.2.2 CD 音源と訪問看護の現場で録音された音源との特徴比較

図 3.13 から図 3.17 は正常呼吸音である肺胞呼吸音、異常呼吸音である高調性連続性ラ音、低調性連続性ラ音、粗い断続性ラ音、細かい断続性ラ音の各々の特徴を 3次元グラフにより表現したものである。音源には、各呼吸音に聴診トレーニング CD 音源および訪問看護の現場で録音された呼吸音を用いた。ただし、訪問看護の現場で録音された呼吸音のうち正

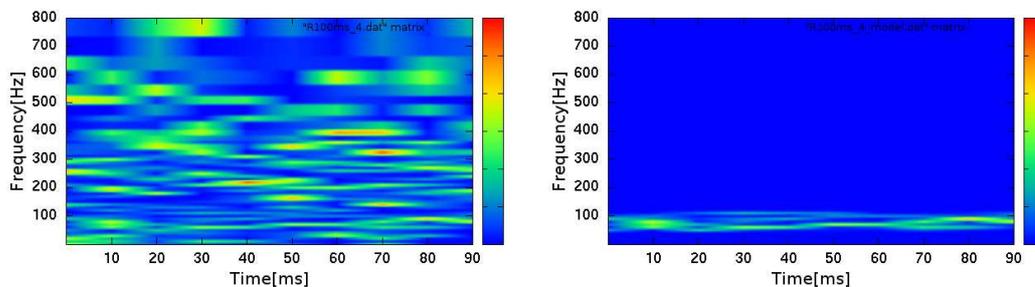
3.2 3次元グラフによる特徴表現



(a) 高調整連続性ラ音の特徴

(b) 高調性連続性ラ音特有の特徴

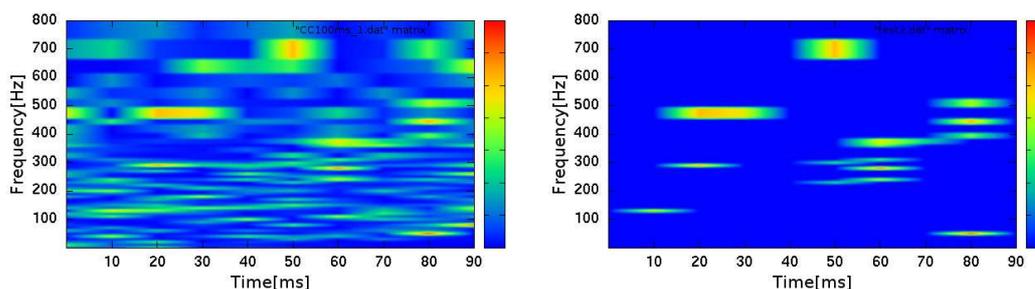
図 3.9 3次元グラフによる高調性連続性ラ音の特徴表現



(a) 低調整連続性ラ音の特徴

(b) 低調性連続性ラ音特有の特徴

図 3.10 3次元グラフによる低調性連続性ラ音の特徴表現



(a) 粗い断続性ラ音の特徴

(b) 粗い断続性ラ音特有の特徴

