

平成 25 年度
学士学位論文

電子聴診器で発生する摩擦音の除去

Removal of the fricative sounds that occur in the
electronic stethoscope

1140311 小田信貴

指導教員 福本昌弘

2014 年 3 月 6 日

高知工科大学 情報学群

要 旨

電子聴診器で発生する摩擦音の除去

小田信貴

医療機器のデジタル化に伴い、録音可能な電子聴診器が用いられるようになっている。電子聴診器は従来の聴診器と異なり周囲の雑音を低減する機能や、周波数帯域を強調することで呼吸音や心音を聞き取りやすくする機能がある。しかし、聴診器と肌が擦れたときに発生する摩擦音については考えられていない。そのため、摩擦音が録音された聴診音は摩擦音か呼吸音の異常音であるのか判断が難しくなる問題がある。従って、聴診音から摩擦音を除去する必要がある。

そこで本研究では、パターン認識の単純パーセプトロンを用い摩擦音の発生箇所を推定するシステムを提案する。まず、摩擦音を含む聴診音と摩擦音を含まない聴診音の周波数スペクトラムから線形識別関数の重みベクトルを求める。次に、電子聴診器で録音した聴診音の周波数スペクトラムと重みベクトルから単純パーセプトロンを用い、周波数スペクトラムに摩擦音を含むか判定を行う。

その結果、実際に摩擦音が発生している箇所を推定できることを確認している。

また本システムを用い、訪問看護の現場で録音された呼吸異常音が含まれる聴診音に対し摩擦音の発生箇所を推定した。さらに本システムを応用し、呼吸異常音が含まれる聴診音に対し呼吸異常音の発生箇所を推定した。しかし、呼吸異常音を含む聴診音に対しては、摩擦音と呼吸異常音の発生箇所を正しく求めることができないという結果であった。

キーワード 電子聴診器 摩擦音 単純パーセプトロン

Abstract

Removal of the fricative sounds that occur in the electronic stethoscope

Nobuki ODA

Electronic stethoscopes with a sound recording function become to be widely spread, due to the digitization of medical equipment. Unlike the traditional stethoscope, the electronic stethoscope has function of a reduction surrounding noise and function that it is easily heard to heart sound and respiratory sound. However, because it is not considered for the fricative sound that it occurs when stethoscope is rubbed skin. Therefore, it is difficult to judge recorded auscultatory sound is whether the fricative sound or the respiratory abnormal sound. In consequence, it is necessary to remove the fricative sound from the auscultatory sound.

In this paper, I have proposed the system that estimate the segment of the fricative sound using the simple perceptron which is one of the pattern recognition. First, using the frequency spectrum of the auscultatory sound that include the fricative sound and the auscultatory sound that does not include the fricative sound, the weight vector of the linear discriminant function is calculated. Next, using the weight vector and the frequency spectrum of the auscultatory sound that was recorded by the electronic stethoscope, it judges using the simple perceptron whether the fricative sound is include in the frequency spectrum.

Moreover, I showed that it is able to estimate the segment of the fricative sound.

Futhermore, the proposed system estimated the segment of the fricative sound, using the auscultatory sound that was recorded in the patient's home including the abnormal breath sound. Additionally, as an application of the proposed system estimated the segment of the abnormal breath sound, using the auscultatory sound that was included the abnormal breath sound. However, using the auscultatory sound that include the abnormal breath sound, the proposed system was not able to estimate the segment of the fricative sound and the abnormal breath sound.

key words Electronic stethoscope, fricative sound, simple perceptron

目次

第 1 章	序論	1
1.1	本研究の目的と背景	1
1.2	本論文の構成	2
第 2 章	電子聴診器について	3
2.1	電子聴診器について	3
2.2	電子聴診器の特性	3
2.3	聴診方法	5
2.4	聴診音の特徴	6
2.4.1	摩擦音の特徴	6
2.4.2	呼吸音の特徴	9
2.4.3	心音の特徴	13
2.4.4	聴診音の時間波形	13
第 3 章	機械学習を用いた摩擦音の発生時間推定	15
3.1	摩擦音発生箇所の推定方法	15
3.2	単純パーセプトロン学習アルゴリズム	15
3.3	摩擦音発生箇所推定方法	17
3.4	重みベクトル計算	18
3.5	推定結果	20
3.6	考察	24
第 4 章	訪問看護データへの適用	25
4.1	摩擦音と呼吸異常音の推定	25
4.2	呼吸異常音を含む聴診音の摩擦音発生箇所推定	25

目次

4.2.1	摩擦音発生箇所の推定結果	26
4.2.2	考察	26
4.3	呼吸異常音を含む聴診音の摩擦音発生箇所推定	27
4.3.1	呼吸異常音を学習パターンとした重みベクトルの計算	28
4.3.2	呼吸異常音の推定結果	29
4.3.3	考察	30
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		34

目次

2.1	レンジ拡張モードのインパルス応答	4
2.2	レンジ拡張モードのインパルス応答の周波数スペクトラム	5
2.3	呼吸音の聴診箇所	6
2.4	接着する際に発生する摩擦音	7
2.5	剥離する際に発生する摩擦音	8
2.6	滑る際に発生する摩擦音	8
2.7	ずれる際に発生する摩擦音	9
2.8	気管支呼吸音の吸気の周波数スペクトラム	10
2.9	気管支呼吸音の呼気の周波数スペクトラム	10
2.10	気管支肺泡呼吸音の吸気の周波数スペクトラム	11
2.11	気管支肺泡呼吸音の呼気の周波数スペクトラム	11
2.12	肺泡呼吸音の吸気周波数スペクトラム	12
2.13	肺泡呼吸音の呼気の周波数スペクトラム	12
2.14	心音のスペクトラム	14
2.15	聴診音の時間波形	14
3.1	単純パーセプトロン	16
3.2	システムの流れ	18
3.3	重みベクトルの計算	19
3.4	重みベクトル	21
3.5	摩擦音発生箇所の推定結果	22
3.6	256 サンプル	22
3.7	512 サンプル	23
3.8	1024 サンプル	23

図目次

3.9	2048 サンプル	24
4.1	呼吸異常音を含む聴診音の摩擦音発生箇所推定 1	26
4.2	呼吸異常音を含む聴診音の摩擦音発生箇所推定 2	27
4.3	低音性連続性ラ音の周波数スペクトラム	28
4.4	低音性連続性ラ音の推定結果 1	29
4.5	低音性連続性ラ音の推定結果 2	30

表目次

2.1 摩擦音の特徴	7
2.2 呼吸音の特徴	13
2.3 心音の特徴	13

第 1 章

序論

1.1 本研究の目的と背景

人間の体内において、心臓や肺、血管などで発生する音を聞くための医療機器に聴診器がある。近年では医療機器のデジタル化に伴い、聴診音を録音可能な電子聴診器も用いられている。録音した聴診音を伝送可能であるため、訪問看護の現場では、看護師が聴診音に異常音があるか判断が難しい場合に、病院の医師に聴診音を送信し、病気の有無を判断してもらうことが可能になる。また、聴診音から病気の有無を判断する際、呼吸音に異常がある場合、直ちに医療行為を行わなければ命に関わる病気である可能性が高いため、呼吸音に異常があるかの判断は大変重要である [1]。しかし、聴診音には体内で発生している音の他に、聴診器が患者の肌と擦れる場合に発生する摩擦音も入るため、呼吸音の異常音なのか、摩擦音なのか判断が難しい場合がある。従来の聴診では、耳から得る情報の他に、手の感触や、目で見えて聴診器が動いているか確認できていたため、聴診音に摩擦音が入っても、ある程度認識できていた。しかし、電子聴診器で録音された聴診音では、耳で得る情報しかないため、呼吸音の異常音なのか、摩擦音なのかの判断が難しくなっている。

そこで本研究では、聴診音の摩擦音を除去するために、摩擦音発生箇所を推定することを目的とする。まず、電子聴診器で摩擦音を含む聴診音と摩擦音を含まない聴診音の周波数スペクトラムを求める。求めた周波数スペクトラムに対し、単純パーセプトロンを用いて線形識別関数の重みベクトルを求める。次に、聴診音から一定サンプル数のブロックごとに周波数スペクトラムを求める。求めた聴診音と重みベクトルを畳み込み処理し、識別結果を求める。0 をしきい値とし、識別結果が正ならば摩擦音を含む区間と判定して 1 を出力し、識別

1.2 本論文の構成

結果が負ならば摩擦音を含まない区間と判定し 0 を出力する。聴診音で求めた全てのブロックに対して判定を行い、摩擦音を含む箇所を推定する。

本システムの有効性を示すために、呼吸音と心音、摩擦音を含む聴診音に対して、摩擦音の発生箇所を推定できることを確認する。

また本システムを用い、訪問看護の現場で録音された聴診音に対して摩擦音の発生箇所の推定を行い、摩擦音の発生箇所を推定できるか検証を行う。さらに、本システムを応用し、訪問看護の現場で録音された聴診音に対して呼吸異常音の発生箇所の推定推定を行い、呼吸異常音の発生箇所を推定できるか検証を行う。

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、電子聴診器について述べ、電子聴診器から聴こえる摩擦音、呼吸音、心音の特徴について述べる。第 3 章では、今回用いるパターン認識技術である、単純パーセプトロン学習アルゴリズムについて述べ、聴診音から摩擦音の発生箇所を推定する方法について述べる。第 4 章では、訪問看護の現場で録音された聴診音に対し、本システムを適用していく。また本システムを応用し、訪問看護の現場で録音された聴診音に対し、呼吸異常音の発生箇所を推定する。第 5 章では、これまでの実験結果から本研究の結論と課題について述べる。

第 2 章

電子聴診器について

2.1 電子聴診器について

近年、医療の現場で電子聴診器が用いられるようになってきた。電子聴診器は従来の聴診器と異なり、聴診音を録音することが可能で、録音した聴診音をパソコンに取り込むことができる。また、電子聴診器には周囲の話し声や雑音等を低減する機能 [2] や、呼吸音や心音を聴き取りやすくするために特定の周波数帯域を強調する機能がある。

この章では、電子聴診器の特性と電子聴診器を用いた聴診方法について述べ、電子聴診器で録音した摩擦音、呼吸音、心音の特徴について述べる。

2.2 電子聴診器の特性

この節では、本研究で使用する電子聴診器の特性と、電子聴診器を用いるためのソフトウェアについて述べる。

本研究で使用する電子聴診器は、3M 社の Littmann Model 3200 を使用する。

Littmann Model 3200 は 3 つの周波数モードを選択できる [3]。ベルモードは 20Hz から 1000Hz の周波数帯域から、20Hz から 200Hz の低い周波数の帯域が強調される。ダイアフラムモードは 20Hz から 2000Hz の周波数帯域から、100Hz から 500Hz の高い周波数帯域が強調される。レンジ拡張モードは 20Hz から 2000Hz の周波数帯域から、50Hz から 500Hz の周波数帯域が強調される。実験では最も広い周波数帯域を強調するレンジ拡張モードを用いる。

