

無拘束肺音モニタリングデバイスと ウィナーフィルタによるノイズ除去システムの開発 -肺音データベースによる検証-

西尾啓汰¹ 鏑木崇史² 栗原陽介¹

概要: 高齢者の肺炎は自他覚症状が顕著でないことがあるため、発見が遅れる可能性がある。肺音をモニタリングすることが出来れば、高齢者の肺炎を早期に発見し、医療機関での治療につなげることが出来る。本論では肺音を無拘束にモニタリングするためのデバイスとノイズ除去システムを提案する。デバイスとしてコンデンサマイクروفोनをベースとしたシート型の空気圧式センシングデバイスを開発する。このデバイスをベッドマットレスの下に設置することで、ベッド上に横になるヒトの肺音を計測する。計測される信号にはノイズが含まれているため、ウィナーフィルタによりノイズを除去する。検証実験として、肺音データベースより取得した健常者と7つの異なる呼吸器疾患患者の肺音音源を用いて提案システムの有効性を検証した。その結果、提案システムにより計測された信号に肺音音源に対応した周波数スペクトルが含まれることが確認された。

キーワード: 肺音計測, ウィナーフィルタ

Development of Unconstrained Lung Sound Monitoring Device and Noise Reduction System by Wiener Filter -Validation with Lung Sound Database-

KEITA NISHIO^{†1} TAKASHI KABURAGI^{†2} YOSUKE KURIHARA^{†1}

Abstract: Detection of pneumonia in the elderly may be delayed because the symptoms of the disease may not be noticeable on their own or in others. If we can monitor lung sounds, we can detect pneumonia in the elderly at an early stage and treat it at a medical institution. This paper proposes a device and noise reduction system for unconstrained monitoring of lung sounds. A sheet-type pneumatic sensing device based on a capacitor microphone is developed as the device. This device is placed under a bed mattress to measure the lung sounds of a person lying on the bed. Since the measured signal contains noise, the noise is removed by a Wiener filter. In this study, the effectiveness of the proposed system was evaluated using lung sounds from the lung sound database of healthy subjects and patients with seven different respiratory diseases. As a result, it was confirmed that the signals measured by the proposed system contained frequency spectra corresponding to the lung sound sources.

Keywords: lung sound measurement, Wiener filter

1. はじめに

高齢者にとって肺炎は非常に重大な疾患の一つである。65歳から69歳における死因第5位、95歳以降では第3位となっており[1]、年齢を重ねるほど肺炎による死亡率は増加する傾向にある。JAID/JSC感染症治療ガイドラインによると[2]、肺炎の自他覚症状として咳嗽や胸痛がみられるが、高齢者に関しては症状が顕著でない場合がある。したがって、高齢者の肺炎は重症化するまで発見されない可能性がある。そこで、肺音をモニタリングすることが出来れば、自他覚症状がみられない高齢者の肺炎を早期に発見し、医療機関での治療につなげることが出来る。

本論では、肺音を無拘束にモニタリングするためのデバイスとノイズ除去システムを提案する。

2. 提案システム

2章では肺音を無拘束に計測するための提案システムについて述べる。2.1節ではセンシングデバイスについて、2.2節ではアナログフィルタについて、2.3節ではホワイトノイズ除去のためのウィナーフィルタについて述べる。

2.1 センシングデバイス

図1にシート型の空気圧方式センシングデバイスの構造を示す。ゴムチューブの一端を熱可塑性プラスチックで封じ、他端に圧力センサを取り付ける。このゴムチューブを発泡ポリスチレンスペーサの上面に掘った溝に設置し、2枚の塩化ビニル板で挟む。このときスペーサ上面の溝の深さをチューブの直径より少し小さくすることにより、上方の塩化ビニル板に力がかかったときにチューブが押下され、チューブ内で圧力変化が発生するようにする。チューブに取り付けられた圧力センサがこの圧力変化を計測し、電気信号として出力する。

