

DSP を用いた心音と肺音の分離に対する基礎的検討

Basic study on separation of heart sound and respiratory sound using DSP

○鷺谷祐太¹, 梅澤哲也², 佐伯勝敏³, 関根好文³*Yuta Sagiya¹, Tetsuya Umezawa², Katsutoshi Saeki³, Yoshihumi Sekine³

Abstract: We are aiming to develop the diagnostic support stethoscope that analyzes respiratory sound to help with diagnostic at home. There is a problem like the system size and power consumption etc, to introduce the respiratory sound analysis system into the stethoscope. It is an effective technique to implement the system on DSP to deal with these problems.

In this paper, we examine the separation system of heart sound and respiratory sounds, in order to separate the heart sound and respiratory sounds using MATLAB/Simulink. As the result, it is shown that the heart sound and respiratory sounds are separated by the proposed system.

1. まえがき

現代社会の高齢化に伴う、健康管理や医療福祉に対する意識は高く、医療器具がより身近なものになっている。医療による身体検査には、視診、触診、打診、聴診がある。触診と打診においては、直接患者の幹部に触れる手法であり、患者の不快感は避けられない。そこで我々は、不快感の少ない聴診を用いて心音、肺音の正常、異常の判断を行う^{[1][2]}。聴診は体内の音を「聴く」ことにより音の種類、持続時間、質を評価する。耳で直接聞くこともできるが、通常は聴診器を使って行われる。しかし、心音や肺音の聴診において、心音と肺音が混合して聞こえてしまう場合があり、個々の音を聞き分けることは、医療知識のない人にとって困難であるという問題がある。また、心音と肺音は周波数帯域が重なっており、周波数フィルタを用いた分離方法には限界がある。

本稿では MATLAB/Simulink^[3]による心音と肺音の分離を行うモデルを作成し、そのモデルを DSP へ実装し検討を行ったので報告する。

2. 本論

通常、正常な心臓には上に 2 つの心房と下に 2 つの心室、計 4 つの部屋がある。血液は常に一方向に流れ、この 4 つの部屋を通過する際に血液が逆流しないよう、心臓弁がその役割を果たす。その弁の開鎖時に心音が発生する。心雑音は弁の開閉、心室や大動脈の形状に異常がある場合に起こる血液の乱流によって生じる。心音も心雑音もおおよそ 30~1500 Hz の周波数帯域に含まれるが、主要な音の成分はおおよそ 30~800Hz である^[4]。

呼吸の際に発せられる呼吸音において、正常な呼吸音は鎖骨の上から胸部の最下部までの胸部全体で発せられる。呼吸音はおおよそ 25~800 Hz に含まれるが、健康者では 140 Hz 前後に鋭いピークをもち、400Hz 以上の成分はない。一方、喘息患者では 800 Hz 程度までの周波数帯域を持つ^[4]。

今回用いる呼吸音は、看護師用教材の CD^[5] に収録されている呼吸音を使用している。Fig.1 に正常心音、Fig.2 に正常呼吸音の一種である気管呼吸音をそれぞれ示す。横軸が時間、縦軸が心音、呼吸音の振幅を示している。Fig.1 の正常心音はドクンという音を形成する I 音および II 音で構成される。Fig.2 の気管呼吸音は心音の I 音、II 音および肺音の吸気(吸う)、呼気(はく)が混合している代表例として用いたものであり、心音、肺音共に正常である。吸気は一定の大きさをもっており呼気は、はき始めが最大となり徐々に収束していく。

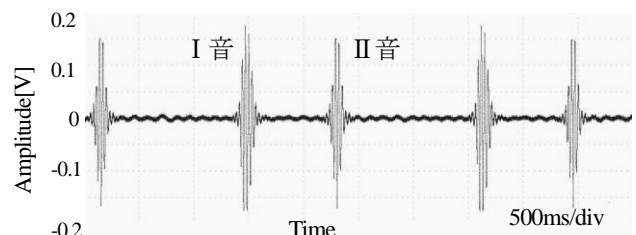


Fig.1 Heartbeat

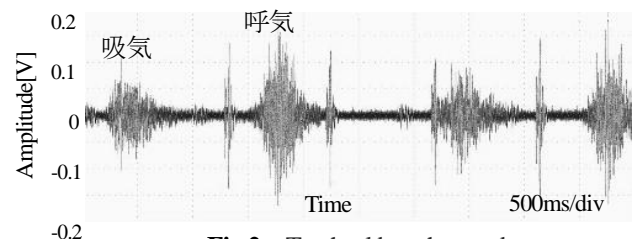


Fig.2 Tracheal breath sound

Fig.3に今回提案する心音と肺音を分離するモデルを示す. 同図は DSP キットである C6713DSK へ実装する Simulink モデルである. 本モデルは Wavelet ブロック, Binarization ブロック, Threshold ブロック, Dulation ブロック, Product ブロックにて構成される. このモデルは始めにサンプリング周波数 8 [kHz]でデータを取り込み, データ音量の大小に対応するために最大値で正規化を行う. 次に Wavelet ブロックによりウェーブレット変換を行う. ここでウェーブレット変換の分解レベルである detail 係数は 6 とし, また, 心音と肺音の主成分は 0~1000 Hz であるので, ウェーブレットの小さい次元の変換成分を用いる.