2.2 電子聴診器の特性

レンジ拡張モードのインパルス応答を図 2.1 に示す。

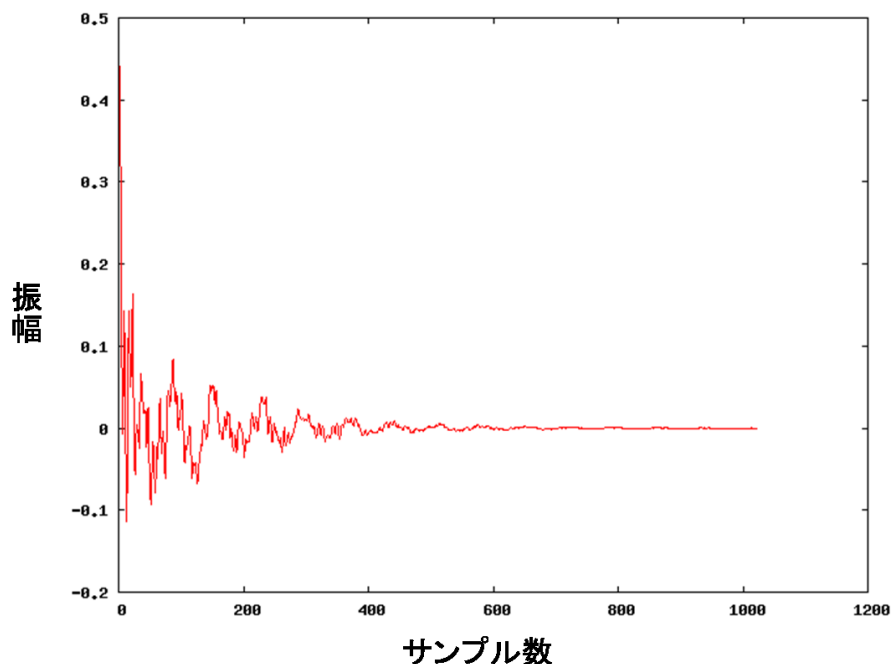


図 2.1 レンジ拡張モードのインパルス応答

インパルス応答の周波数スペクトラムを求めた結果を図 2.2 に示す。

インパルス応答を周波数分析することで、そのシステムの伝達周波数特性を求めることが出来る [4]。図 2.2 から、レンジ拡張モードのインパルス応答は、低周波数成分を強調していることが分かる。

電子聴診器 Littmann Model 3200 とデータ通信するためのソフトウェアは 3M Littmann StethAssist を使用する。

このソフトウェアを用いることで、電子聴診器で録音した聴診音を wave ファイルに書き出すことが可能である。電子聴診器で録音した聴診音を Littmann StethAssist で wave ファイルに書き出した際、サンプリング周波数は 4000Hz、録音した音の最大振幅値を 1 に正規化した時間波形となるため、wave ファイルに書き出した聴診音は最大振幅値が元の音とは異なっている。そのため、聴診器の振幅を元の聴診器で録音した際の大きさ合わせる必要がある。Littmann StethAssist では最大振幅が 1 に正規化される前の最大振幅値が表示され

2.3 聴診方法

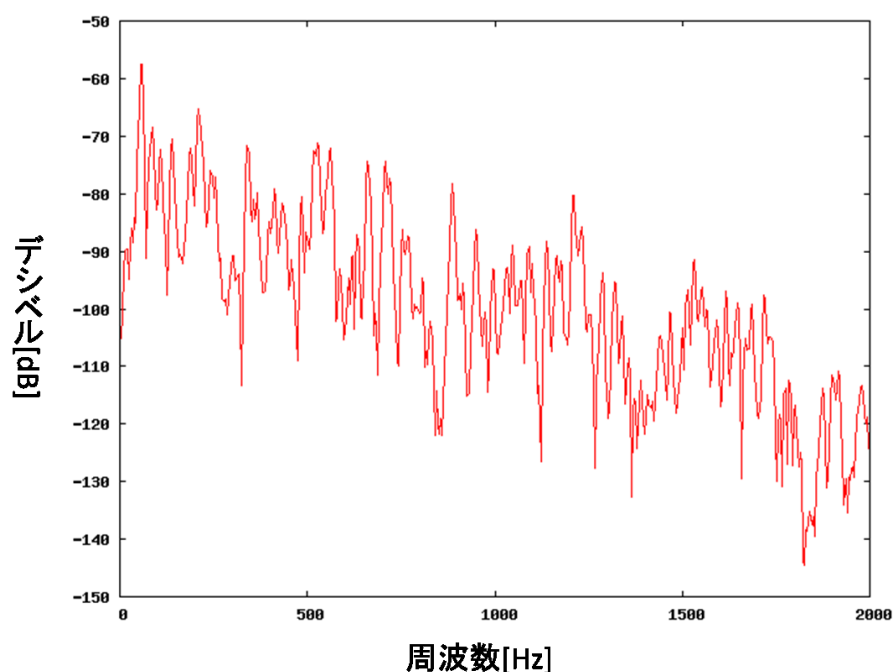


図 2.2 レンジ拡張モードのインパルス応答の周波数スペクトラム

ている。最大振幅値が 1 に正規化された時間波形に対して Littmann StethAssist の最大振幅値を掛け合わせるにより、聴診音の大きさを聴診器で録音した際の音の大きさに合わせることができる。実験で用いる聴診器で録音した音は、すべて聴診器で録音した際の振幅値と一致させている。

2.3 聴診方法

今回の実験では、肺から発生している呼吸音を電子聴診器で聴診する際、聴診箇所は図 2.3 の 6 箇所聴診し、1ヶ所につき約 10 秒聴診する。

この方法は訪問看護事業を営む、セントケア・ホールディング株式会社様が訪問看護の現場で行っている聴診方法である。

図 2.3 の ① , ④ の位置で示す、肺の上部で録音できる呼吸音を気管支呼吸音という。図 2.3 の ② , ⑤ の位置で示す、肺の中央部で録音できる呼吸音を気管支肺胞呼吸音という。図 2.3 の ③ , ⑥ の位置で示す、肺の下部で録音できる呼吸音を肺胞呼吸音という。

2.4 聴診音の特徴

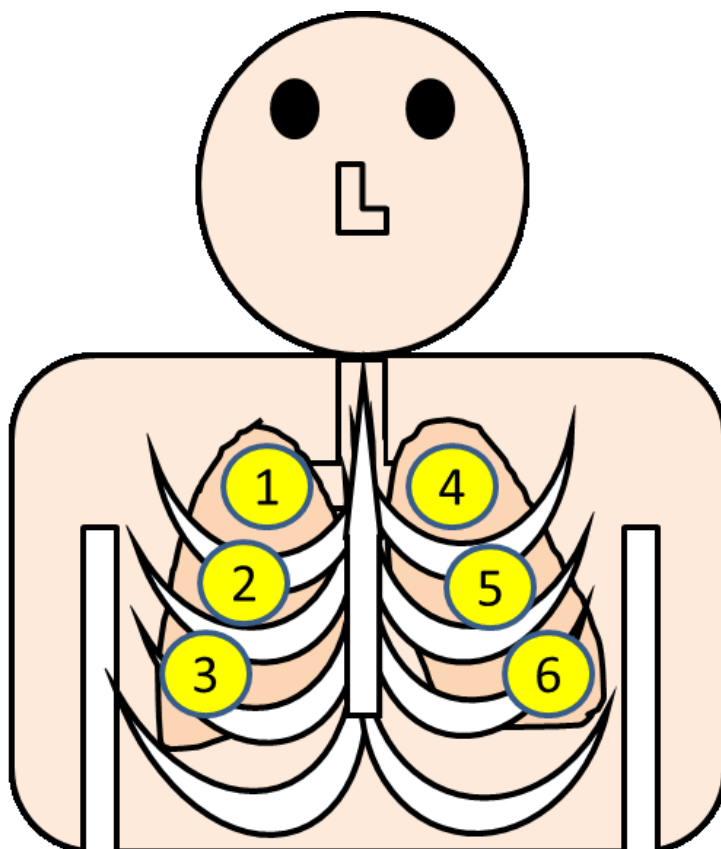


図 2.3 呼吸音の聴診箇所

2.4 聴診音の特徴

聴診音には体内で発生する音や、聴診器と肌が擦れた際に発生する摩擦音が聴診される。それらの音は、音の高さや発生時間、発生頻度に違いがある。そのためこの節では、電子聴診器で録音される摩擦音、呼吸音、心音の特徴について述べる。

2.4.1 摩擦音の特徴

聴診器と肌が擦れるときに発生する摩擦音には大きく分けて 4 種類ある。聴診器が肌に接着するときに発生する音、聴診器が肌から剥離するときに発生する音、聴診器が肌の表面を滑るときに発生する音、呼吸により胸が膨らんだ際に聴診器と肌がずれるときに発生する

2.4 聴診音の特徴

音がある。電子聴診器で聴診した摩擦音の周波数スペクトラムを図 2.4、2.5、2.6、2.7 に示す。これらの摩擦音は、幅広い周波数成分を多く含んでいる。ここで表示した摩擦音のスペクトラムは、実際に電子聴診器で録音した音である。

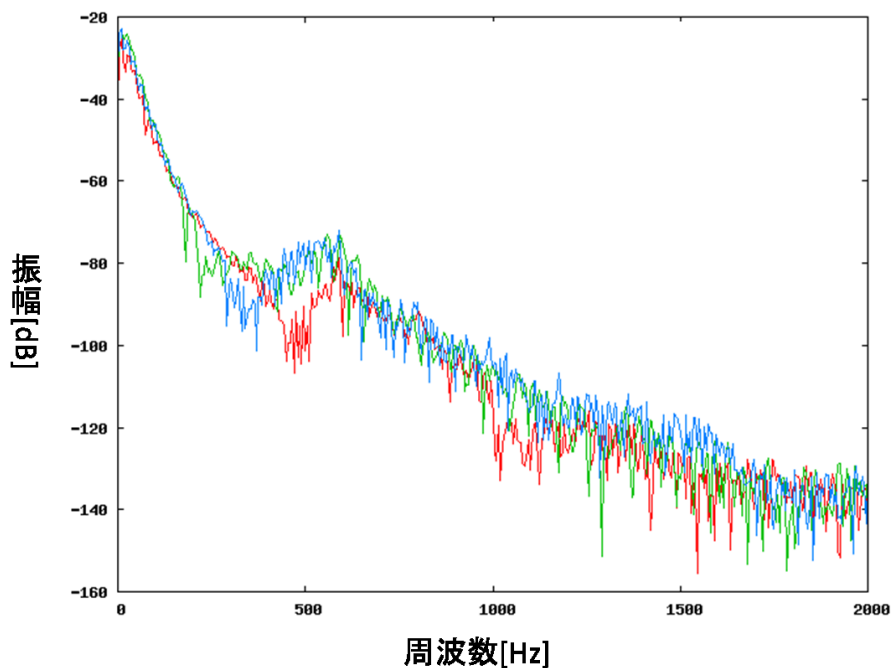


図 2.4 接着する際に発生する摩擦音

摩擦音の特徴を表 2.1 に示す。

表 2.1 摩擦音の特徴

	発生時間 (s)	発生条件
接着する際の摩擦音	0.2	聴診器が肌に密着した状態から発生
剥離する際の摩擦音	0.1	聴診器が肌から離れた状態から発生
滑る際の摩擦音	聴診器を動いた時間	不定期に発生
ずれる際の摩擦音	0.2	不定期に発生