図 3.11 3次元グラフによる粗い断続性ラ音の特徴表現

3.2 3次元グラフによる特徴表現

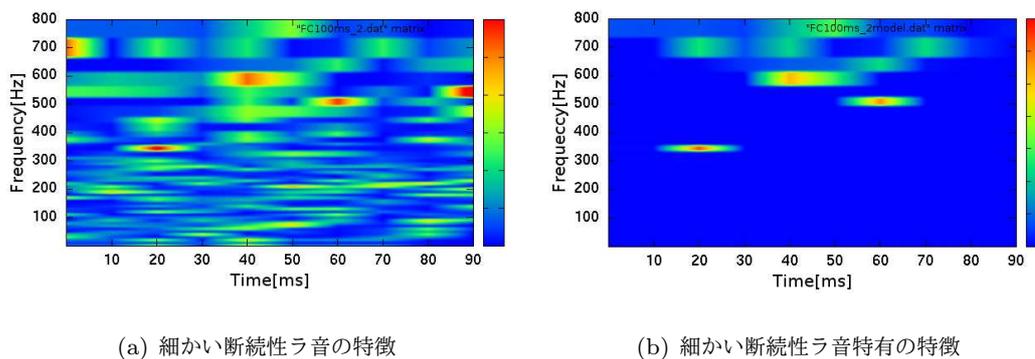


図 3.12 3次元グラフによる細かい断続性ラ音の特徴表現

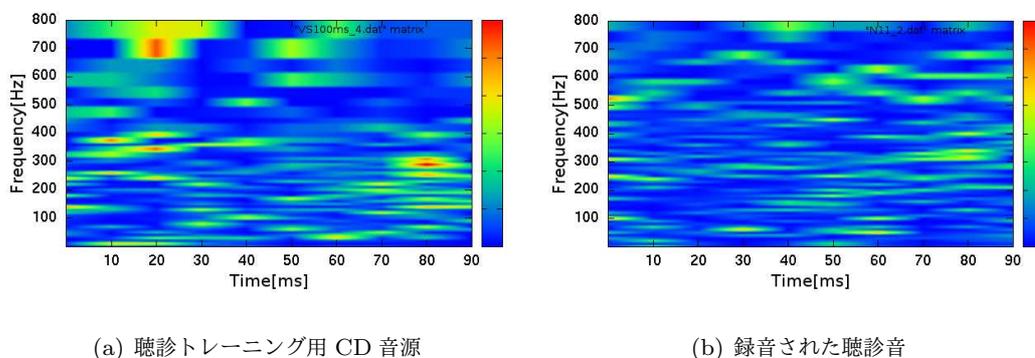
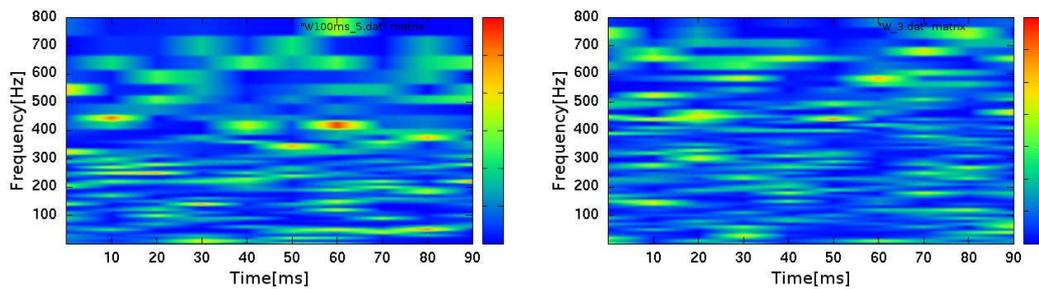


図 3.13 3次元グラフによる正常呼吸音の特徴表現

常呼吸音の種類は特定されていないため、正常呼吸音と診断された呼吸音を用いた。結果より、異常呼吸音ごとの特徴は確認できたが、正常呼吸音の特徴表現では特徴的な箇所がみられず、正常呼吸音であると判別することが難しかった。しかし、研究の目的は聴診音から異常呼吸音を検出する点であるため、正常呼吸音の特徴が判別しにくい問題は重要でないと考えられる。次に、2次元グラフによる呼吸音の特徴表現における課題であった、音圧レベルが異なる呼吸音の特徴表現を3次元グラフにより検証を行った。