¹ 青山学院大学
Aoyama Gakuin University
² 国際基督教大学
International Christian University

このシート型センシングデバイスを寝具の下に設置する。寝具の上に横たわったヒトが呼吸を行うと、呼吸に伴う肺音が寝具を通して微小な圧力変化としてセンシングデバイスに伝播する。

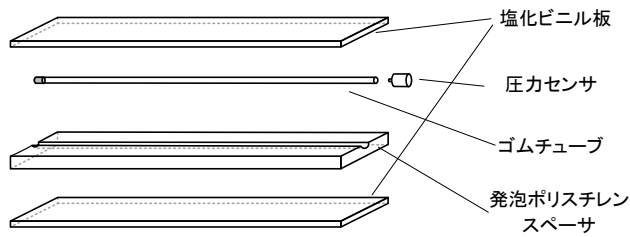


図1 シート型センシングデバイスの構造

2.2 アナログフィルタ

センシングデバイスの出力信号に重畳された DC 成分を除去するため、遮断周波数を f_{high} [Hz]としたハイパスフィルタを適用する。さらに、計測される肺音による圧力変化は非常に微小なものであるため、利得 G とした非反転増幅回路により増幅する。さらに離散化する際のエイリアシングを回避するため、遮断周波数を f_{low} [Hz]としたアクティブローパスフィルタを適用する。

2.3 ウィナーフィルタ

アナログフィルタによりフィルタリングされた信号をサンプリング周波数 f_s [Hz]で離散化し、コンピュータに取り込む。取り込まれた信号が含むホワイトノイズを除去するため、コンピュータ上でウィナーフィルタを適用する。ウィナーフィルタのノイズ信号は寝具の上にヒトがいない状態において計測された信号を用いる。

3. 検証実験

3章では提案システムの評価を行うため、オンラインデータベースから取得した肺音音源を用いた検証実験について述べる。

3.1 実験システム

図2に実験を行った環境を示す。センシングデバイスの上にフルレンジスピーカ FF125WK (FOSTEX CO.)をダイヤフラムが下向きとなるように配置する。スピーカへの入力端子をコンピュータ XPS 15 9570 (Dell Inc.)の音声出力端子と接続する。センシングデバイスの出力信号はアルミケースによりシールドされたアナログフィルタ回路によりフィルタリングされる。フィルタされた信号は A/D コンバータ USB-6002(NATIONAL INSTRUMENTS CORP.)により $f_s=2\text{kHz}$ で離散化した上でコンピュータに保存される。



図2 実験環境

3.2 実験方法

Kaggle 上のオンラインデータベース Respiratory Sound Database[3]から(i)健常者、(ii)喘息患者、(iii)気管支拡張症患者、(iv)細気管支炎患者、(v)慢性閉塞性肺疾患患者、(vi)下気道感染症患者、(vii)上気道感染症患者、(viii)肺炎患者の肺音音源をそれぞれ1つずつ取得した。これらの音源はすべて15秒あるいは20秒の音源である。

MATLAB 上で肺音音源の再生及びデータの計測を行う。肺音音源をスピーカから出力すると同時にセンシングデバイスの出力信号の計測を開始し、その後15秒間計測を行う。この操作を8つの肺音音源それぞれに対して行うことで30000点のデータを8つ取得した。

さらに、音源を再生しない状況で計測された信号を15秒間計測し、ウィナーフィルタにおけるノイズ信号とした。提案システムにおけるハイパスフィルタの遮断周波数 $f_{high}=0.009\text{Hz}$ 、非反転増幅回路の利得 $G=101$ 、ローパスフィルタの遮断周波数 $f_{low}=979\text{Hz}$ とした。

3.3 評価方法

提案システムを評価するため、提案システムによる計測信号と肺音音源信号を周波数領域において比較する。周波数領域における比較には、離散フーリエ変換により得られる周波数スペクトルを用いる。