2.4 聴診音の特徴

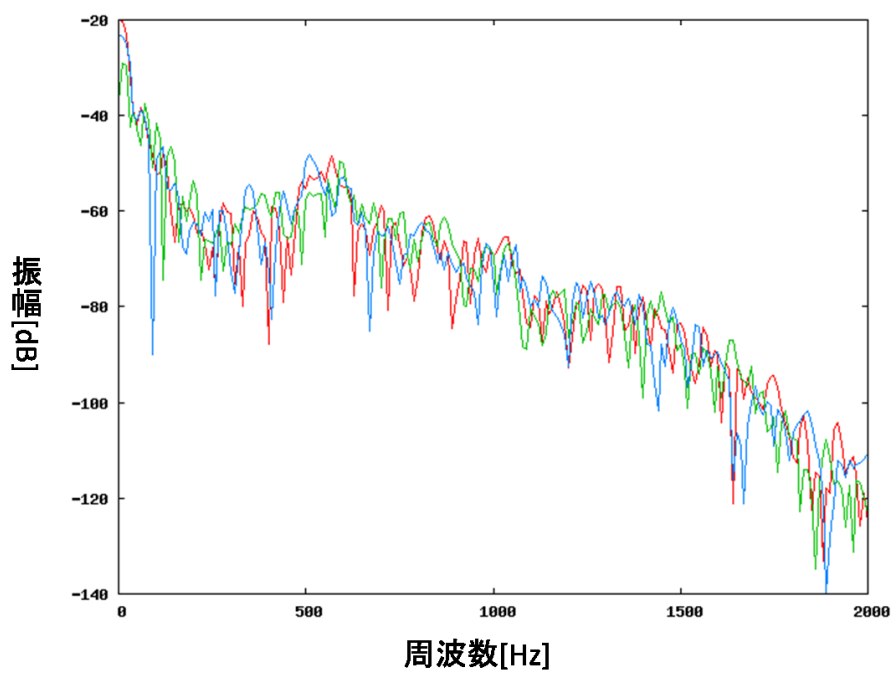


図 2.5 剥離する際に発生する摩擦音

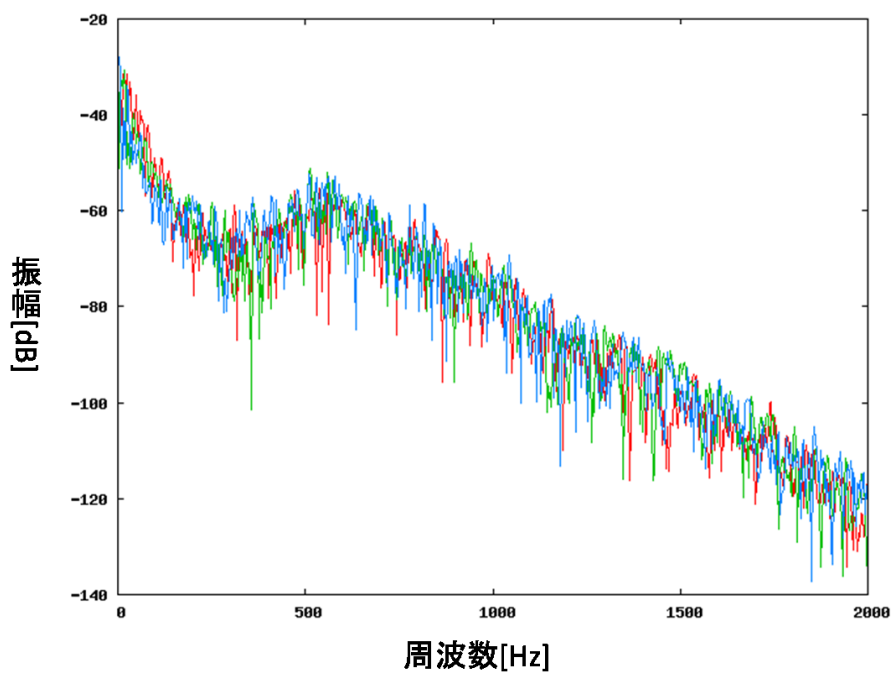


図 2.6 滑る際に発生する摩擦音

2.4 聴診音の特徴

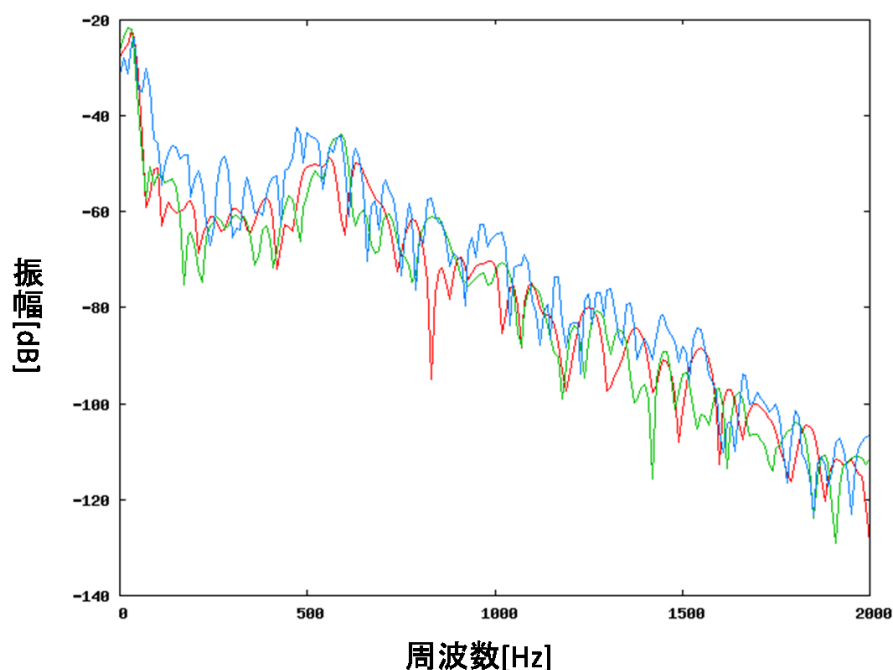


図 2.7 ずれる際に発生する摩擦音

2.4.2 呼吸音の特徴

呼吸音には肺が空気を取り込む際に発生する吸気と、空気を吐き出す際に発生する呼気がある。呼吸音の周波数スペクトラムを図 2.10 に示す。呼吸音は摩擦音に比べ、高い周波数成分を含んでいない。ここで表示する呼吸音は CD「ナースのための CD による呼吸音聴診トレーニング [5]」の wave ファイルを図 2.1 で示した電子聴診器のインパルス応答と畳み込み処理を行った音である。電子聴診器のインパルス応答を CD のサンプルの呼吸音と畳み込み処理を行うことで、CD のサンプルの呼吸音を電子聴診器で録音した音として考えることができる。これは、電子聴診器で呼吸音を録音した際、呼吸音が小さく、録音できなかったためである。