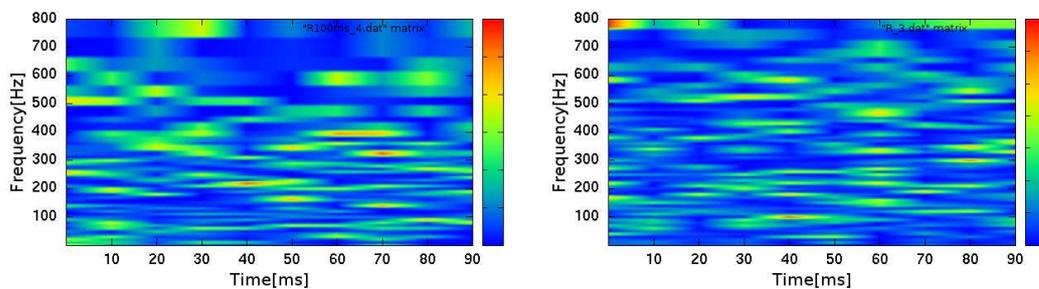
3.2 3次元グラフによる特徴表現



(a) 聴診トレーニング用 CD 音源

(b) 録音された聴診音

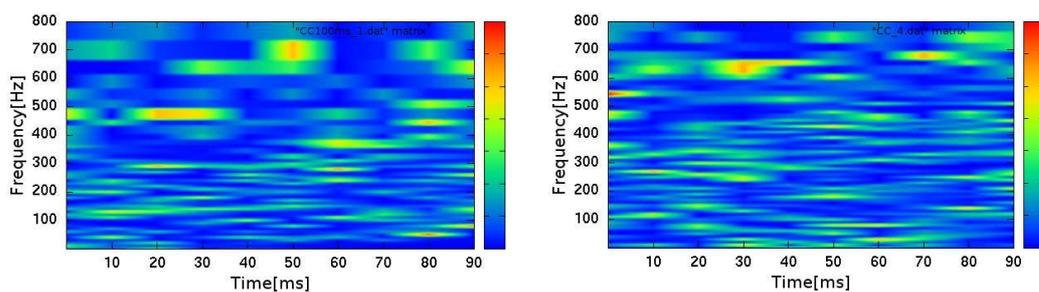
図 3.14 3次元グラフによる高調性連続性ラ音の特徴表現



(a) 聴診トレーニング用 CD 音源

(b) 録音された聴診音

図 3.15 3次元グラフによる低調性連続性ラ音の特徴表現



(a) 聴診トレーニング用 CD 音源

(b) 録音された聴診音

図 3.16 3次元グラフによる粗い断続性ラ音の特徴表現

3.2 3次元グラフによる特徴表現

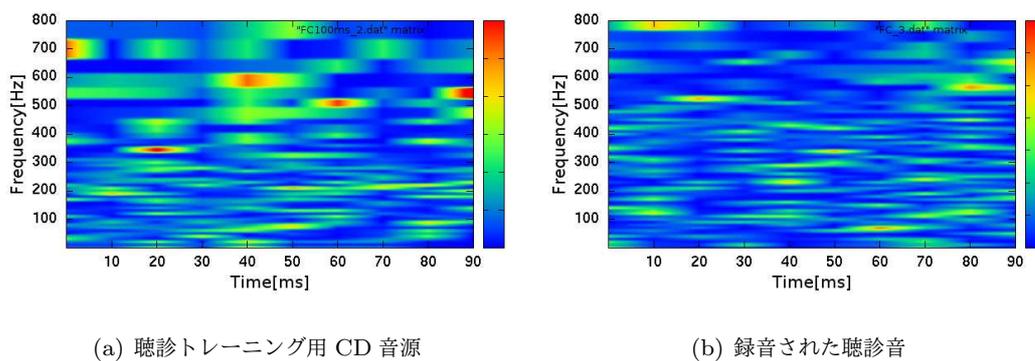


図 3.17 3次元グラフによる細かい断続性ラ音ラの特徴表現

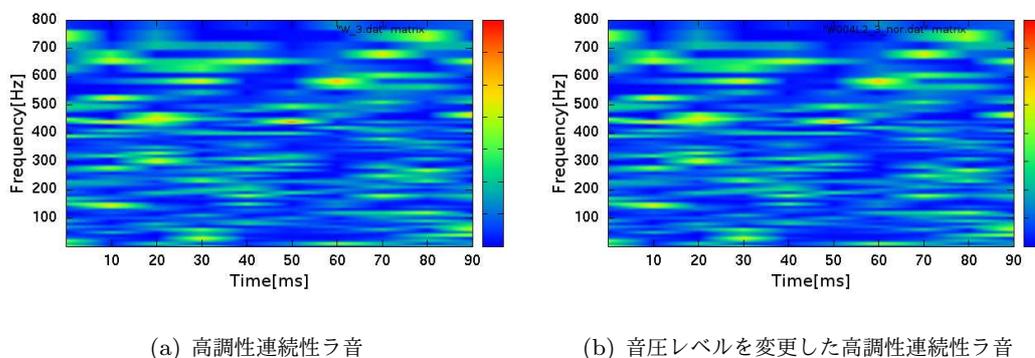


図 3.18 音圧レベルを変更した呼吸音の特徴表現

3.2.3 音圧レベルの異なる呼吸音の特徴比較

3次元グラフによる音圧レベルに違いのある音源の特徴表現を検証した。聴診トレーニング CD 音源である高調性連続性ラ音と、同じ高調性連続性ラ音に対して音圧レベルを変更した音源の特徴を図 3.18 に示す。

