L-6

小児喘息患者向け聴診音出力システムの試作

Prototype of Auscultation Sound Output System for Infant Asthmatic Patients

川田 静香[1]　戸田 健[2]　藤多 和信[3]

Shizuka Kawada [1], Takeshi Toda [2], Kazunobu Fujita [3]

Abstract: Recent years, the number of patient, of lung disease is on increasing, and the number of patients of bronchial asthma come to four million and five hundreds in total in Japan. In addition, patients of childhood asthma also in pediatric patients has increased. And growing interest in the medical patient, request to physicians has increased. In this study, as a way of patient education, we consider a system for listening to hard to hear lung sounds. In the clinic, we propose a system that physicians and patients can be enhanced the quality of medical care by listening share the auscultation sounds.

１．はじめに

近年，肺疾患患者は増加傾向にあり，気管支喘息の患者数は全国で４５０万人に上る[1]。また，小児患者においても喘息の患者は増加している。そのような背景の中で，患者の医療への関心は高まり，医師への要求は増大している。そこで本研究では，患者教育の一つの方法として，患者では聴き取りにくい肺音を聴くためのシステムを検討する。診察室では，医師・患者が聴診音を共有することにより診察の質を高め，また自宅では患者自身が聴診し自己管理に役立つ聴診システムを提案する。

２．現状課題

患者の症状把握　診療の際に，医師は聴診器から聴こえる音を判断しているが，経験から聞き分けていると言える。しかし，患者が聴診器の音を聴いても異常音すら判断することは容易ではない。正常な肺音は聴診器を当てても，あまり聴こえる音ではないが，発作が起こった時には「ゼエゼエ」「ヒューヒュー」と聴こえる異常音を聴くことができる。その異常音を実際に患者が聴く機会はあまりないと考えられるため，症状を把握出来ず，治療・薬により改善された聴診音に関しても患者自身が確認することは難しい。

３．提案システム

システム構成　本研究において提案するシステムは，喘息患者向けに肺音を聴き分けるための加工部として心音と肺音に対応した２チャンネル周波数帯域を有するイコライザーを設計する。図 1，２で示したように，聴診器で音を取得する聴診部，取得した音を増幅・周波数の変更により音を変化させる加工部，ヘッドフォンにて出力する出力部によって構成される。聴診部では，聴診器のチェストピースにコンデンサマイクを取り付けたものを使用する。加工部では，マイクアンプと２チャンネル周波数帯域のイコライザーを用いて音の加工を行う。加工部で加工を行った音を，出力部にてヘッドフォンを用いて出力する。

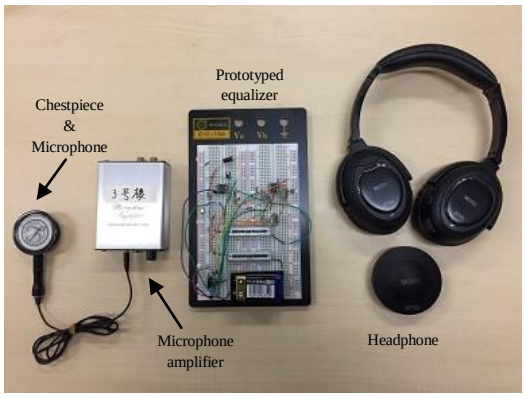

Figure. 1　Picture of System architecture of output

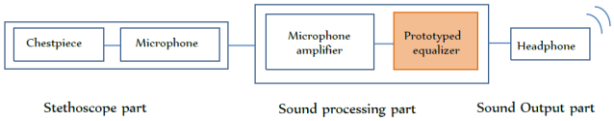

Figure. 2　System architecture of output stethoscope

４．周波数と設計

〈4.1〉心音・肺音の周波数と加工部の設計　喘息患者向けに異常肺音を聴き分けるために，心音と肺音の周波数帯域の増幅・減衰を行うことが出来る２つのチャンネルを設ける。心音の主成分の周波数帯域は 30～800[Hz]，健常者の呼吸音の主成分は 140[Hz]前後であり，400[Hz]以上の成分はないが，喘息患者の肺音は 800[Hz]辺りまでの帯域を持つ[2]。そのため，心音と肺音の周波数は重複する帯域があり，実際にイコライザーを用いて調査を行い，中心周波数を決定した。心音の全ての帯域を減衰

１：日大理工・院（前）・電気　２：日大理工・教員・電気　３：藤多パークサイドクリニック

させてしまうと，重なる肺音の周波数帯域においても減衰させてしまうため，心音の中心周波数は 50[Hz]程度が好ましいと考えられる。また，異常肺音の周波数帯域は主に 400[Hz]辺りを増幅させることにより，より聴き易くすることが可能となった[3]。