呼吸音の特徴を表 2.2 に示す。

2.4 聴診音の特徴

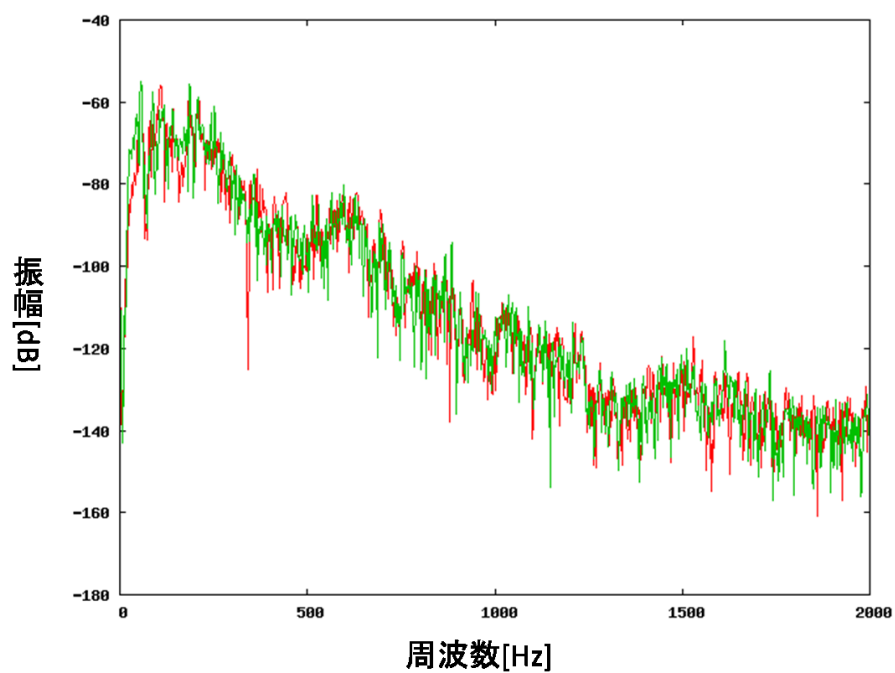


図 2.8 気管支呼吸音の吸気の周波数スペクトラム

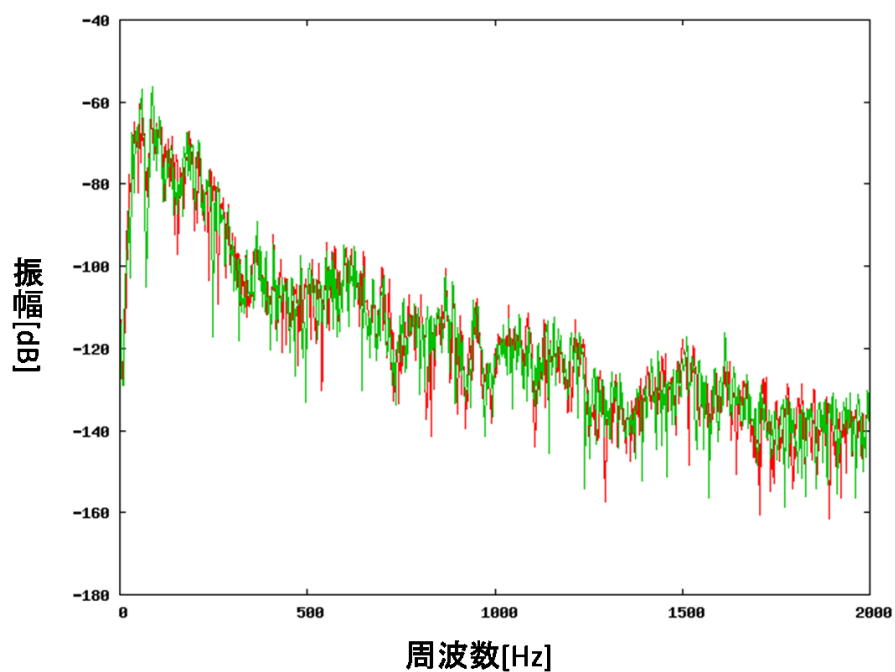


図 2.9 気管支呼吸音の呼気の周波数スペクトラム

2.4 聴診音の特徴

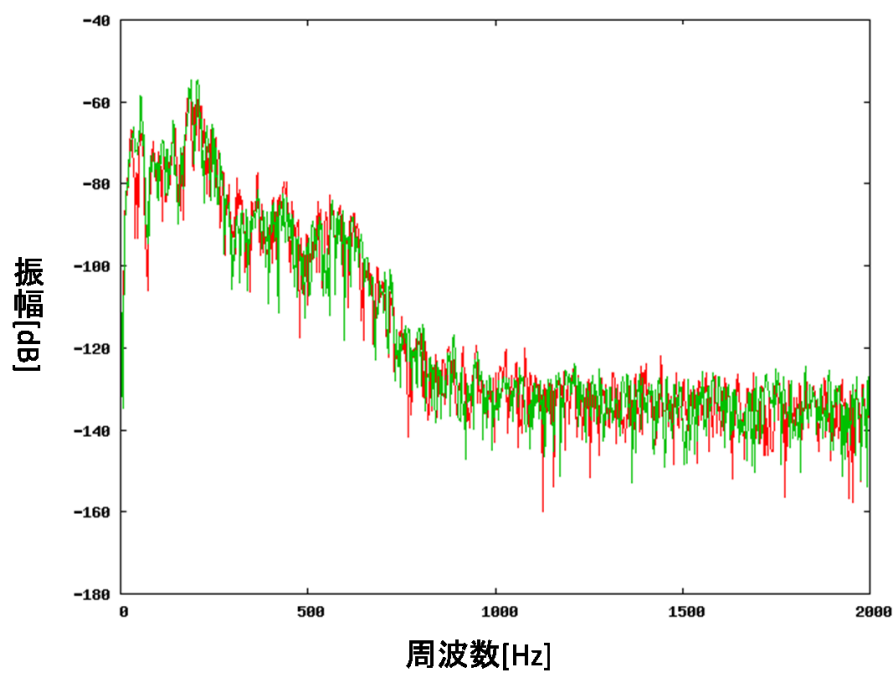


図 2.10 気管支肺胞呼吸音の吸気の周波数スペクトラム

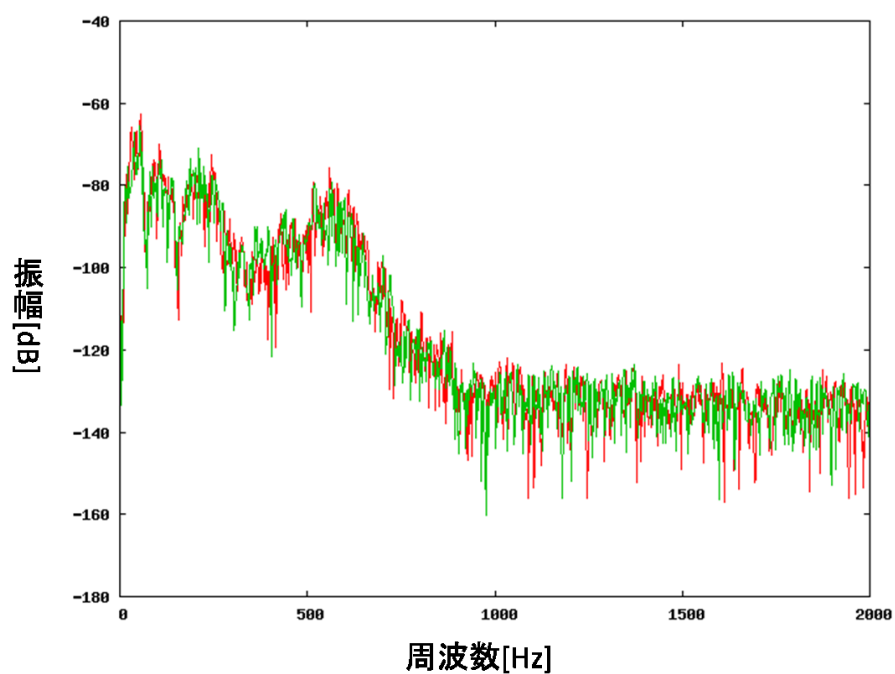


図 2.11 気管支肺胞呼吸音の呼気の周波数スペクトラム

2.4 聴診音の特徴

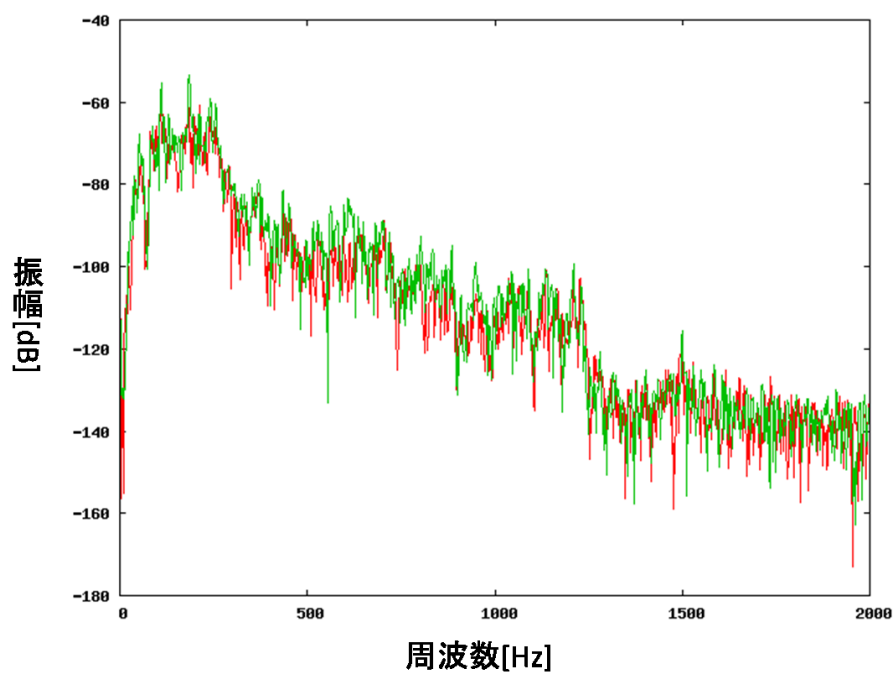


図 2.12 肺胞呼吸音の吸気周波数スペクトラム

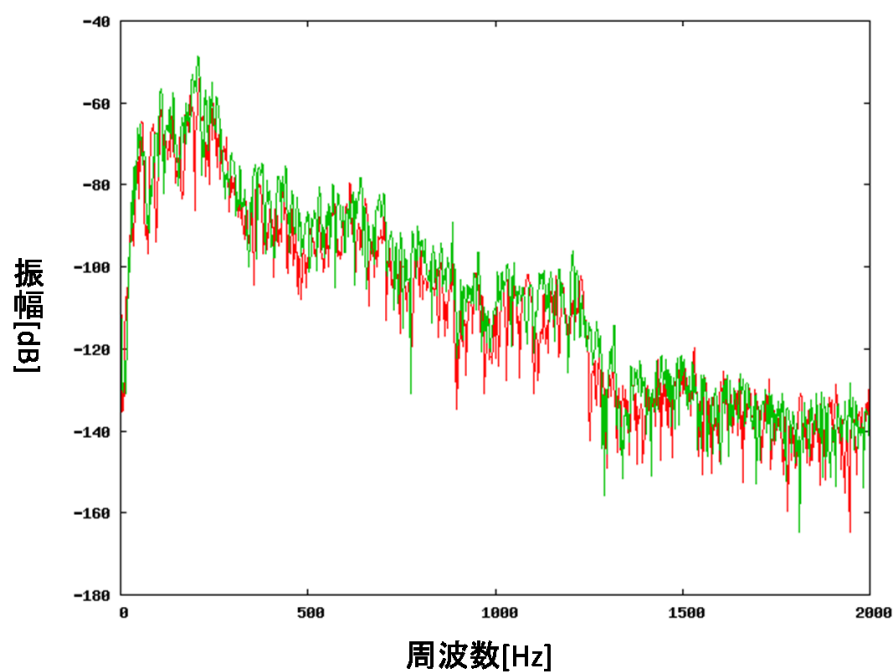


図 2.13 肺胞呼吸音の呼気の周波数スペクトラム

2.4 聴診音の特徴

表 2.2 呼吸音の特徴

		発生時間 (s)	発生頻度
肺胞呼吸音	吸気	0.5-1.0	3.0 秒から 5.0 秒で 吸気と呼気が 1 セット 1 分間に 12 回から 20 回 吸気と呼気が発生
	呼気	1.0-2.0	
気管支肺胞呼吸音	吸気	1.0	
	呼気	1.0	
気管呼吸音	吸気	1.0	
	呼気	1.0	

2.4.3 心音の特徴

心音の周波数スペクトラムを図 2.14 に示す。心音も呼吸音と同じく、摩擦音に比べ、高い周波数成分を含んでいない。心音についても CD[5] の wave ファイルと図 2.2 で示した電子聴診器のインパルス応答と畳み込み処理を行った音を使用する。

心音の特徴を表 2.3 に示す。

表 2.3 心音の特徴

	発生時間 (s)	発生頻度
心音	0.1	1 分間に 60 から 90 回

2.4.4 聴診音の時間波形

電子聴診器で聴診した聴診音の時間波形のグラフを図 2.15 に示す。図 2.15 の聴診音は健康な人の右の気管支肺胞呼吸音を聴診した聴診音の時間波形のグラフである。この聴診音には呼吸音、心音、摩擦音が含まれている。しかし、体の中で発生する様々な音や、それらの音の重なり合いで、時間波形から摩擦音の発生箇所を推定することが難しくなっている。次

2.4 聴診音の特徴

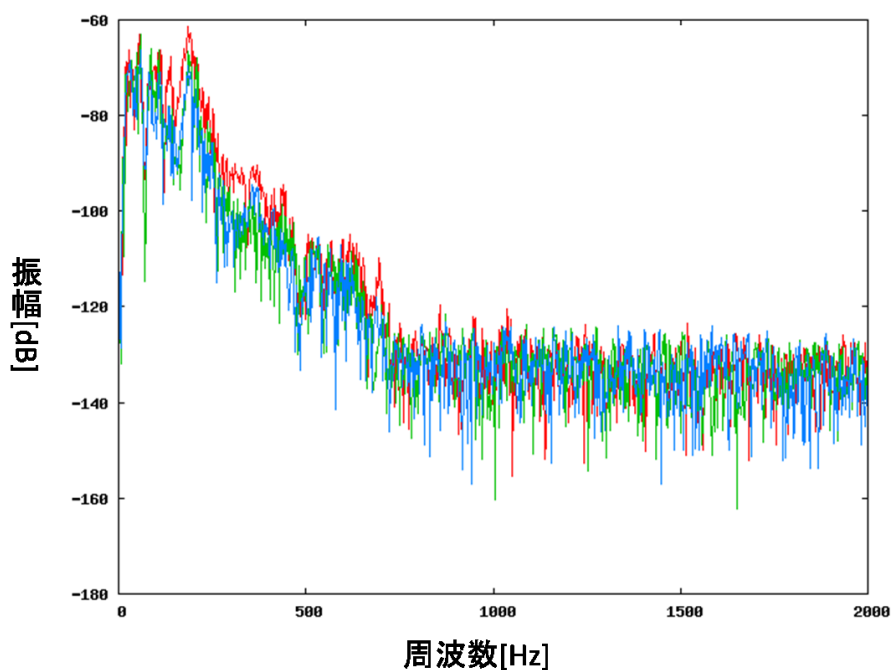


図 2.14 心音のスペクトラム

章からは呼吸音と心音、摩擦音の周波数スペクトラムの違いから、摩擦音の発生箇所を推定していく方法を述べていく。

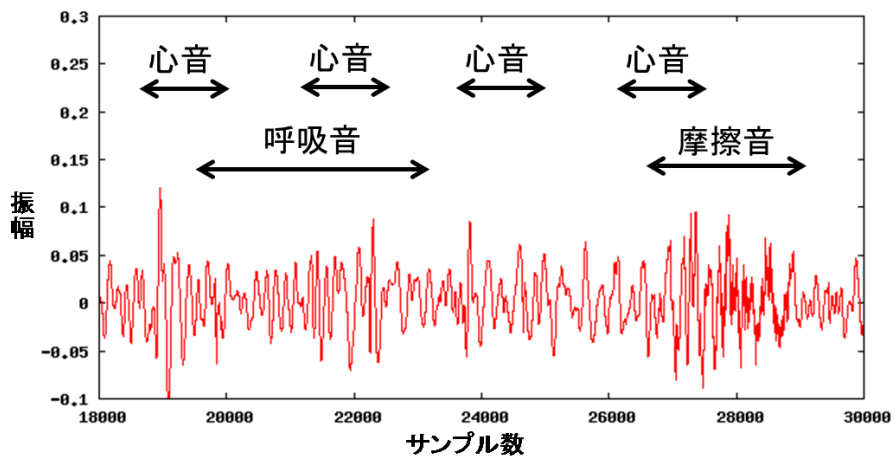


図 2.15 聴診音の時間波形

第 3 章

機械学習を用いた摩擦音の発生時間 推定

3.1 摩擦音発生箇所の推定方法

第 2 章では電子聴診器で聴こえる音についての特徴についてまとめ、時間波形から摩擦音の発生箇所を推定することが困難であることを述べた。そのため、この章では呼吸音、心音、摩擦音の周波数スペクトラムの違いから、パターン認識を用いて摩擦音の発生箇所を推定する方法について述べる。

3.2 単純パーセプトロン学習アルゴリズム

今回用いたパターン認識の単純パーセプトロンについて図 3.1 を用いて説明する [6]。単純パーセプトロン学習アルゴリズムとは、1958 年にフランク・ローゼンブラットが発表したニューラルネットの一種である。