2次元グラフと比較して、音圧レベルのみが異なる呼吸音の特徴表示に差がみられにくいことから、提案する表現手法では呼吸音の音圧レベルの値によらず異常呼吸音の特徴を確認できた。

3.3 考察

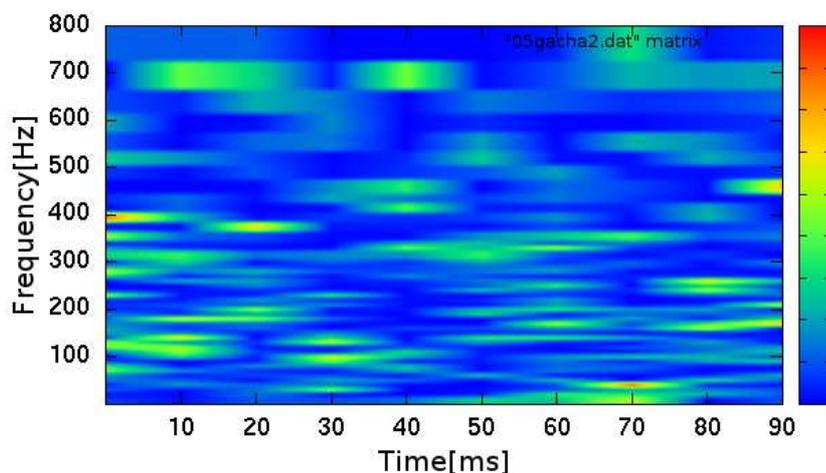


図 3.19 食器がぶつかる音

3.2.4 聴診音に混入した雑音の特徴比較

訪問看護の現場で録音された聴診音には生活音や家周辺の雑音などが混入する場合がみられた。この雑音について特徴表現を行い、呼吸音の特徴と比較した。雑音の種類として、食器がぶつかる音、水道から水が流れる音、会話の音声があり、それぞれにウェーブレット変換を行い得られたウェーブレット係数の分布を図 3.19 から図 3.21 に示す。

雑音のうち食器がぶつかる音に短時間の値が大きい要素がみられ、この特徴は断続性ラ音と類似しているため、断続性ラ音と誤って判別されることが考えられる。また、雑音それぞれに固有の特徴はみられなかった。

3.3 考察

本研究で提案した呼吸音の特徴表現手法では、呼吸音の音圧レベルによらず、異常呼吸音の特徴が確認できた。参考文献 [2] に付属する CD 音源と訪問看護の現場で録音された聴診音のうち、肺胞呼吸音、高調性連続性ラ音、低調性連続性ラ音、粗い断続性ラ音、細かい断続性ラ音を対象として特徴表現を行った。また、訪問看護の現場で録音された聴診音に混入