しかし, 心音成分を除去するためには, ウェーブレット変換のみでは難しい. そこで Binarization ブロックにより心音の検出が容易なウェーブレット変換の次元を抽出して, しきい値を設定し二値化する. 次に, Dulation ブロックを用いて, 積分による I 音および II 音の時間幅を算出するため, 積分のリセット処理として I 音および II 音部分以外の時間をしきい値設定し, 積分を用いることでカウントする. そして I 音および II 音の成分を除去する方法として, Threshold ブロックで基本成分信号の心音部を 0 として Product ブロックで演算を行う. 心音部は 0 であり元の信号と演算を行うと心音成分は除去され, 肺音成分のみを抽出することができる.

Fig. 4 に気管呼吸音の肺音成分抽出結果を示す. 心音成分は除去され肺音成分のみが抽出されていることが分かる.

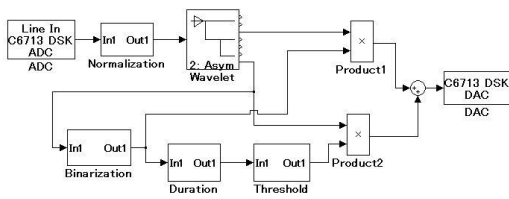


Fig.3 Simulink model for simulation

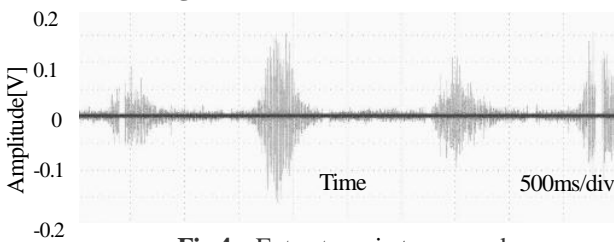


Fig.4 Extract respiratory sounds (Tracheal breath sound)

次に, 気管呼吸音の検討に用いた手法を, 異なる臨床結果に用いて検討を行った. Fig.5 に気管支肺胞呼吸音を示す. 横軸が時間, 縦軸が心音と呼吸音の振幅を

示している. 同図の呼吸音も心音の I 音および II 音の成分を含んでおり, 心音と肺音の分離を検討することができる. また, この心音と肺音に異常はなく, 健康な人の臨床結果である.

Fig.6 に気管支肺胞呼吸音の肺音成分抽出結果を示す. 同図は気管支肺胞呼吸音においても, 心音成分は除去され, 肺音成分のみを抽出できることを示している.

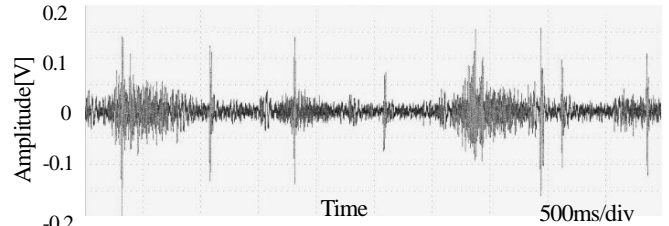


Fig.5 Bronchovesicular respiration sound

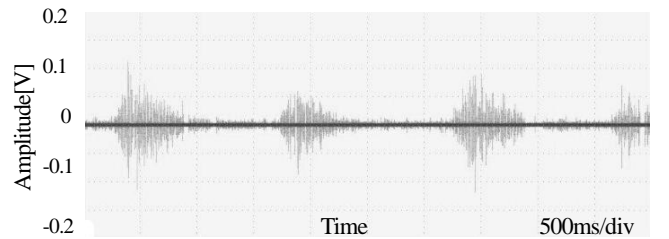


Fig.6 Extract respiratory sounds (Bronchovesicular respiration sound)

3. まとめ

今回, MATLAB/Simulink による心音と肺音の分離を行うモデルを作成し, そのモデルを DSP へ実装し検討を行った. その結果, ウェーブレット変換としきい値処理, 積分による二値化を用いて心音と肺音の分離が行えることを明らかにした. 今後は, 異常な症状を含む臨床結果において, 心音と肺音の分離を検討する予定である.

4. 参考文献

- [1] 佐伯勝敏, 鬼頭亨東, 関根好文, DSP を用いた心音特徴検出システムに対する検討, 信学論 A, Vol.J93-A, No.11, PP.732-738, 2010.
- [2] 鈴木雄大, 他: 「DSP を用いた肺疾患診断支援システムに対する基礎的検討」, 電子情報通信学会, 東京支部学生会研究発表会, 2011.
- [3] The Math Works, Inc., MATLAB, Simulink,
- [4] 八田健司, 他, 「独立成分分析法を用いた心音呼吸音分離システムの開発」, 電子情報通信学会, 信学技報, Vol.103, No.731, PP.39-44, 2004.
- [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」, 南江堂, 2011.