パーセプトロン学習アルゴリズムとは、

$$g(\boldsymbol{x}) = w_0 + \sum_{j=1}^d w_j x_j \quad (3.1)$$

で与えられる線形識別関数の値から識別結果を出力するものである。ここで $x_1, \dots, x_d$ は入力パターンで、 $w_0, w_1, \dots, w_d$ は重み係数であり、ベクトル表記を用いれば

$$g(\boldsymbol{x}) = w_0 + \boldsymbol{w}^t \boldsymbol{x} \quad (3.2)$$

3.2 単純パーセプトロン学習アルゴリズム

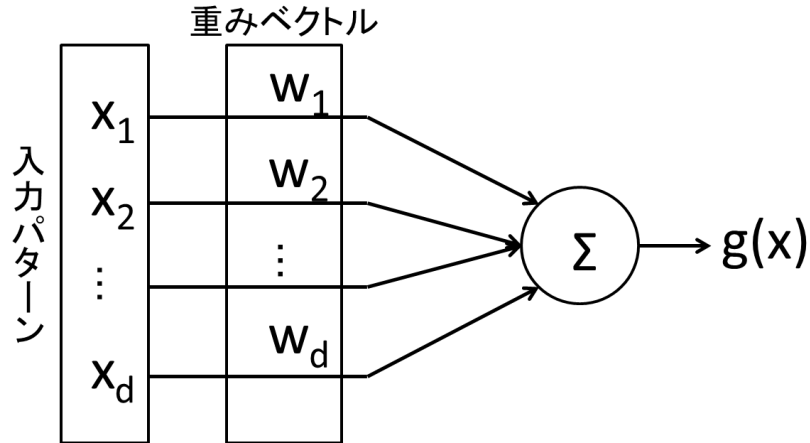


図 3.1 単純パーセプトロン

と書ける。ただし

$$\boldsymbol{x} = (x_1, x_2, \dots, x_d)^t \quad (3.3)$$

$$\boldsymbol{w} = (w_1, w_2, \dots, w_d)^t \quad (3.4)$$

である。ここで t は転置を表し、 $\boldsymbol{x}$ は入力ベクトルである。 $\boldsymbol{w}$ は重みベクトルと呼ばれる。
ここで

$$\boldsymbol{x} = (x_0, x_1, \dots, x_d)^t = \begin{pmatrix} x_0 \\ \boldsymbol{x} \end{pmatrix}, \quad x_0 \equiv 1 \quad (3.5)$$

$$\boldsymbol{w} = (w_0, w_1, \dots, w_d)^t = \begin{pmatrix} w_0 \\ \boldsymbol{w} \end{pmatrix} \quad (3.6)$$

なる $(d+1)$ 次元ベクトル $\boldsymbol{x}, \boldsymbol{w}$ を用いると、式 (3.2) は

$$g(\boldsymbol{x}) = \boldsymbol{w}^t \boldsymbol{x} \quad (3.7)$$

と表される。

学習パターン全体を集合 $\mathcal{X}$ で表し、クラス ω_i に属する学習パターンの集合を $\mathcal{X}_i (i=1, 2, \dots, c)$ で表すと、線形識別関数の学習とは、 $\mathcal{X}_i (i=1, 2, \dots, c)$ に属するすべての $\boldsymbol{x}$ に

3.3 摩擦音発生箇所推定方法

対して

$$g_i(\mathbf{x}) > g_j(\mathbf{x}) \quad (j = 1, 2, \dots, c \quad j \neq i) \quad (3.8)$$

が成り立つように重み $w_{i0}, w_i (i=1, 2, \dots, c)$ を決定することである。

線形識別関数の重みを学習によって求める方法について述べる。重みの決定方法についてはパーセプトロンの収束規則について述べる。パーセプトロンの収束規則は以下のとおりである [6]。

1. 重みベクトル $\mathbf{w}$ の初期値を適当に決定する。
2. $\mathcal{X}$ の中から学習パターンを一つ選ぶ。
3. 識別関数 $g(\mathbf{x}) = \mathbf{w}^t \mathbf{x}$ によって識別を行い、正しく識別できなかった場合のみ次のように重みベクトル $\mathbf{w}$ を修正し、新しい重みベクトル $\mathbf{w}'$ を作る。

$$\mathbf{w}' = \mathbf{w} + p * \mathbf{x} \quad (w_1 \text{ のパターンに対して } g(\mathbf{x}) \leq 0 \text{ となったとき}) \quad (3.9)$$

$$\mathbf{w}' = \mathbf{w} - p * \mathbf{x} \quad (w_2 \text{ のパターンに対して } g(\mathbf{x}) \geq 0 \text{ となったとき}) \quad (3.10)$$

4. 上の処理 2、3 を $\mathcal{X}$ の全パターンに対して繰り返す。
5. $\mathcal{X}$ の全パターンを正しく識別できたら終了。誤りがあるときは 2 に戻る。

式 (3.9), (3.10) の p を学習係数と呼び、正の定数である。学習係数は重みベクトルの更新の際に、どの程度重みベクトルを更新するかを決定する。

3.3 摩擦音発生箇所推定方法

2.4 で述べたように、電子聴診器で録音した呼吸音と摩擦音には、周波数スペクトラムに違いがある。それらの周波数スペクトラムに対して単純パーセプトロンを用いて線形識別関数の重みベクトルを求める。聴診音の周波数スペクトラムと識別結果の値から、摩擦音が含まれているか判定を行う。

摩擦音発生箇所を推定するシステムの流れを図 3.2 に示す。

3.4 重みベクトル計算

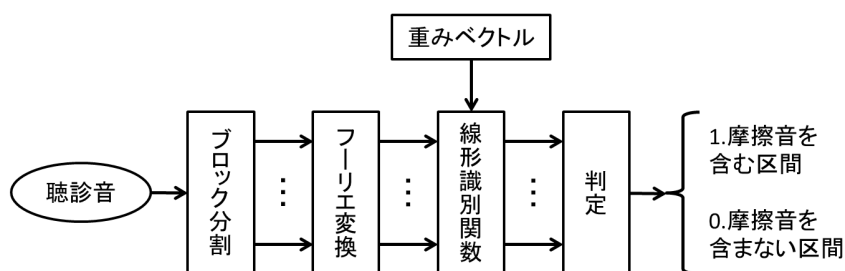


図 3.2 システムの流れ

摩擦音の発生箇所を推定する聴診音を用意し、聴診音のサンプル開始位置 0 から一定サンプル数のブロックを求める。一定サンプル数のブロックをフーリエ変換し、周波数スペクトラムを求める。このときデシベル値で周波数スペクトラムを求める。求めた聴診音の周波数スペクトラムと線形識別関数の重みベクトルの畳み込みから識別結果を求め、負の値ならば摩擦音なし、正の値ならば摩擦音ありとし、そのブロック区間に摩擦音を含むか判定する。摩擦音があると判定すれば 1 を出力し、摩擦音がないと判定すれば 0 を出力する。サンプル開始位置を 1 ずらし、時間波形の聴診音全サンプルに対して繰り返し、摩擦音の発生箇所を推定する。

3.4 重みベクトル計算

単純パーセプトロン学習アルゴリズムを用いて、教師付き学習を行い、重みベクトルを求める方法を図 3.3 を用いて説明する。

摩擦音を含む聴診音と摩擦音を含まない聴診音を用意する。一定サンプル数のブロックごとに、摩擦音を含む聴診音と摩擦音を含まない聴診音から、周波数スペクトラムを求める。このときデシベル値でスペクトラムを求める。今回用いた聴診音は、電子聴診器で録音した摩擦音を含む聴診音の周波数スペクトラムと、摩擦音を含まない聴診音の周波数スペクトラムを用いて実験を行う。また、摩擦音を含む聴診音の周波数スペクトラムには教師信号を 1、摩擦音を含まない聴診音の周波数スペクトラムには教師信号を 0 とする。聴診音の周波数ス

3.4 重みベクトル計算

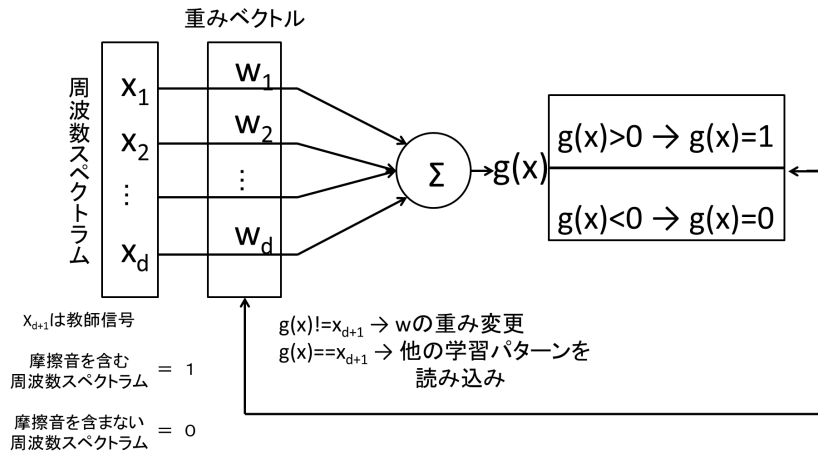


図 3.3 重みベクトルの計算

ペクトラムを学習パターンとし、重みベクトルとの畳み込み処理し、識別結果 $g(x)$ を求める。識別結果 $g(x)$ から、0 をしきい値とし、0 以上ならば 1、0 より小さければ 0 を出力する。出力結果と教師信号を比較し、一致しなければ重みベクトルを変更し、一致すれば他の学習パターンを読み込む。これを全ての学習パターンに対して行い、全ての学習パターンの教師信号と識別結果の値がすべて一致するまで繰り返し、重みベクトルを求める。

つまり、この識別関数による識別法は

$$g(x) = \mathbf{w}^t \mathbf{x} > 0 \quad \Rightarrow \quad \mathbf{x} \in \omega_1 \quad (3.11)$$

$$g(x) = \mathbf{w}^t \mathbf{x} < 0 \quad \Rightarrow \quad \mathbf{x} \in \omega_2 \quad (3.12)$$

となる。 ω_1 、 ω_2 はそれぞれ摩擦音を含む周波数スペクトラムと摩擦音を含まない周波数スペクトラムのクラスを表す。

そして、周波数スペクトラムを特徴とした空間において、識別関数の値が

$$g(x) = \mathbf{w}^t \mathbf{x} = 0 \quad (3.13)$$

となれば $g(x)$ は二つのクラス間を分離する境界となる。

よって、学習では

$$g(x) = \mathbf{w}^t \mathbf{x} > 0 \quad (\mathcal{X}_1 \text{に属するすべての } x \text{ に対して}) \quad (3.14)$$

3.5 推定結果

$$g(x) = \mathbf{w}^t \mathbf{x} < 0 \quad (\mathcal{X}_2 \text{に属するすべての} x \text{に対して}) \quad (3.15)$$

となるような $\mathbf{w}$ を求めることになる。

ここで $\mathcal{X}_1$ 、 $\mathcal{X}_2$ はそれぞれクラス ω_1 、 ω_2 に属する集合を表す。

そして、求めた重み $\mathbf{w}$ と聴診音の周波数スペクトラムを畳み込み処理した結果から、 ω_1 、 ω_2 のどちらのクラスに近い周波数スペクトラムであるかが分かるため、摩擦音を含む聴診音の周波数スペクトラムか摩擦音を含まない聴診音の周波数スペクトラムか、判定することが可能になる。

今回、 $\mathbf{w}$ を学習する際に用いた聴診音の周波数スペクトラムは、健康な人の図 2.3 の ② の位置で電子聴診器のレンジ拡張モードで聴診し、聴診音の大きさを聴診器で録音した際の大きさにした摩擦音を含む聴診音と摩擦音を含まない聴診音から、ブロックのサイズを 256 サンプル、512 サンプル、1024 サンプル、2048 サンプルで周波数スペクトラムを求めた音を用いる。また、式 (3.9),(3.10) の p で表される学習係数の値を 0.01 で実験を行う。