3.3 考察

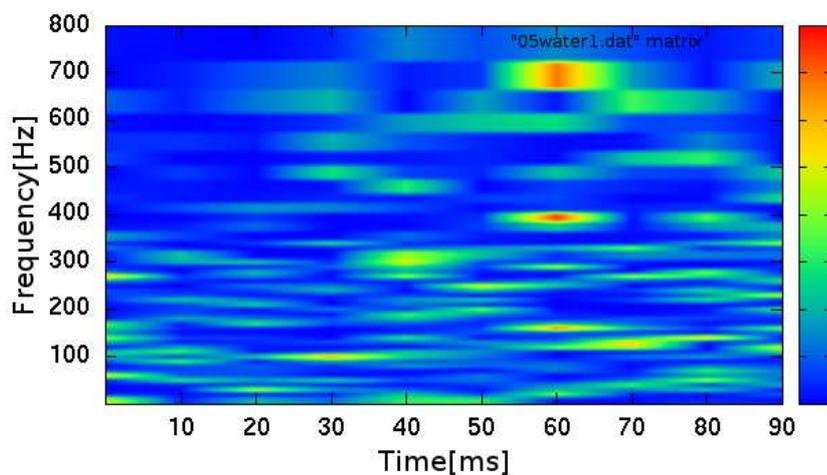


図 3.20 水道から水が流れる音

した雑音に対しても特徴表現を行い，呼吸音の特徴と比較した．提案した特徴表現の手法では異常呼吸音の種類ごとの特徴が確認でき，また音圧を変更しても特徴が確認できたが，正常呼吸音の特徴は確認できなかった．この点は，異常呼吸音と比較して正常呼吸音の特徴が限定的でないことによるものであると考えられる．そのため，提案した特徴表現手法では異

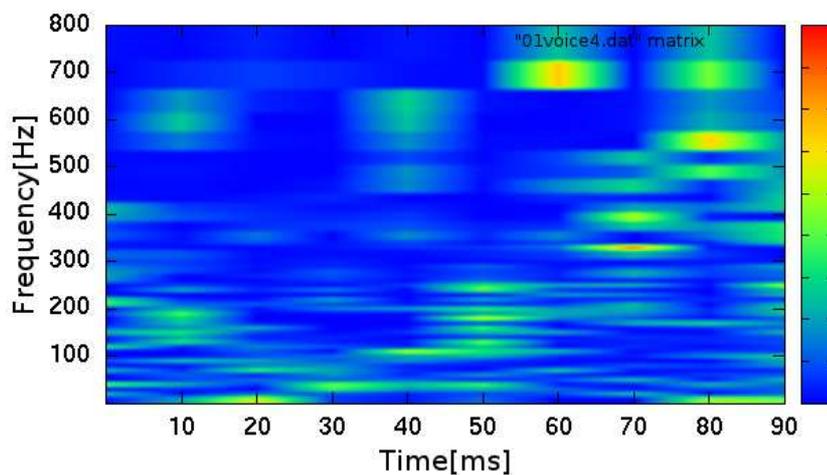


図 3.21 会話の音声

3.3 考察

常呼吸音でないと判断された呼吸音の種類は特定できず、異常ではない呼吸音として一まとめに扱われる。ただし、本研究の目的は聴診音に含まれる異常呼吸音の検出であることから、異常呼吸音ではない聴診音の種類判別は必要でないと考えられる。また、訪問看護の現場で録音された聴診音に混入した雑音に対して行った特徴表現の結果には、一部に異常呼吸音と類似した特徴がみられた。この問題は、一部の異常呼吸音と雑音の時間と周波数の特徴が類似していることによるものである。雑音を異常呼吸音であると誤判別する可能性がある点への対策として、訪問看護を行う看護師が異常呼吸音を自動検出するシステムを使用する際に、録音された聴診音を耳で確認し、雑音の箇所に対しては異常呼吸音の特徴検出を行わない工夫が挙げられる。また、ウェーブレット変換における基底の変更により、時間周波数分析結果に差が現れグラフの見た目に変化が現れると考えられる。より異常呼吸音の特徴が明瞭に確認できる基底を検討することが必要である。