〈4. 2〉加工部の設計　心音・肺音の中心周波数を基に，共振の鋭さ Q の設計を行った。それぞれの音圧レベル[dB]は，同じ音圧であっても周波数により，聴こえる音の大きさは異なり，人間の聴覚のために調整された単位ホン[phon]が存在する。フレッチャーマンソンの等感度曲線を用いて音圧レベル[dB]をホン[phon]に変換することが出来る[4]。心音の周波数帯域の増減は±15[dB]，肺音の周波数帯域の増減は±20[dB]加工可能なものとした。図 3 に設計した周波数帯域を増減させるための回路図，図 4 に心音を 15[dB]減衰させ，肺音を 20[dB]増幅させた時の音圧レベルのグラフを示す。図 3 を基に周波数帯域の増減加工を行うことで，心音をあまり聴こえないようにし，異常肺音をより聴き易くすることが可能であると考えられる。図 5 に異常肺音サンプルの周波数解析，増減加工したシミュレーションを示す。それぞれの音圧レベルをフレッチャーマンソンの等感度曲線を基にホン[phon]に変換すると，心音は 50[phon]から 10[phon]程度に下がり，異常肺音は 10[phon]以下から 30[phon]程度に上がった。これにより，加工を行うことで，心音をあまり聴こえない程度に下げ，異常肺音を 3 倍程度まで聴き易くすることが可能であると考えられる。

5．試作機の製作と今後

図 3 を基に，9[V]電池で駆動可能な試作機を製作する。今後は，図 5 の試作機を用いて様々な喘息患者の異常肺音サンプルの加工を行い，周波数帯域と共振の鋭さ Q の調整を行う。調整が済み次第，実際に医師・患者に使用してもらい，実験を行う。

6．参考文献

[1] 平成 19 年，厚生労働省人口動態統計(確定数)の概要

[2] 鷲谷雄太，梅澤哲也，佐伯勝敏，関根好文，DSP を用いた心音と肺音の分離に対する基礎的検討，平成 23 年度日本大学理工学部学術講演会，PP. 1121-1122，2011

[3] 川田静香，塙拓人，戸田健，藤多和信，"アナログ信号処理による聴診音出力システムの検討"，平成 26 年度電気学会電子・情報・システム部門大会，TC13-7，2014

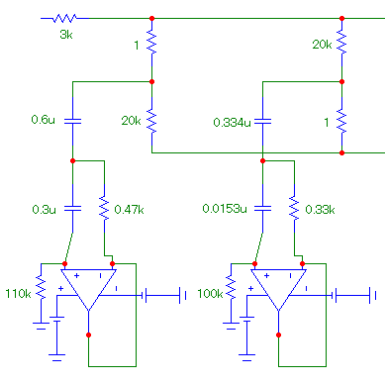

Figure. 3　Circuit diagram of the equalizer

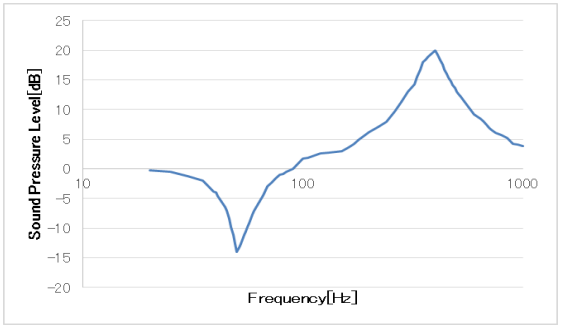

Figure. 4 Graph characteristics of Equalizer Part

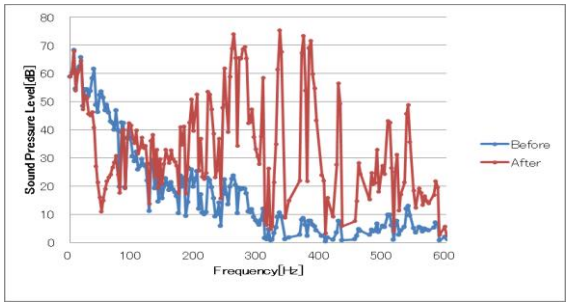

Figure. 5 Graph characteristics of Sample Sound Source

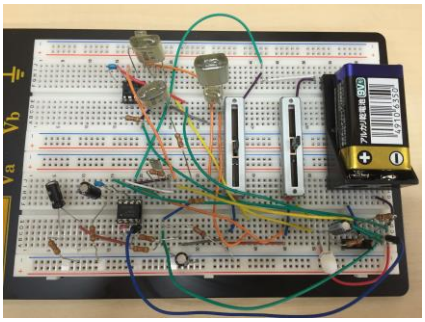

Figure. 6 Prototyped Circuit

[4] H. Fletcher and W A Munson,” Loudness, its definition, measurement and calculation”, J Acoust Soc Am, 5, pp. 82-108(1933)