ブロックのサイズを 512 サンプルで周波数スペクトラムを求め、重みベクトルを学習した結果を図 3.4 に示す。

聴診音を 512 サンプルのブロックごとにフーリエ変換を用いて周波数スペクトラムを求めているため、標本化定理により 256 サンプルで左右対称のグラフが求められる。そのため重みベクトルは、図 3.4 で示すように 256 サンプルまで求める。

実験では重みベクトルと聴診音の周波数スペクトラムを求める際のブロックのサイズを同じサンプル数で求めた重みベクトルと聴診音の周波数スペクトラムの畳み込み処理の結果から、摩擦音を含む周波数スペクトラムであるか判定する。

3.5 推定結果

電子聴診器で聴診した聴診音から、周波数スペクトラムを求める際のブロックのサイズを 512 とし、摩擦音の発生箇所を推定した結果を図 3.5 に示す。今回用いた聴診音は、健康な人の図 2.3 の ② の位置で聴診した聴診音を使用している。図 3.5 の緑の波形は聴診音の時

3.5 推定結果

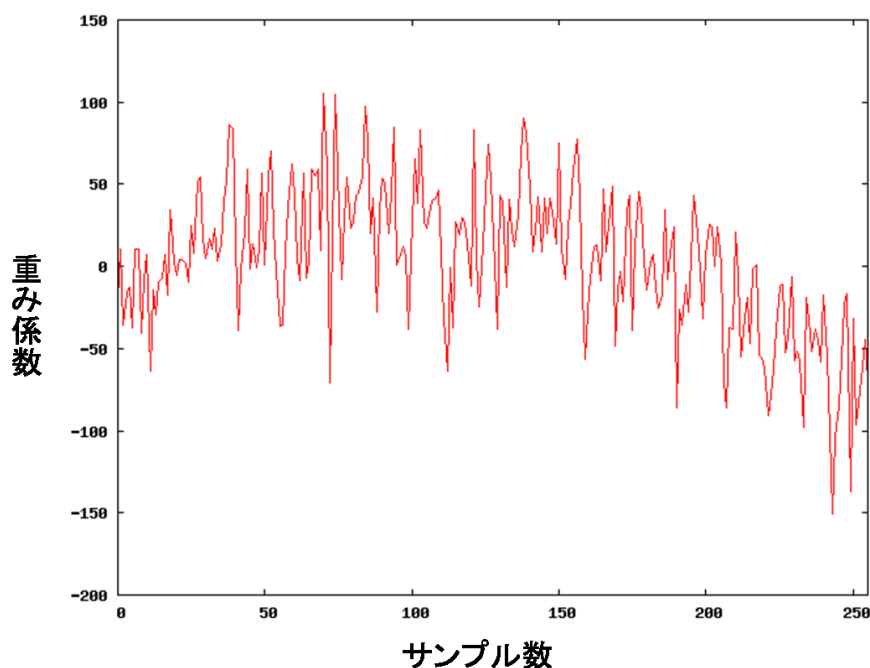


図 3.4 重みベクトル

間波形のグラフである。図 3.5 の赤のグラフの 1 で示した範囲が、摩擦音を含んでいると判定した範囲で、0 で示した範囲が摩擦音を含んでいないと判定した範囲である。図 3.5 の青で示した範囲が実際に摩擦音が発生している範囲である。図 3.5 では、実際に摩擦音が発生している範囲と、摩擦音を含むと判定した範囲にはずれが生じている。これはブロックごとに周波数スペクトラムを求め、摩擦音が含まれるか判定を行っているため、このようなずれが生じている。このずれは、ブロックのサンプル分のずれであり、ブロックのサイズが 512 の場合、時間にして 0.1 秒程度のずれである。

ブロックのサイズを 256 サンプル、512 サンプル、1024 サンプル、2048 サンプルで周波数スペクトラムを求め、摩擦音の発生箇所を求めた結果を図 3.6、3.7、3.8、3.9 に示す。聴診音には、2500 サンプル付近で接着する際の摩擦音、22000 サンプル付近でずれる際の摩擦音、30000 サンプル付近で滑る際の摩擦音、37000 サンプル付近で剥離する際の摩擦音を聴診したものを使用している。