第4章

結論

4.1 本研究のまとめ

本研究では、先行研究の特徴表現手法に用いるウェーブレットの検討を行い、 $N = 6$ から $N = 8$ の Daubechies の基底を用いたウェーブレット変換および、 $N = 4$ から $N = 6$ の非対称性の少ない基底を用いたウェーブレット変換を検証し、正常と異常の判別ができ、異常呼吸音ごとの判別ができないことを確認した。また、呼吸音の音圧レベルを変化させた場合、表示される特徴の形状に変化がみられた。次に、提案した3次元グラフによる特徴表現手法の検証を行い、呼吸音の音圧レベルの値によらず、異常呼吸音の特徴が確認できた。本手法は録音環境が均一でない訪問看護の現場における異常呼吸音の自動検出システムの利用に有効であると考えられる。

4.2 今後の課題

今後の課題として、ウェーブレット変換に用いる基底には様々な種類のものがあり、種類ごとに得られる時間周波数特徴も変化するため、呼吸音ごとの時間周波数特徴がより明瞭に得られるマザーウェーブレットを検討することが挙げられる。また、本研究で提案した特徴表現から特徴量を定義し、異常呼吸音の自動検出システムの過程におけるパターン認識へ学習データとして利用することが挙げられる。特徴量の定義には異常呼吸音ごとに特有の時間と周波数の特徴を反映させることが必要であると考えられる。

謝辞

本研究を行うにあたり、ご指導いただきました福本昌弘教授に大変感謝致します。また、シンポジウムや学会の聴講など、学習の機会を数多くいただいた事にも感謝致しております。入学の決め手になった研究室で過ごせた事、福本教授の指導のもと音に関わる研究に取り組みせてもらえた事がとてもありがたかったです。本研究の副査をしていただきました浜村昌則教授、吉田真一准教授にも感謝致します。整理できていなかった内容をまとめられるようご指摘をいただき、ありがとうございました。卒論発表の際に質疑をいただきました篠森敬三教授、栗原徹准教授にも感謝致します。

研究においてシミュレーションに用いた聴診音のデータを提供していただいたセントケア・ホールディングス株式会社および名古屋大学医学部山内豊明教授に感謝致します。また、NOC 職員である福富英次氏にも感謝致します。学生としてあるべき姿勢を教えていただき、研究室活動の励みになりました。食事や遊びにも何度もお誘いいただき、研究室での楽しい時間をありがとうございました。福本研究室修士2年の横田優佳氏、福本研究室修士1年の田中麻実氏にも感謝致します。中間報告会、梗概、プレゼン、論文本体の添削など、ご指導いただきありがとうございました。至らない点ばかりの資料にも関わらず指導いただけたため、こうして完成に至りました。また、横田氏には研究についての指導のみならず、研究テーマに関連する学会資料の紹介や、横田氏が発表された学会の聴講にお誘いいただけるなど、研究テーマについての理解を深める機会を多くいただきました。本当にありがとうございました。

研究室同期の加藤敏弥氏、坂本和海氏、鈴木祐希氏、那須裕太氏、森川雄太氏にも感謝致します。なかなか全員が揃う機会が少なく、卒業アルバムに載せる研究室メンバーが揃った写真が無かったことも今となっては良い思い出です。オープンキャンパスや小学生イベント、研究室紹介など、イベント準備など研究室活動を取り組む際にわいわいとやれた事が楽しかったです。

謝辞

福本研 17 期生の皆さんからは、明るい雰囲気をいつも感じていました。輪講のわいわいとした空気に癒されていました。ぜひ、充実した研究室活動を送って欲しいなと思います。

