

令和 6 年 5 月 23 日現在

機関番号：12601

研究種目：挑戦的研究（萌芽）

研究期間：2022～2023

課題番号：22K18778

研究課題名（和文）生体音のモデル構築と分離ベクトルの最適化による生体音抽出システム

研究課題名（英文）Bioacoustic Extraction System by Modeling Biological Sounds and Optimizing Demixing Vectors

研究代表者

伊藤 寿浩（Itoh, Toshihiro）

東京大学・大学院工学系研究科（工学部）・教授

研究者番号：80262111

交付決定額（研究期間全体）：（直接経費） 4,900,000円

研究成果の概要（和文）：心血管疾患の早期発見等へ向け、心音などの生体音を他の生体音や環境音などのノイズを含まない状態で計測できるシステムの実現を目指して研究を行った。特に、心音の発生機序に基づいて心臓の4つの弁の閉鎖音（弁音）の重畳音として心音の時間信号モデルを構築し、そのモデルの特徴パラメータを分離ベクトル（重畳音源を分離する仕組み）と同時に最適化することで、計測音の中から心音を抽出しさらに弁音に分離できるアルゴリズムを開発した。

研究成果の学術的意義や社会的意義

開発したアルゴリズムは、心音を弁音の状態に分離（復元）でき、これは例えば肺高血圧症の非侵襲診断へ応用できることを示している。また、計測音のチャンネル数増加により、環境・生体由来のノイズを全く含まない心音計測へ発展できると考えられ、これは心音データからの心血管疾患自動診断技術の飛躍的な性能向上に繋がる。さらに心音モデル部分を他のモデルに置き換えることで、他の生体音計測を含む包括的なヘルスケアモニタリングや、産業機器の異常音検知など、多方面への発展も可能である。

研究成果の概要（英文）：The aim of this study is to realize a system to measure heart sounds with minimizing noises such as other biological sounds and ambient noises. Specifically, based on the mechanism of cardiac sound generation, the heart sounds were modeled as a time series signal consisting of four valvular sounds. Demixing vectors that can separate superimposed signals were also introduced. By simultaneously optimizing the parameters of the heart sounds model and the demixing vectors, we successfully developed an algorithm to extract the heart sounds from measured sounds and separate them into the valvular sounds.

研究分野：マイクロシステム実装工学

キーワード：心音 生体音 音源抽出 マイクロフォンアレイ

1. 研究開始当初の背景

近年、心音をはじめ生体音を解析することで疾患の自動診断を行う新しいヘルスケアシステムが急速に発展しつつあるが、計測した生体音データに重畳するノイズの除去がボトルネックとなっている。ノイズとは周囲の環境音等だけではなく、心音・呼吸音・嚙下音・掻破音などの異なる生体音同士もノイズとみなされる。これらの生体音は周波数帯域がおよそ心音 10–1000 Hz、呼吸音 25–800 Hz、嚙下音 3000 Hz 以下、掻破音 80–2000 Hz 程度と互いに重なっているため、一般的な周波数フィルタを用いて互いを分離することは不可能である。一方、周波数フィルタを用いずに重畳する音源を分離し得る技術である独立成分分析が音声分離の領域で飛躍的な発展を続けており、この独立成分分析を生体音の分離に活用する試みもいくつか行われている。しかし、例えば心音を構成する弁音には互いに相関があるなど、多くの生体音間では、独立成分分析に要求される音源間独立の仮定が成立しない。すなわち、本研究が目指す生体音抽出を実現するためには、独立成分分析の重畳音分離の発想を踏襲しつつも音源間独立の仮定を必要としない、生体音に特化した新たな音源抽出アルゴリズムを開発する必要がある。

2. 研究の目的

本研究では、任意の生体音を他の生体音や環境音などのノイズから分離・抽出できるアルゴリズムの開発に挑む。具体的には、生体音の時間的特徴、周波数的特徴、確率密度関数の特徴などを組み合わせて生体音モデルを構築することに挑戦し、任意のモデルに対する尤度の算出を可能とする。そして、尤度を最大化するように分離ベクトルを最適化し、多チャンネル計測音に乗算することで、任意の生体音のみを抽出できるアルゴリズムを実現する。なお、本研究では生体音として心音に的を絞って研究開発を行った。