3.5 推定結果

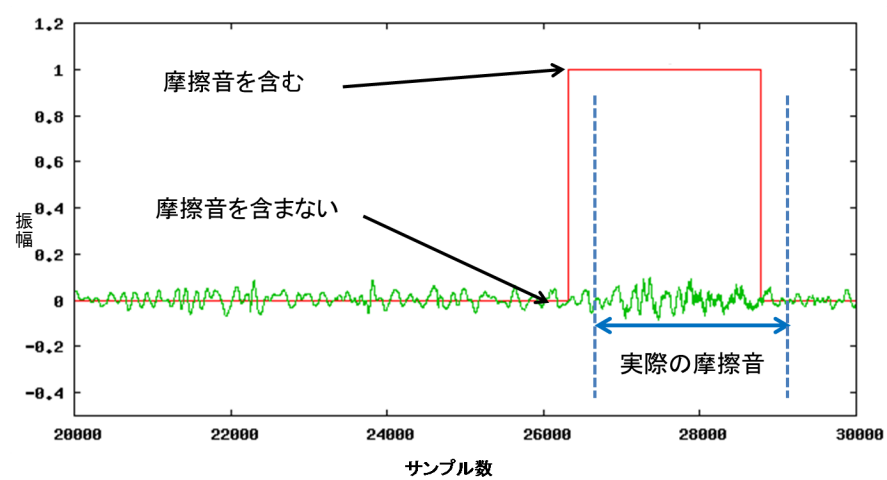


図 3.5 摩擦音発生箇所の推定結果

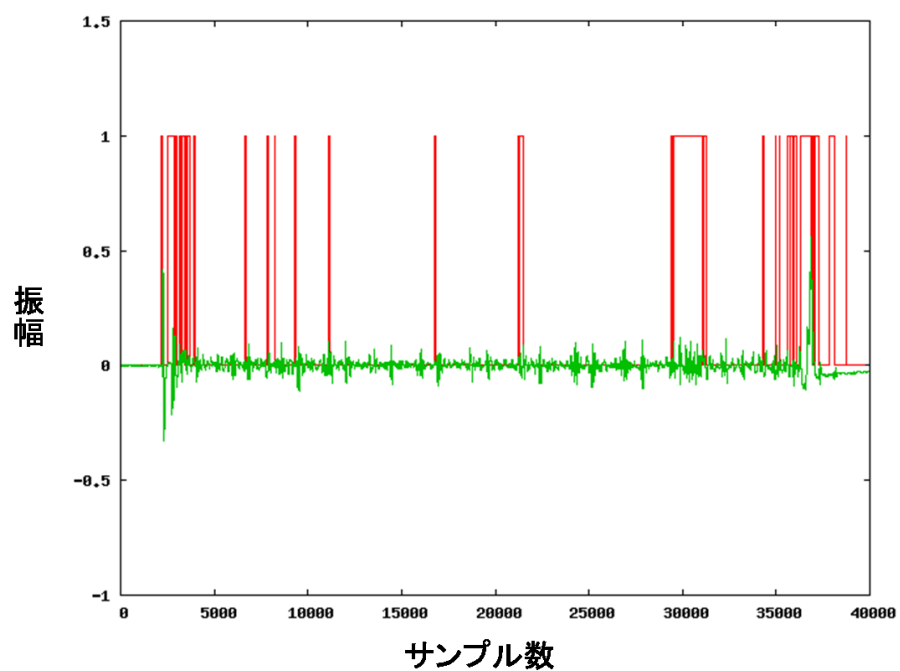


図 3.6 256 サンプル

3.5 推定結果

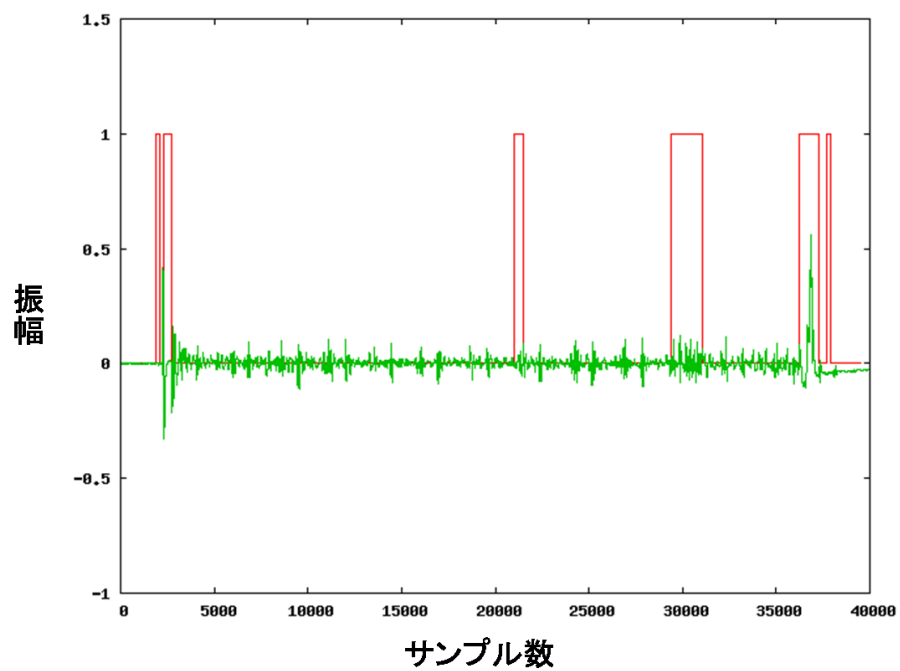


図 3.7 512 サンプル

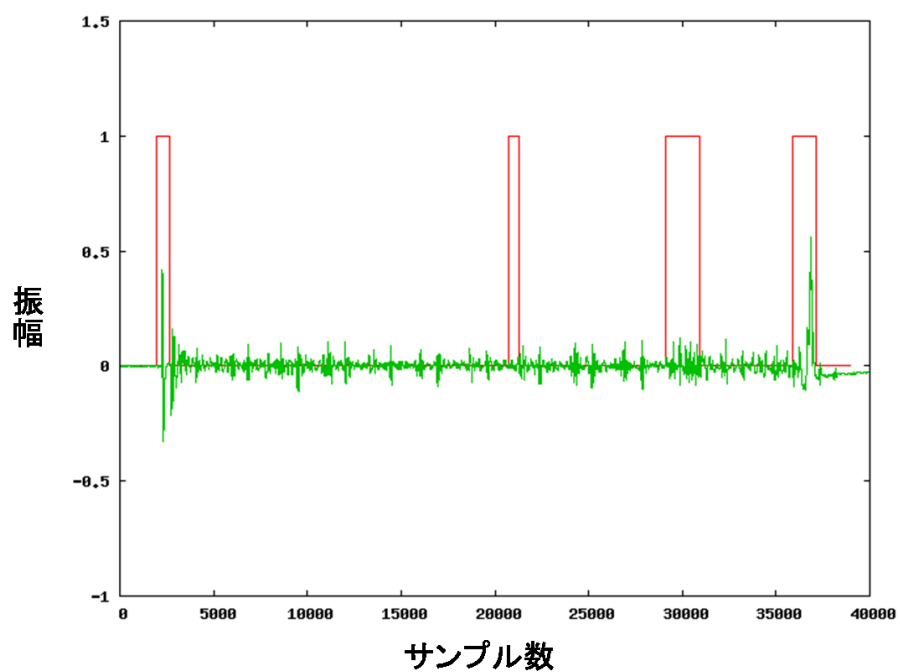


図 3.8 1024 サンプル

3.6 考察

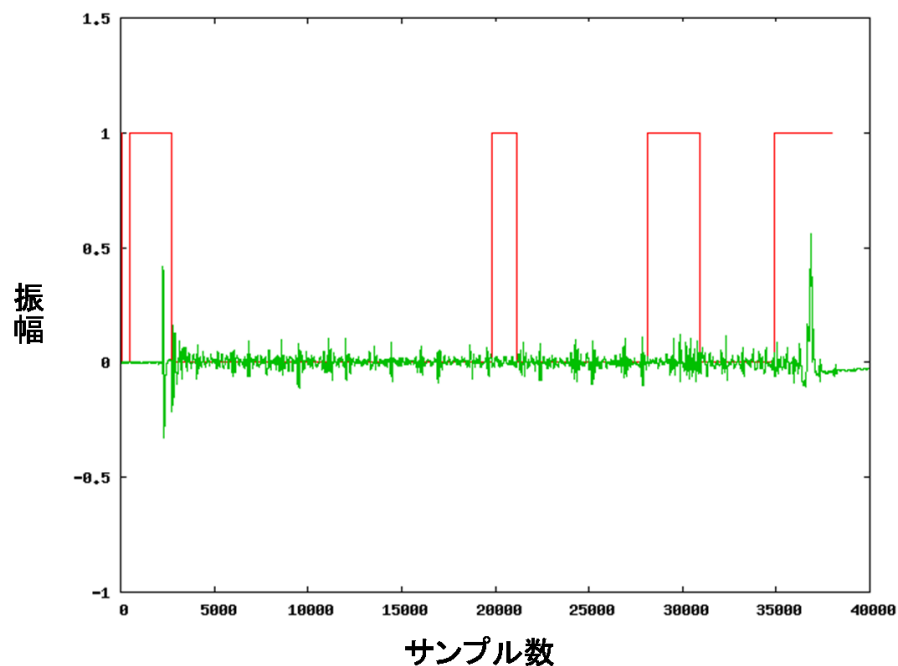


図 3.9 2048 サンプル

3.6 考察

図 3.6 と、図 3.7 から、ブロックのサイズを小さくしすぎると、実際には摩擦音が発生していない箇所で摩擦音が発生していると誤った判定をしていることが分かる。これは、ブロックのサイズを小さくすることにより、周波数分解能が低くなり、パターン認識で摩擦音を含むか含まないかの判定が正しく求められなかったためだと考えられる。また、図 3.7 と、図 3.9 から、ブロックのサイズを大きくすることで、実際に摩擦音が発生している範囲と、摩擦音を含むと判定した範囲のずれが大きくなっていることが分かる。さらに、図 3.8 と、図 3.9 から、ブロックのサイズが大きくなることで、摩擦音が発生していると判定した範囲が広がっていることが分かる。これは、ブロックごと周波数スペクトラムを求め、摩擦音を含むか含まないかを判定しているため、このようになっていると考えられる。今回は実際に摩擦音が発生している範囲と、摩擦音が発生していると判定した範囲のずれに関して考慮していなかったが、ブロックのサイズごとにずれが発生するサンプル数がある程度決まっているため、修正する必要があると考える。

第 4 章

訪問看護データへの適用

4.1 摩擦音と呼吸異常音の推定

第 3 章では線形識別関数の重みベクトルを求める際に、摩擦音を含む聴診音と摩擦音を含まない聴診音の周波数スペクトラムを学習パターンとし、摩擦音発生箇所の推定を行った。そのためこの章では、訪問看護の現場で録音された聴診音に対して、摩擦音の発生箇所を推定できるか適用例を示す。

また本システムは、学習パターンを変えることで呼吸異常音の発生箇所を推定することにも、応用可能であると考え。そのため、呼吸異常音を含む聴診音と呼吸異常音を含まない聴診音の周波数スペクトラムを学習パターンとし、線形識別関数の重みベクトルを求める。そして、推定した摩擦音発生箇所の摩擦音を除去した聴診音に対して、呼吸異常音の発生箇所の推定を行う。

4.2 呼吸異常音を含む聴診音の摩擦音発生箇所推定

この節では訪問看護のデータに対し、本システムを用い摩擦音の発生箇所の推定を行う。

今回の実験で用いた聴診音は、訪問看護サービスを営む、セントケア・ホールディング株式会社様から提供していただいた。また、この録音データは、名古屋大学山内教授が異常呼吸音の診断結果を求めたものである。

4.2 呼吸異常音を含む聴診音の摩擦音発生箇所推定

4.2.1 摩擦音発生箇所の推定結果

3.4 で求めた重みベクトルを用い、呼吸異常音を含む聴診音に対し、摩擦音発生箇所を推定した結果を図 4.1、4.2 に示す。

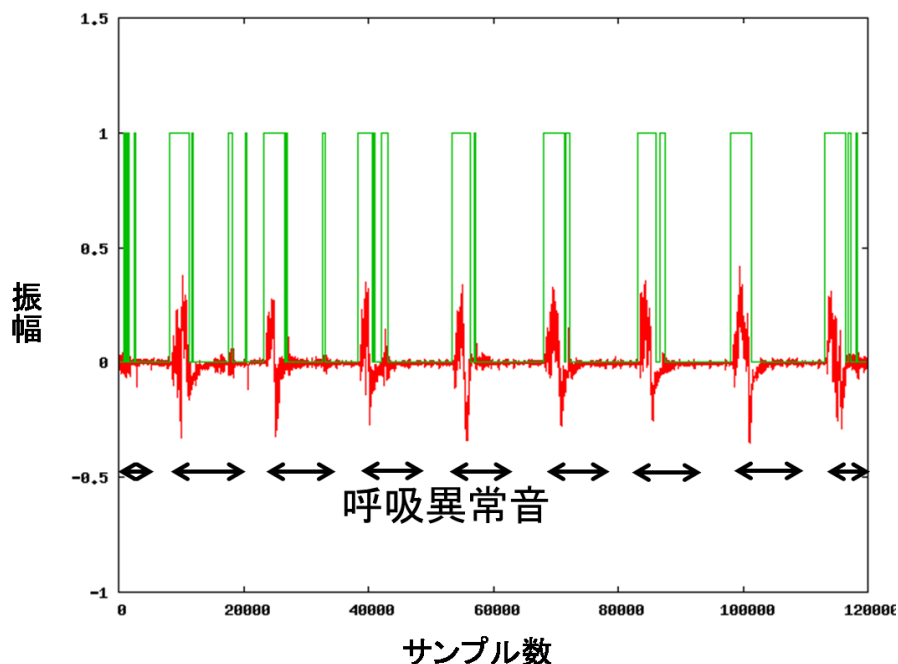


図 4.1 呼吸異常音を含む聴診音の摩擦音発生箇所推定 1

図 4.1、4.2 の赤で示した波形が、聴診音の時間波形のグラフである。図 4.1、4.2 の緑の 1 で示した範囲が摩擦音を含んでいると判定した範囲で、0 を示した範囲が摩擦音を含んでいないと判定した範囲である。

図 4.1、4.2 の聴診音を聴いた際に、明らかな摩擦音を確認できなかった。しかし、摩擦音発生箇所を推定した結果、広い範囲で摩擦音を含むと誤った判定をしている。

4.2.2 考察

図 4.1、4.2 の聴診音には明らかな摩擦音を確認できなかった。しかし、摩擦音発生箇所を推定した結果、広い範囲で摩擦音を含むと誤った判定をしている。

これは呼吸異常音や聴診音から聴こえる様々な音の周波数スペクトラムが、健康な人の呼

4.3 呼吸異常音を含む聴診音の摩擦音発生箇所推定

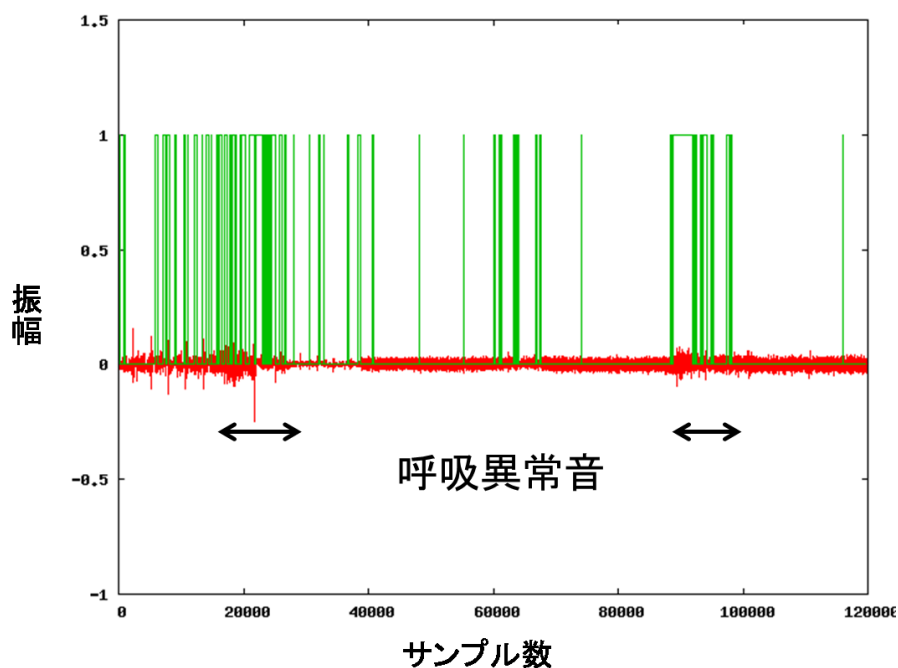


図 4.2 呼吸異常音を含む聴診音の摩擦音発生箇所推定 2

吸音の周波数スペクトラムより、摩擦音の周波数スペクトラムに似ていると判定されたためである。そのため、摩擦音の発生箇所を推定するためには、健康な人の呼吸音以外にも呼吸異常音などの聴診器で聴こえる様々な音を学習パターンとし、重みベクトルを求める必要があると考えられる。また今回の実験では、周波数スペクトラムを求めることによって、時間波形で変化する聴診音の特徴を考えていない。そのため時間波形の特徴も用い、摩擦音の発生箇所を推定することが必要であると考ええる。

4.3 呼吸異常音を含む聴診音の摩擦音発生箇所推定

前節では推定した摩擦音発生箇所の摩擦音を除去した聴診音を求めることができなかった。そのため、この節では摩擦音を含まず、呼吸異常音が含まれる聴診音から、呼吸異常音の発生箇所を推定していく。

4.3 呼吸異常音を含む聴診音の摩擦音発生箇所推定

4.3.1 呼吸異常音を学習パターンとした重みベクトルの計算

3.4 では、摩擦音を含まない聴診音と摩擦音を含む聴診音の周波数スペクトラムを学習パターンとし、健康な人の聴診音に含まれる摩擦音の発生箇所を推定する重みベクトルを求めた。この節では、呼吸異常音を含まない聴診音と呼吸異常音を含む聴診音の周波数スペクトラムを学習パターンとし、呼吸異常音の発生箇所を推定する重みベクトルを求める。

学習パターンに用いた呼吸異常音は、CD[5] に録音されている低音性連続性ラ音のサンプルのデータの周波数スペクトラムを用いる。また、呼吸異常音を含まない聴診音には、CD[5] に録音されている気管呼吸音、気管支肺胞呼吸音、肺胞呼吸音のサンプルの周波数スペクトラムを用いる。この実験で用いた CD のサンプル音声は、図 2.1 で示した電子聴診器のインパルス応答と畳み込み処理し、それらの音を 512 サンプルで周波数スペクトラムを求めた音を使用する。