4. 実験結果

図3から図10に(i)健常者、(ii)喘息患者、(iii)気管支拡張症患者、(iv)細気管支炎患者、(v)慢性閉塞性肺疾患患者、(vi)下気道感染症患者、(vii)上気道感染症患者、(viii)肺炎患者の(a)音源信号、(b)計測信号、(c)ウィナーフィルタ適用後の信号を示す。上段は時系列信号、下段は周波数スペクトルである。

図3の(b)計測信号を見てみると、100Hzと150Hzあたりにノイズと考えられる突発的なスペクトルの増大が観測されている。(c)フィルタ後の計測信号においては突発的なノイズが除去されていることがわかる。

図3、図4、図5、図8、図9を見てみると、(a)音源信号は200Hzより高い周波数帯域においてフラットな周波数特

性を持っている。一方で、(b)計測信号及び(c)フィルタ後の計測信号においては、特に 300Hz 周辺にスペクトルが大きくなっていることがわかる。

図 6 の(a)音源信号は 200Hz 周辺において大きなスペクトルを持っており、(b)計測信号及び(c)フィルタ後の計測信号においても 200Hz 周辺にスペクトルの増大が認められる。

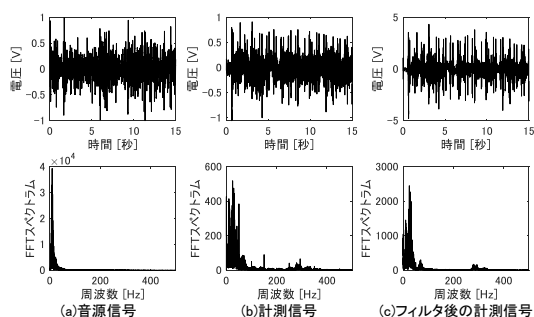


図 3 (i) 健常者の信号

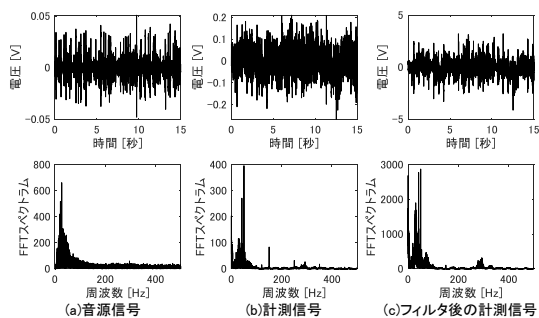


図 4 (ii) 喘息患者の信号

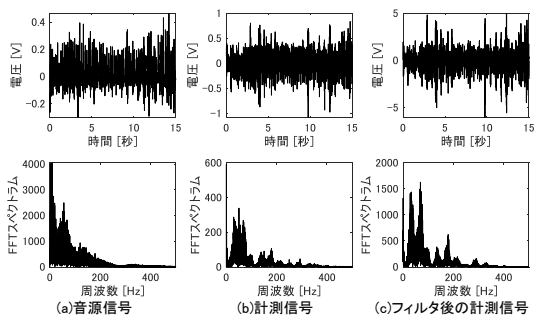


図 5 (iii) 気管支拡張症患者の信号

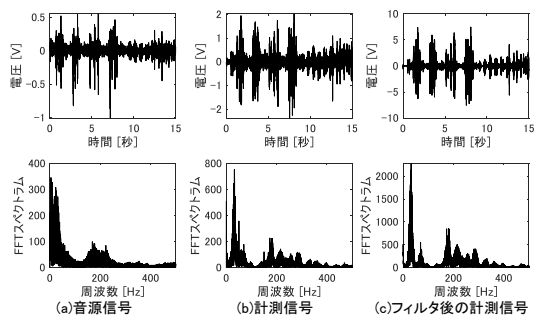


図 6 (iv) 細気管支炎患者の信号

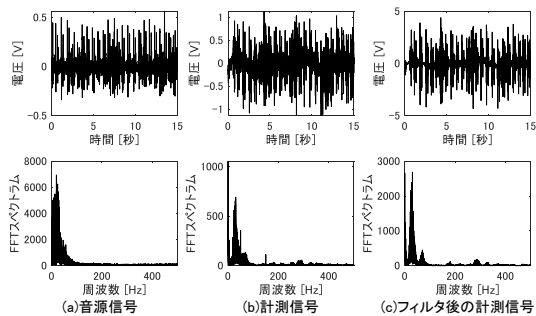


図 7 (v) 慢性閉塞性肺疾患患者の信号

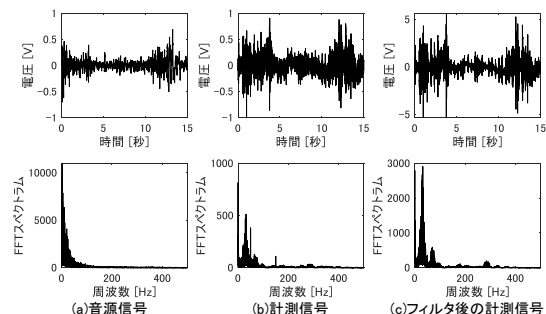