3. 研究の方法

本研究で提案する心音抽出アルゴリズムの概要を図 1 に示す。最も単純な信号の流れとしては、マイクロフォンアレイによる m チャンネル計測音 $X(t)$ に対し、要素数 m の適切な分離ベクトル w を乗算することで、抽出音 $wX(t)$ を得るというものである。この分離ベクトルが、独立成分分析の重畳音分離の発想である分離行列を踏襲したものであり、分離行列のうち目的音に対応したある 1 行に相当する。独立成分分析と同様に、 m が音源数以上あれば、この分離行列を正しく推定することで、他の重畳ノイズから目的音のみを分離・抽出できる。この際、分離ベクトルの最適化のための損失関数として心音モデルとの誤差を用いることで、計測音に重畳する音源のうち最も心音に近い音を抽出できる。

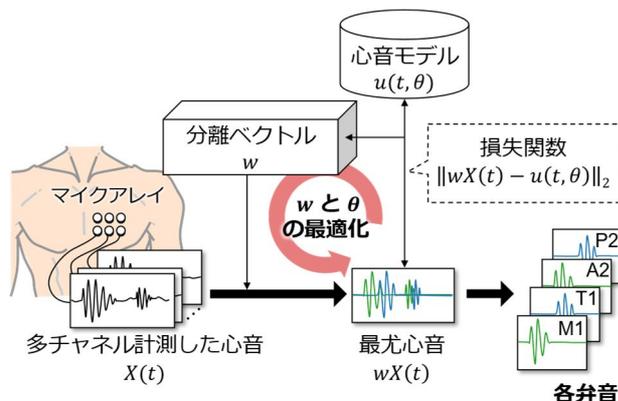


図 1 心音抽出アルゴリズムの概要

4. 研究成果

(1) 心音のモデル構築

当初はスペクトログラムや確率密度関数でのモデル化を考えていたが、より厳密なモデルである時間信号でのモデル構築を行った。心音は、僧帽弁音 (M1)・三尖弁音 (T1)・大動脈弁音 (A2)・肺動脈弁音 (P2) という 4 つの弁音が、常に変化する発生間隔および音圧比率で互いに重なり合った重畳音であり、この複雑な発生機序がモデル化を困難としていた。一方、個々の弁音は、各弁の閉鎖時に生じる衝突音のような比較的単純な信号であるため、時間信号でモデル化できる。そこで、前述の発生機序を再現し、複雑で不均一な心音を比較的単純な弁音モデルの重畳音としてモデル化することを試みた。

弁音のモデルとして、ブタの弁音からモデル化された nonlinear transient chirp signal model (Xu ら, 2000) を用い、これを拡張することで心音モデルを構築した。ブタの心臓の構造はヒトと良く似ており、このモデルを参考にすること

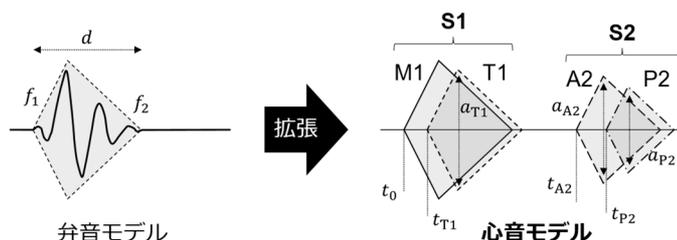


図 2 心音モデルの概要

とは基本的には妥当である．一方，弁および周辺組織のサイズや密度，弁から聴診位置までの伝達経路特性などは，ブタとヒトで異なると考えられ，前者は弁音の周波数，後者は弁音の持続時間に影響を与える．そこで，nonlinear transient chirp signal model のうち周波数および持続時間に対応する部分をパラメータ（持続時間 d および特徴周波数 f_1, f_2 ）とすることで，個人差を吸収し，一般的なヒトの弁音を表現可能とした．次に，弁音モデルを心音モデルへ拡張した．心音は主に4つの弁音（M1, T1, A2, P2）の混合音であり，特にM1とT1の重畳音であるS1およびA2とP2の重畳音であるS2で構成される．そこで，4つの弁音に対応するモデルを図2右側のように混合することで，心音モデルを構築した．このときのパラメータは各弁音の f_1 と f_2 および d に加え，それぞれの発生タイミングと，M1を基準とした振幅比率 a の，合計19個である．これらのパラメータをまとめて θ と呼ぶこととすると， θ を用いて，心音モデルは，

