

周波数ピーク推定手法に基づくいびき様肺雑音の検出 Rhonchi Detection Based on a Method Estimating a Peak Frequency

青柳 裕介[†] 鈴木 美穂子[‡] 外崎 明子[‡] 田畑 耕治[†] 桂田 浩一[†] 澤田 隼[†] 大村 英史[†]
Yusuke Aoyagi Mihoko Suzuki Akiko Tonosaki Kouji Tahata Kouichi Katsurada Shun Sawada Hidefumi Ohmura

1. はじめに

肺疾患に罹患した患者の肺の機能は健常者に比べて低く、感染症に罹患した際の重症化リスクが高い。このため、このような患者の感染症は早期に発見する必要があるため、迅速に治療を行うことが重要である。

肺疾患に罹患した患者の呼吸音からは副雑音が聴取される。この副雑音の抽出のために肺音から副雑音を識別する研究が行われてきた[1]。副雑音は連続性ラ音と断続性ラ音に大別される。加えて、連続性ラ音は特定の音高が顕著に見られる。この性質から、音高を利用して連続性ラ音を検出する手法の提案が行われている[2]。感染症患者の肺音には、いびき様の連続性ラ音であるロンカイが聴取できる。また、ロンカイは他の連続性ラ音との判別が難しい。本稿では、肺音からロンカイを検出する手法を提案する。

2. 呼吸音の分類

肺音の分類を図1に示す。「肺音」は、呼吸のための「呼吸音」と、特定の疾患に罹患や、気道が狭窄によって「副雑音」[3]に分けられる。副雑音には「ラ音」があり、「断続性ラ音」と「連続性ラ音」に分けられる。さらに、連続性ラ音はいびき様の低い音である「ロンカイ」と笛様の音である「ウィーズ」に大別される。

ロンカイは300Hz以下の音である。一方、ウィーズはロンカイと比較して高音であることが多いが、300Hz以下の低音のウィーズも存在する。このようなウィーズは低調ウィーズと呼ばれる[4]。このため、ウィーズとロンカイを周波数による分類はできない。また、このような背景から低調ウィーズをロンカイとして捉える場合もあるが、本研究では低調ウィーズはロンカイに含まず、いびき様の連続性ラ音をロンカイとして注目する。

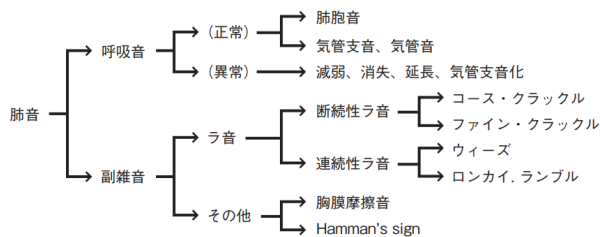


図1 肺音の分類[4]より引用

3. 周波数ピーク検出によるいびき様副雑音検出

肺音は信号として捉えことができるため、本研究では信号処理によるロンカイの検出手法を提案する。提案手法の概要は次の通りである。3.1ではロンカイが300Hz以下の音であることを利用し、300Hz以下の周波数ピークを検出する。3.2では、連続した周波数ピークをグループ化する。3.3では、これらのグループからロンカイのみを検出するため、ロンカイとウィーズの音響特徴の差異として周波数

の時間変化を利用する。3.4では、誤検出したノイズを除去し、ロンカイを特定する。

3.1 短時間フーリエ変換と平滑化

ロンカイは300Hz以下の周波数ピークが時間的に連続して見られる音である。このため、300Hz以下の周波数ピークを検出することでロンカイを検出することができる。ここでは、その処理について説明する。

まず、周波数ピークを検出するため、信号を各時刻で周波数成分を抽出する。抽出には短時間フーリエ変換を用いる。これにより時間ごとに信号を周波数スペクトルに分解した二次元のグラフのスペクトログラムが得られる。