図 8 (vi) 下気道感染症の信号

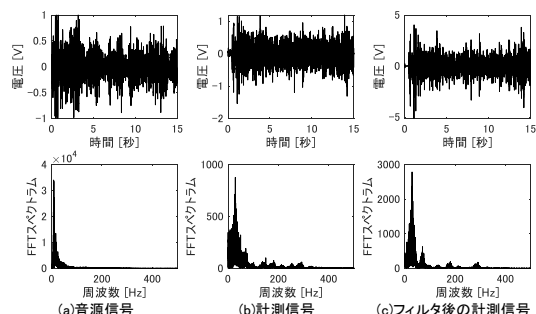


図 9 (vii) 上気道感染症患者の信号

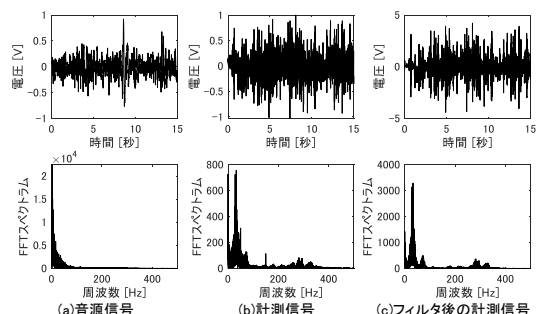


図 10 (viii) 肺炎患者の信号

5. 考察・展望

本論では肺音を無拘束に計測するデバイスとノイズ除去システムを構築した。健常者と 7 つの異なる呼吸器疾患患者の肺音音源を用いた検証実験において、提案システムによる計測信号に肺音音源に対応した周波数スペクトルが含まれることが確認された。しかし、いくつかのデータにおいて音源信号では認められないスペクトルの局所的な増大

がみられた。したがって、センシングデバイスの周波数特性を検証し、音源信号とより相関が高い周波数特性となるようデバイスの改良を行うことは今後の課題である。また、本論では肺音データベースの音源を用いて検証を行ったが、実際のヒトを被験者として提案システムの評価を行う必要がある。

参考文献

- [1] 厚生労働省. “平成 29 年 (2017) 人口動態統計月報年計 (概数) の概況”.
<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/geppo/nengai17/index.html>, (参照 2020-07-07).
- [2] 一般社団法人日本感染症学会. “JAID/JSC 感染症治療ガイドライン—呼吸器感染症—”. 日本化学療法学会雑誌, 2014, vol.62, no.1, p. 1-109.
- [3] “Respiratory Sound Database”.
<https://www.kaggle.com/vbookshelf/respiratory-sound-database>, (参照 2020-07-07).