$$u(t) = [1 \ a_{T1} \ a_{A2} \ a_{P2}] \begin{bmatrix} A_{M1}(t - t_0) \sin(\varphi_{M1}(t - t_{M1})) \\ A_{T1}(t - t_{T1}) \sin(\varphi_{T1}(t - t_{T1})) \\ A_{A2}(t - t_{A2}) \sin(\varphi_{A2}(t - t_{A2})) \\ A_{P2}(t - t_{P2}) \sin(\varphi_{P2}(t - t_{P2})) \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$A_i(t) = \left(1 - e^{-\frac{t}{16d_i}}\right) e^{-\frac{t}{32d_i}} \sin\left(\frac{\pi t}{120d_i}\right) \quad (i = M1, T1, A2, P2) \quad (2)$$

$$\varphi_i(t) = 2\pi \left(f_{1i}t + f_{2i}t^{\frac{1}{2}}\right) \quad (i = M1, T1, A2, P2) \quad (3)$$

と表せる． $u(t)$ が心音モデルであり，4つの弁音の混合音として表現されている．さらに，これらのパラメータに対し，生理学的・解剖学的な観点から心音として妥当なパラメータの（探索）範囲やパラメータ間の相関などの制約条件を課すことで，心音モデルを構築した．

心音モデルのパラメータ θ を乱数（一様分布）で与えて生成したサンプルの例を図3に示す．特に左上サンプルには歪んだような波形が生成されているが，これは重畳する弁音の発生タイミングのズレ具合によって生じるものであり，実際の心音にもみられる現象である．このような歪みを含む複雑性が心音のモデル化を困難とさせていたものであるが，本研究の心音モデルは，心音を4つの弁音の重畳音と捉えることで，この歪みの再現も含め実際の心音をよくモデル化できていることがわかる．

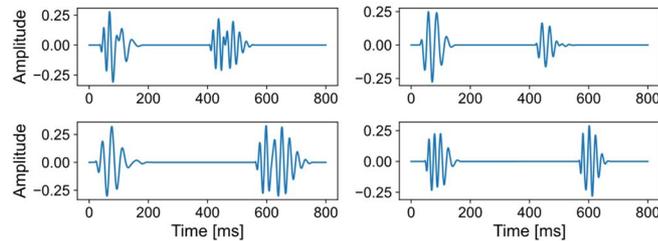


図3 心音モデルサンプルの例

(2) 分離ベクトルの最適化手法の確立

当初は分離ベクトルのみの最適化にて心音抽出を行う予定であったが，心音モデルとしてパラメータをもつ時間信号を採用したため，分離ベクトル w と心音モデルパラメータ θ を同時かつ相補的に最適化することを考えた．具体的には， w と多チャンネル計測音 $X(t)$ の積で表される抽出音 $wX(t)$ と， θ で表される心音モデル $u(t, \theta)$ の誤差，すなわち $\|wX(t) - u(t, \theta)\|_2$ を損失関数とした最適化を行う．これにより， $X(t)$ の線形結合で表現でき，なおかつ心音モデルに最も近い信号（最尤心音）が得られる．ここで，除去できる雑音源数は $X(t)$ のチャンネル数に依存するため，チャンネル数を増加することで，ノイズ下でも心音のみを抽出することが可能となる．

w の最適化には，最も一般的な局所最適化アルゴリズムの一つである Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno (BFGS) 法を用いた．これは w の損失関数空間が比較的単純であり，かつ局所解が存在しにくいと考えられるからである．一方， θ の最適化には，大域的最適化アルゴリズムの一つである differential evolution (DE) を用いた． θ の損失関数空間は，周波数・持続時間・発生タイミングなど異なるパラメータが相互に影響し合った複雑な多次元空間である．また弁音は正弦波に近い比較的シンプルな信号であるため，例えば時間方向に1波長分ずれたような信号に対しても，損失関数が極小値（局所最適解）をもってしまふ．そのため， θ の最適化には大域的最適化アルゴリズムが必要であり，今回はDEを用いた．