参考文献

- [1] 山内豊明, “見る・聴く・触るを極める！山内先生のフィジカルアセスメント 技術編,” ナース専科 BOOKS, 2014.
- [2] 米丸亮, “CD による聴診トレーニング,” 南江堂, 1993.
- [3] 宮西寛奈, “ウェーブレット変換を用いた呼吸異常音の特徴抽出,” 平成 26 年度高知工科大学学士学位論文, 2015.
- [4] 佐藤諒, “呼吸音の特徴を用いた異常呼吸音の判別,” 平成 26 年度高知工科大学学士学位論文, 2015.
- [5] 村田朗, “ナースのための聴診器の聴き方・使い方 一血圧・肺音・腹音の CD 付き,” 総合医学社, 2012.
- [6] 横田優佳, “ウェーブレット変換を用いた異常呼吸音の検出,” 信学技報 Vol. 115 No. 395, pp.85-89, 2016.
- [7] 赤間世紀, “ウェーブレット Wabelet 変換がわかる本,” 工学社, 2015.
- [8] I. ドブシー, “ウェーブレット 10 講,” シュプリンガー・フェアラーク東京株式会社, 2003.
- [9] 井澤裕司, “離散ウェーブレット変換について,” <http://laputa.cs.shinshu-u.ac.jp/~yizawa/InfSys1/advanced/daubechies/index.htm>, 2016/2/28

付録 A

コンパクトサポートな基底を成す 数列

ウェーブレット変換における基底を成す数列の求め方について述べる．本研究で扱う基底はコンパクトサポートをもつ基底である．基底 ϕ がコンパクトサポートをもつためには，スケーリング関数 ϕ がコンパクトサポートをもつように選ぶことが必要である [8]．そうすると，コンパクトサポートをもつ基底のフィルタ係数 h_n の定義

$$h_n = \sqrt{2} \int dx \phi(x) \overline{\phi(2x - n)} \quad (\text{A.1})$$

により，有限個の h_n のみがゼロでない値を持ち， ψ はコンパクトサポートをもつ関数として表せる [8]．コンパクトサポートをもつスケーリング関数 ϕ に対して， 2π -周期関数 m_0 ，

$$m_0(\xi) = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_n h_n e^{-in\xi} \quad (\text{A.2})$$

は，三角多項式となる [8]． $\phi_{0,n}$ の正規直交性から，

$$|m_0(\xi)|^2 + |m_0(\xi + \pi)|^2 = 1 \quad (\text{A.3})$$

となる [8]．

また ψ と ϕ を構成する際に適度の正則性をもたせるため， m_0 が

$$m_0(\xi) = \left(\frac{1 + e^{-i\xi}}{2}\right)^N \zeta(\xi) \quad (\text{A.4})$$

の形になることを意味している [8]．ここで， $N \geq 1$ であり ζ は三角多項式である [8]．正則性の条件を外した場合でも，(A.4) において N は少なくとも 1 でなければならない [8]．

(A.3)(A.4) から，次の条件を満たす $\cos\xi$ に関する多項式

$$M_0(\xi) = |m_0(\xi)|^2 \quad (\text{A.5})$$

を見つけ出せばよい [8]. すなわち M_0 は，

$$M_0(\xi) + M_0(\xi + \pi) = 1 \quad (\text{A.6})$$

と

$$M_0(\xi) = (\cos^2 \frac{\xi}{2})^N L(\xi) \quad (\text{A.7})$$

を満足する [8]. ここで， $L(\xi) = |\zeta(\xi)|^2$ も $\cos\xi$ の多項式である. ここで， $\sin^2\xi/2 = (1 - \cos\xi)/2$ なので，今後の便宜上 $L(\xi)$ を $\sin^2\xi/2$ の多項式として書き直すと，

$$M_0(\xi) = (\cos^2 \frac{\xi}{2})^N P(\sin^2 \frac{\xi}{2}) \quad (\text{A.8})$$

となり，この P により条件 (A.6) を書き直すと，

$$(1 - y)^N P(y) + y^N P(1 - y) = 1 \quad (\text{A.9})$$

となり，これがすべての $y \in [0, 1]$ ，従ってすべての $y \in \mathbb{R}$ で成立しなくてはならない [8]. P に関する方程式 (A.9) に，以下に記す Bezout の定理を適用する [8].