今回使用した CD[5] に録音されている低音性連続性ラ音を、電子聴診器のインパルス応答と畳み込み処理した音の周波数スペクトラムを図 4.3 に示す。

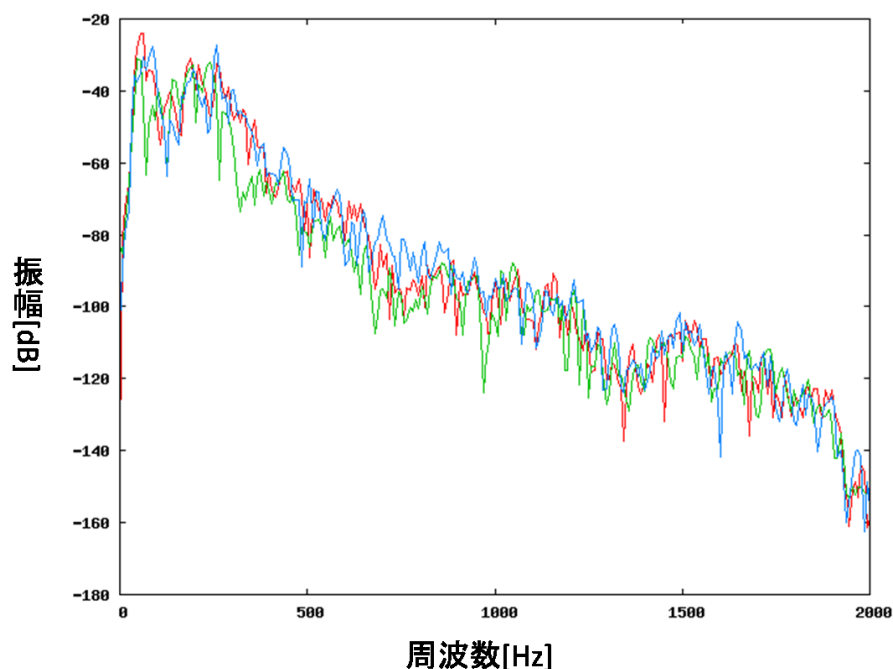


図 4.3 低音性連続性ラ音の周波数スペクトラム

4.3 呼吸異常音を含む聴診音の摩擦音発生箇所推定

図 4.3 で示す低音性連続性ラ音の周波数スペクトラムと、図 2.8、2.9、2.10、2.11、2.12、2.13 と図 2.14 で示す呼吸音と心音の周波数スペクトラムを学習パターンとし、3.4 の方法で低音性連続性ラ音の発生箇所を推定する重みベクトルを求める。

4.3.2 呼吸異常音の推定結果

低音性連続性ラ音を含む聴診音に対し、低音性連続性ラ音の発生箇所を推定した結果を図 4.4、図 4.5 に示す。

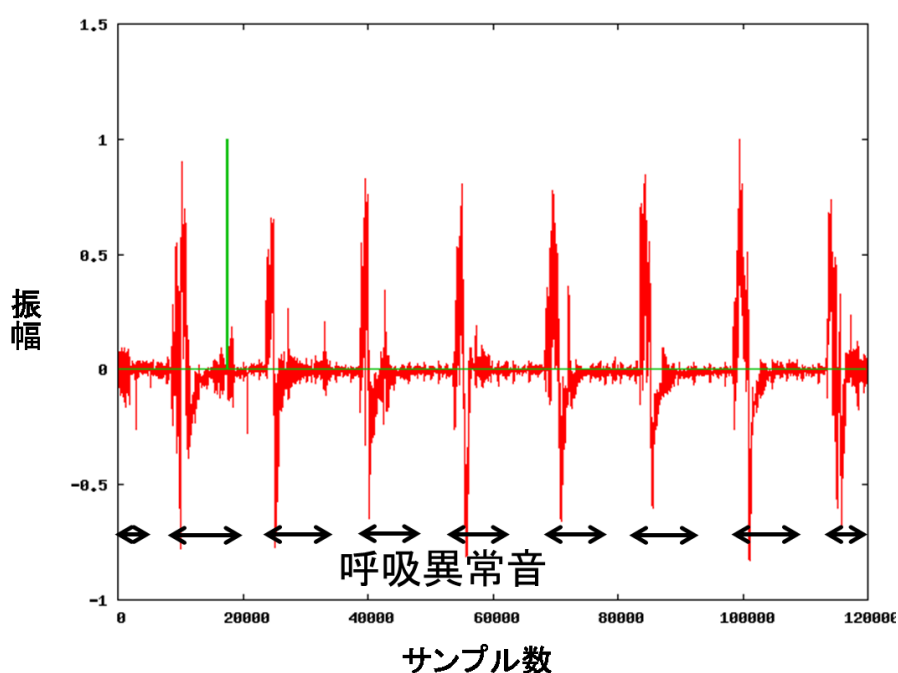


図 4.4 低音性連続性ラ音の推定結果 1

図 4.4、4.5 の赤で示した波形が、聴診音の時間波形のグラフである。図 4.4、4.5 の緑で示した結果が、1 を示せば呼吸異常音があると判定し、0 を示せば呼吸異常音がないと判定した結果を示す。

図 4.4 では、20000 サンプル付近の呼吸異常音しか判定できていない。

図 4.5 では、実際には呼吸異常音が発生している箇所で、呼吸異常音が無いと誤った判定をしている。

4.3 呼吸異常音を含む聴診音の摩擦音発生箇所推定

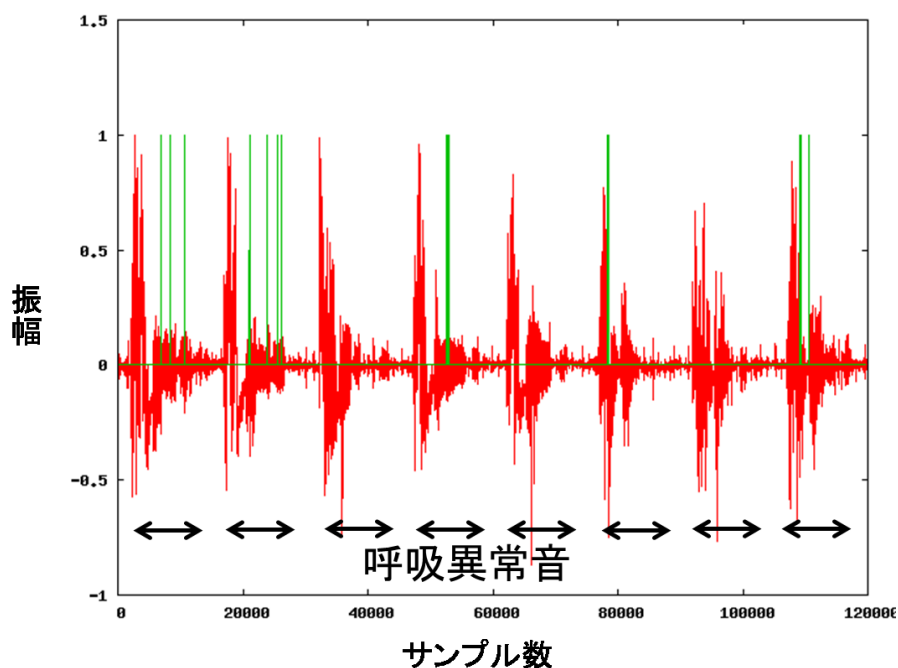


図 4.5 低音性連続性ラ音の推定結果 2

4.3.3 考察

呼吸異常音と正常な呼吸音の周波数スペクトラムの違いから呼吸異常音の発生箇所を推定した結果、正しく推定することができなかった。これは、呼吸音と低音性連続性ラ音では周波数成分が重なる部分が多く、正しく判定できなかったためだと考えられる。今後は周波数スペクトラム以外にも時間波形の特徴も用いて、呼吸異常音の発生箇所を推定していく必要があると考える。

第 5 章

結論

5.1 本研究のまとめ

本論文では、電子聴診器で発生する摩擦音と、呼吸の異常音との判断が難しいという問題に対し、摩擦音の発生箇所を推定する方法を述べた。また、電子聴診器から聴こえる摩擦音、呼吸音、心音の特徴を述べ、周波数スペクトラムの違いから単純パーセプトロンを用いて摩擦音の発生箇所を推定できることを示した。その際に実際に摩擦音が発生している範囲と、摩擦音を含むと判定した範囲にはずれが生じ、周波数スペクトラムを求める際のブロックのサイズを大きくすることでずれが大きくなることを確認した。さらに、ブロックのサイズを小さくしすぎることによって、誤った結果を求めることを確認した。今回の実験ではブロックのサイズを 512 サンプルとすることで誤った結果を求めず、ずれが小さい摩擦音発生箇所を推定することができた。

また、実際の訪問看護の現場で録音された聴診音から、本システムを用いて摩擦音の発生箇所を推定した。また本システムを応用し、訪問看護の現場で録音された呼吸異常音を含む聴診音に対し呼吸異常音の発生箇所の推定を行った。それらの結果から、訪問看護の現場で録音された聴診音に対しては、周波数スペクトラム違いのみを用いて摩擦音、呼吸異常音の発生箇所を推定することは困難であるといえる。

5.2 今後の課題

本研究では聴診音に含まれる摩擦音の発生箇所の推定を行った。本システムを用いることで、健康な人の聴診音に対して摩擦音の発生箇所を推定できることを確認した。しかし、訪問看護の現場で録音された聴診音に対し本システムを用いて摩擦音の発生箇所を推定した結果、正しく摩擦音の発生箇所を推定することができなかった。そのため訪問看護の現場で録音される聴診音を考慮した実験を行う必要がある。

また、本システムを応用し聴診音に含まれる呼吸異常音の発生箇所の推定を行った。しかし、正しく呼吸異常音の発生箇所を推定することができなかった。そのため呼吸異常音の周波数スペクトラム以外にも、時間波形の特徴も用いて、呼吸異常音の発生箇所を推定していく必要がある。

謝辞

本研究を行うにあたり、ご指導して頂いた福本昌弘教授には大変感謝致します。また副査をして頂いた繁柁博昭准教授、植田和憲講師にも感謝致します。

本研究で用いた聴診音の録音データや電子聴診器などの実験機材を手配してくださいました、セントケア・ホールディング株式会社様には大変感謝致します。特に、中嶋様と藤原様には、はるばる高知県まで来ていただき、データの説明や機器の説明をしていただき大変感謝致します。また、録音データ診断をして下さいました名古屋大学山内教授にも大変感謝致します。

福富英次氏には夜遅くまで教えていただき、大変感謝致します。NOC での活躍を期待しています。

同期の田中拓斗氏には私の無茶振りに快く付き合ってください感謝致します。今度会うときにはテンション高い田中になっていてください。横田優佳氏にはセクハラ紛いのことをしてしまいすいませんでした。訴えないで頂けると助かります。岡崎健士氏には意外と共通の話題があることが後で分かりました。もっとおしゃべりしたかったです。浅尾将司氏にはもうちょっと研究室に足を運んで頂けたら幸いでした。社会人になったら失踪しないでください。若林諒氏にはもっと研究室に足を運んで欲しかったです。ソフトウェア工学ではリーダーっぷりが良かったです。

またイベントなど手伝えなくて、後輩達には辛い思いをさせてしまいました。こんな私ですが、高知に遊びに来たときには優しくしてください。おねがいします。あと、金元氏と鈴木氏は単位をもっととっておきましょう。福本先生の苦労が増えます。

最後に、私の大学生活を支えて頂いた全ての人に感謝致します。

参考文献

- [1] 山内豊明, 岡本茂雄, “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, pp.87
- [2] 鈴木彰文, 炭親良, 中山寂, “肺音計測における周囲騒音の適切フィルタによる低減,” 電子情報通信学会技術研究報告, MBE93(375), pp.61–67, 1993.
- [3] 3M, “リットマン聴診器”
http://www.mmm.co.jp/hc/littmann/ele_stethoscope/es_3200/index.html
- [4] 日東防音響エンジニアリング株式会社, “インパルス応答の測定とその応用について”
<https://www.noe.co.jp/technology/18/18inv1.html>
- [5] 米丸亮, 桜井利江, “ナースのための呼吸音聴診トレーニング”, 南江堂
- [6] 石井健一郎, 上田修功, 前田英作, 村瀬洋, “パターン認識”, オーム社