次に、時間フレームごとに周波数スペクトルの平滑化を行い、平滑化した周波数スペクトルから300Hz以下の極大値を検出する。これが周波数ピークである。また、平滑化処理は、周波数スペクトルの微細な振動が軽減されるため、振動による極大値の検出を防ぐことが期待できる。

3.2 信号のグループ化

連続性ラ音は特定の音の高さが連続して聴取される音である。このため、隣接する時刻で近い値の周波数ピークを持つ時、それらは同じ連続性ラ音であるみなしグループ化する。グループされた時間を、連続性ラ音の区間として捉える。本研究では、Jiaruiらの手法[2]をもとにグループ化を行った。

平滑化されたスペクトログラム上の周波数 f Hz 時刻 t msの点を (f, t) とする。 (f, t) が周波数ピークである時、時刻 $t \pm 50$ msの時間フレームに周波数 $f \pm 50$ Hzのピークが存在するならば、これらの信号を同一のグループに割り当てる。 ± 50 msという値は、人間が音を認識する際、連続して聞こえる2つの音の感覚が50ms以下である時に同一の連続音と認識するハース効果[2]を利用した値である。一方、 ± 50 Hzという値は実験で用いたデータより経験的に探索した値である。

3.3 周波数の時間変化を用いた再分類

グループがロンカイであるか判別する手法について解説する。ロンカイと低調ウィーズはどちらも周波数が300Hz以下の音である。また、喘息の患者では肺音中のウィーズの区間で大きく音高が変化することが知られている[5]。このため周波数では低調ウィーズとロンカイは分類できない。そこで本研究では、ロンカイはウィーズに比べ周波数ピークの時間変化が小さい事に着目しロンカイの抽出を行う。具体的には、グループ内の周波数ピークの最大値と最小値

[†] 東京理科大学 Tokyo University of Science

[‡] 国立看護大学校 National College of Nursing

の差を求め、この値からグループがロンカイの区間であるか判定する。

3.4 誤検出候補の除去

3.3の操作ではグループ内の最大値と最小値の差が小さい場合、ウィーズであってもロンカイとして判定される。この誤検出を除去するために、ロンカイが通常の呼吸音よりも低い周波数のパワーが強い特徴を利用する。

この特徴の理由は、ロンカイは通常の呼吸音の周波数スペクトルとロンカイ特有の周波数スペクトルの和となっているためである。ロンカイ特有の周波数スペクトルとは、特定の周波数より高い周波数を信号から減衰させるローパスフィルタを通過させたパルス列（基本周波数の整数倍の周波数スペクトルが等間隔で見られる音）に近い周波数スペクトルである[6]。

具体的には、ロンカイの候補となるグループの平均パワーを P_r とし、信号全体中の周波数 P_r 以下の平均パワーを P_{total} としたときの P_r/P_{total} が閾値以上の場合、検出したグループのパワーに対して肺音全体における低い周波数のパワーが弱いと見なせるため、グループをロンカイではないと判定し除去できる。

4. 評価実験

4.1 データセット

ICBHI2017 Challenge で使われた肺音のデータセットが存在する[7]。このデータセットは、ウィーズのラベル付けがされている。しかし、低調ウィーズをロンカイに含む場合もあることから、ウィーズのラベル付きデータはロンカイも含まれることが予想される。そこで、肺音の聴診に携わる複数の看護師によって、これらのデータに対してロンカイとウィーズとラベル付けをし直した。これらのラベルは半数以上が一致した場合に付けられている。

4.2 実験方法

提案手法の検証実験を行った。提案手法によって、ロンカイを正しく検出できたか確認を行った。この実験はデータベースからロンカイのラベル付けされたデータを抽出し、ロンカイとして識別した確率を求めた。つまり、提案手法の再現率の調査を行った。この実験を実験1とする。

さらに、ロンカイではないデータをロンカイではないとして判断できるか実験を行った。今回用意したデータセットは、ロンカイを含まない肺音はウィーズのみである。このデータを用いて、これらがロンカイでないと識別した確率を求めた。つまり、提案手法の適合率の調査を行った。この調査のため、本稿3.3で提案したウィーズの除去手法による適合率の変化について検証を行った。この実験を実験2とする。