また心音モデル特有の課題として，同モデル重畳音へ誤認識という問題が生じた．簡潔に述べると，本来は異なるA2とP2に対し，全く同じパラメータをもつA2およびP2の重畳音（同モデル重

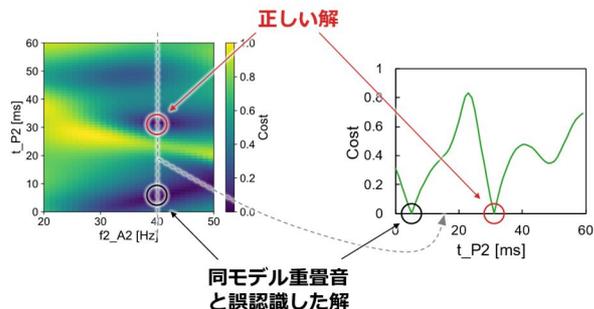


図4 同モデル重畳音問題の生じている損失関数空間例

畳音)に最適化された場合でも、損失関数値が大域的な最小値をもってしてしまうという現象である。このときの、ある観測音に対する損失関数空間の例を図4に示す。左のグラフは θ のうち f_{2A2} と f_{P2} を軸にとった際の2次元空間であり、これの $f_{2A2} = 40$ msでの断面が右のグラフである。正解(赤丸)と同様にほとんど0に近い損失関数値をもつ点(黒丸)が確認できるが、これが同モデル重畳音に対応する偽の最適解である。この課題については、モデル同士の類似度(距離)が近いほど損失関数値が増加するような重み付け処理を導入することで解決できることを示した。

(3) 開発アルゴリズムの心音抽出性能評価

シミュレーションおよび実験にて開発アルゴリズムの性能評価を行った。シミュレーションでは、評価指標としてS2分裂間隔(SI)の推定性能を評価した。SIとは、S2を構成するA2とP2の発生間隔のことであり、肺動脈圧を推定できることから非侵襲計測の需要があるものの未だ実現されていないが、計測音を弁音に分離できる本研究のアルゴリズムであれば推定できる可能性がある。シミュレートしたS2データに対して開発アルゴリズムで弁音分離を行った後、SIを推定した結果は図5の通りであり、誤差 0.63 ± 0.62 ms(平均 \pm 標準偏差)でSIを推定できる性能であった。

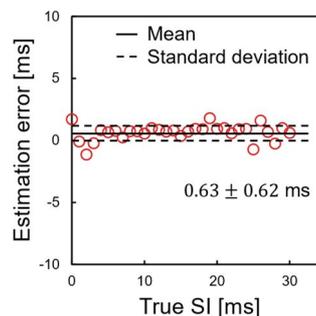


図5 SI推定結果

実験では、実際に胸壁上で計測した実心音から実S2データセットを作成し、これに対して弁音分離を行った。ある実S2データに対する心音抽出および弁音分離の様子を図6に示す。左列の2つの波形が胸壁上で2チャンネル計測したS2である。計測位置が異なるため、異なった波形が得られていることがわかる。これらの2つのS2に対し、開発アルゴリズムで推定した分離ベクトルが w_{S2} であり、これを用いて $w_{S2}X(t)$ として生成した最尤S2が図6中列上段の波形である。このとき損失関数が最小となった、すなわち最尤S2に最も近づいたS2モデルが、図6中列下段の最尤S2モデル($u(t, \theta_{S2})$)である。最尤S2と近い波形となっていることがわかる。この最適化された最尤S2モデルのパラメータ θ_{S2} のうちA2とP2に対応するパラメータである θ_{A2} と θ_{P2} を基に生成したA2モデルとP2モデルが図6右列の赤破線で示されている。このモデルとの誤差を最小にするように改めて最適化した分離ベクトルが w_{A2} と w_{P2} であり、最終的な分離弁音は $w_{A2}X(t)$ と $w_{P2}X(t)$ として生成され、図6右列の青実線で示されている。モデルの無音部分に雑音が残っているものの、有音部分の波形は良く一致している。また分離した弁音は、S2分裂間隔の呼吸性変動という心臓の生理学的特徴を捉えていることがわかり、これは開発アルゴリズムが正しく弁音を分離していることを示している。