Bezout の定理

p_1 と p_2 をそれぞれ次数 n_1 と n_2 の多項式とし，共通根をもたないものとする [8]. このとき，次数 $n_2 - 1$ と $n_1 - 1$ の多項式 q_1, q_2 で

$$p_1(x)q_1(x) + p_2(x)q_2(x) = 1 \quad (\text{A.10})$$

となるものが一意に存在する [8].

この定理を (A.9) に適用すると， $\deg \leq N - 1$ の一意的な多項式 q_1, q_2 が存在し，

$$(1 - y)^N q_1(y) + y^N q_2(y) = 1 \quad (\text{A.11})$$

となり，(A.11) の y に $1 - y$ を代入すると，

$$(1 - y)^N q_2(1 - y) + y^N q_1(1 - y) = 1 \quad (\text{A.12})$$

となる [8]. q_1 と q_2 の一意性より, $q_2(y) = q_1(1-y)$ である [8]. 従って, $P(y) = q_1(y)$ が (A.9) の解である [8]. この場合, q_1 は

$$q_1(y) = (1-y)^{-N}[1-y^N q_1(1-y)] \quad (\text{A.13})$$

$$= \sum_{k=0}^{N-1} \binom{N+k-1}{k} y^k + O(y^N) \quad (\text{A.14})$$

である [8]. ここで, $(1-y)^{-N}$ のテーラー展開の最初の N 項を具体的に書いた [8]. $\deg(q_1) \leq N-1$ なので, q_1 はテーラー展開の N 項以降を切り捨てたものと等しくなる [8]. つまり,

$$q_1(y) = \sum_{k=0}^{N-1} \binom{N+k-1}{k} y^k \quad (\text{A.15})$$

これが (A.9) の具体的な解である [8]. これを P_N で表す [8]. これは最も低い次数の一意的な解である [8]. しかしより高い次数の多くの解が存在する [8]. そうした高い次数の解に対して,

$$(1-y)^N [P(y) - P_N(y)] + y^N [P(1-y) - P_N(1-y)] = 0 \quad (\text{A.16})$$

が成り立つ [8]. これから $P - P_N$ は y^N で割りきれることがわかり,

$$P(y) - P_N(y) = y^N \tilde{P}(y) \quad (\text{A.17})$$

であり, さらに,

$$\tilde{P}(y) + \tilde{P}(1-y) = 0 \quad (\text{A.18})$$

である [8].

すなわち \tilde{P} は $\frac{1}{2}$ に関して反対称である [8]. ここまでに得られたことをまとめる.

$$m_0(\xi) = \left(\frac{1+e^{-i\xi}}{2}\right)^N \zeta(\xi) \quad (\text{A.19})$$

の形をもつ三角多項式 m_0 が (A.3) を満足するための必要十分条件は, $L(\xi) = |\zeta(\xi)|^2$ が

$$L(\xi) = P(\sin^2 \xi/2) \quad (\text{A.20})$$

と書けることである [8]. ここで,

$$P(y) = P_N(y) + y^N R\left(\frac{1}{2} - y\right) \quad (\text{A.21})$$

$$P_N(y) = \sum_{k=0}^{N-1} \binom{N+k-1}{k} y^k \quad (\text{A.22})$$

であり, R は $y \in [0, 1]$ で $P(y) \geq 0$ となるように選ばれた寄多項式である [8]. このうち, 式 (A.21) における N と R をさまざまに変えることにより, 基底をなす数列の値 α_k が得られる [8]. Daubechies により構成された数列は, (A.19) において $R \equiv 0$ とした場合に相当する [8].