4.3 結果と考察

実験1の結果を表1に示す。表1より、92%のロンカイを正しく検出したことから、ロンカイの検出において本手法は有効である。この高い再現率は、Jiaruiらの手法[2]をもとに、ハース効果を閾値としたことが本手法においても有効であったことが理由である。この閾値を利用せず、隣接した時間フレームの周波数ピークのみをグループ化する場合、ある時間フレームで正しく周波数ピークが検出でき

表1 ロンカイの検出結果

データ数	検出数	不検出数	再現率
26	24	2	0.92

表2 ウィーズの誤検出数の変化

3.3の指標	データ数	誤検出数	適合率
なし	30	17	0.59
あり		13	0.65

なかった場合に正確なグループ化できない。対してグループ化の範囲としてこの閾値を用いたことにより、このような場合にも正しいグループ化が可能である。また、本実験では、聴取した看護師により付けられたラベルの過半数が一致したデータのみを用いて検証した。このため、3章で述べたような音響特徴が顕著なデータが多い。そのため、ロンカイであるが音響特徴が顕著ではないデータに対して提案手法の有効性を検証することが必要である。

実験2の結果を表2に示す。3.3の提案手法により、ウィーズをロンカイであると誤検出した数は減少し、この際にロンカイの再現率は表1と変化がなかった。この結果から、3.3で利用した周波数ピークの時間変化は本データセットに含まれるウィーズの識別に有効な音響特徴である。

5. おわりに

本稿では音響特徴からロンカイを検出するシステムを提案した。評価実験の結果、92%のロンカイを正しく検出することができた。また、周波数ピークの時間変化はデータセット中のウィーズの識別に有効であった。しかし、検証したデータセットでは、ロンカイの特徴が顕著なデータが多いため、特徴が顕著でないデータに対しての検証が必要である。今後は本手法をより多くのロンカイ及びウィーズ、正常呼吸音の音声データに適用し、検証する。

謝辞

本研究はJSPS 科研費 JP20H03991, JP19K22789 の助成を受けたものです。

参考文献

- [1] 南弘毅, 陸慧敏, 金亨燮, 平野靖, 間善真吾, 木戸尚治: 時間-周波数解析と畳み込みニューラルネットワークを用いた呼吸音の自動分類, *MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY*, Vol.38, pp.40-47 (2020)
- [2] Jiarui Li, Ying Hong : Wheeze detection algorithm based on spectrogram analysis, *International Symposium on Computational Intelligence and Design (ISCID)*, vol. 1, pp. 318-322 (2015).
- [3] Richiro Mikami, Makoto Murao, David W. Cugell, Jacques Chretien, Peter Cole, J. Meier-Sydow, Raymond L. H. Murphy, Robert G. Loudon : *International Symposium on Lung Sounds Synopsis of Proceedings, CHEST*, Vol.92, pp.342-345 (1987)
- [4] 長坂行雄, 土谷美知子, 坂口才, 中陽祐, 味水瞳, 森川昇, 一瀬増太郎, 上田桂子: 臨床で役立つ肺音の聴診, *洛和会病院医学雑誌*, Vol.29, pp.1-7 (2018)
- [5] 工藤翔二, 村田朗, 高瀬真人, 長坂行雄, 清川浩, 中野博: 聴いて見て考える肺の聴診, pp.50-51, 株式会社アトムス (2014)
- [6] 中野博, "肺聴診エキスパート-視て、聴いて、自信が持てる-", 株式会社リプロ・サイエンス
- [7] B. M. Rocha, D. Filos, L. Mendes, G. Serbes, S. Ulukaya, Y. P. Kahya, N. Jakovljevic, T. L. Turukalo, I. M. Vogiatzis, E. Perantoni *et al.* : An open access database for the evaluation of respiratory sound classification algorithms, *Physiological measurement*, vol. 40, no. 3, pp. 1-28 (2019).