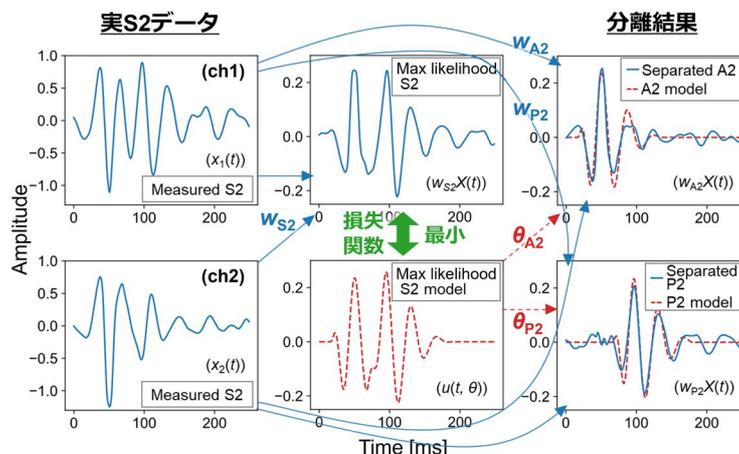


図6 実心音抽出結果の例

(4) まとめ

本研究では、生体音モニタリングによる疾患の早期発見へ向け、生体音を他の生体音や環境音などのノイズを含まない状態で計測できるシステムの実現を目指している。今回は、生体音の中でも心音の絞りを「心音のモデル構築と分離ベクトルの最適化」という方法でこれを試みた。具体的には、心音の発生機序に基づいて心臓の4つの弁の閉鎖音(弁音)の重畳音として心音の時間信号モデルを構築し、同モデルのもつ特徴パラメータ θ を、重畳音源を分離する仕組みである分離ベクトル w と同時かつ相補的に最適化することで、計測音の中から心音を抽出し、さらにその心音を構成する各弁音に分離できるアルゴリズムを開発した。

開発したアルゴリズムは、心音を弁音の重畳音としてモデル化したことにより、抽出した心音をさらに弁音の状態まで分離(復元)でき、これは例えば肺高血圧症の非侵襲診断へ応用できることを示している。また、心音抽出時のノイズ除去性能は計測音のチャンネル数増加に伴って向上した。これは、将来的に環境・生体由来のノイズを全く含まない状態での心音抽出を実現できることを示しており、心音データからの心血管疾患自動診断技術の飛躍的な性能向上に繋がる。さらに、本アルゴリズムの心音モデル部分を他のモデルに置き換えることで、他の生体音抽出を含む包括的なヘルスケアモニタリングや、産業機器の異常音検知など、様々なアプリケーションへの発展も可能である。

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕 計3件（うち査読付論文 3件/うち国際共著 0件/うちオープンアクセス 1件）

| | |
|---|-------------------------|
| 1. 著者名 Muramatsu Shun, Hira Emi, Momoi Yasuyuki, Yamamoto Michitaka, Takamatsu Seiichi, Itoh Toshihiro | 4. 巻 143 |
| 2. 論文標題 Dog's Scratching Intensity Estimation Using Body-Conduction Microphone | 5. 発行年 2023年 |
| 3. 雑誌名 IEEJ Transactions on Sensors and Micromachines | 6. 最初と最後の頁 200 ~ 201 |
| 掲載論文のDOI（デジタルオブジェクト識別子） 10.1541/ieejsmas.143.200 | 査読の有無 有 |
| オープンアクセス オープンアクセスではない、又はオープンアクセスが困難 | 国際共著 - |

| | |
|--|---------------------------|
| 1. 著者名 Muramatsu Shun, Kohata Yuki, Hira Emi, Momoi Yasuyuki, Yamamoto Michitaka, Takamatsu Seiichi, Itoh Toshihiro | 4. 巻 23 |
| 2. 論文標題 Margined Horn-Shaped Air Chamber for Body-Conduction Microphone | 5. 発行年 2023年 |
| 3. 雑誌名 Sensors | 6. 最初と最後の頁 4565 ~ 4565 |
| 掲載論文のDOI（デジタルオブジェクト識別子） 10.3390/s23094565 | 査読の有無 有 |
| オープンアクセス オープンアクセスとしている（また、その予定である） | 国際共著 - |

| | |
|--|-----------------|
| 1. 著者名 吉岡凜香, 山本道貴, 村松駿, 高松誠一, 伊藤寿浩 | 4. 巻 144 |
| 2. 論文標題 複数の音響信号を用いた呼気成分計測手法の開発 | 5. 発行年 2024年 |
| 3. 雑誌名 電気学会論文誌E | 6. 最初と最後の頁 - |
| 掲載論文のDOI（デジタルオブジェクト識別子） なし | 査読の有無 有 |
| オープンアクセス オープンアクセスではない、又はオープンアクセスが困難 | 国際共著 - |

〔学会発表〕 計7件（うち招待講演 0件/うち国際学会 4件）

| |
|--|
| 1. 発表者名 村松駿, 山本道貴, 高松誠一, 伊藤寿浩 |
| 2. 発表標題 マイクロフォンアレイを用いた第二心音からの大動脈弁および肺動脈弁成分の分離（第2報） 第二心音モデルの構築 |
| 3. 学会等名 2023年度精密工学会秋季大会学術講演会 |
| 4. 発表年 2023年 |

| |
|--|
| 1. 発表者名 Rinka Yoshioka, Michitaka Yamamoto, Seiichi Takamatsu, and Toshihiro Itoh |
| 2. 発表標題 Remote Sensing of Exhaled Components Using Whistle Sounds |
| 3. 学会等名 2023 IEEE Sensors (国際学会) |
| 4. 発表年 2023年 |

| |
|---|
| 1. 発表者名 Shun Muramatsu, Michitaka Yamamoto, Seiichi Takamatsu, and Toshihiro Itoh |
| 2. 発表標題 Estimation of Splitting Interval in Second Heart Sound by Optimizing a Demixing Vector |
| 3. 学会等名 2023 IEEE Sensors (国際学会) |
| 4. 発表年 2023年 |

| |
|---|
| 1. 発表者名 Shun Muramatsu, Yuki Kohata, Emi Hira, Yasuyuki Momoi, Michitaka Yamamoto, Seiichi Takamatsu, and Toshihiro Itoh |
| 2. 発表標題 Cone-Shaped Air Chamber for the Wearable Scratching-Sound Sensing Device |
| 3. 学会等名 The 13th Japan-China-Korea Joint Conference on MEMS/NEMS (国際学会) |
| 4. 発表年 2022年 |

| |
|--|
| 1. 発表者名 Shun Muramatsu, Emi Hira, Yasuyuki Momoi, Michitaka Yamamoto, Seiichi Takamatsu, and Toshihiro Itoh |
| 2. 発表標題 Wearable Scratching-Sound Sensing Device for Animal Healthcare |
| 3. 学会等名 2022 IEEE Sensors (国際学会) |
| 4. 発表年 2022年 |

| |
|---|
| 1. 発表者名 村松駿，平瑛美，桃井康行，山本道貴，高松誠一，伊藤寿浩 |
| 2. 発表標題 犬の掻破音計測用首輪型デバイスのための体導音マイクの開発 |
| 3. 学会等名 第39回「センサ・マイクロマシンと応用システム」シンポジウム |
| 4. 発表年 2022年 |

| |
|--|
| 1. 発表者名 村松駿，山本道貴，高松誠一，伊藤寿浩 |
| 2. 発表標題 非接触心音計測における独立成分分析の適用の検討（第3報） マイクロフォンアレイの構成が心音抽出性能に与える影響 |
| 3. 学会等名 2023年度精密工学会春季大会学術講演会 |
| 4. 発表年 2023年 |

〔図書〕 計0件

〔産業財産権〕

〔その他〕

-

6. 研究組織

| 氏名 (ローマ字氏名) (研究者番号) | 所属研究機関・部局・職 (機関番号) | 備考 |
|---------------------------|-----------------------|----|
| | | |

7. 科研費を使用して開催した国際研究集会

〔国際研究集会〕 計0件

8. 本研究に関連して実施した国際共同研究の実施状況

| 共同研究相手国 | 相手方研究機関 |
|---------|---------|
| | |