

リカレントニューラルネットワークによる無拘束肺音分類手法の提案

SHAO JIAHUI[†], 西尾啓汰[†], 浜田百合[†], 鎌木崇史[‡], 栗原陽介[†][†]青山学院大学 理工学部 経営システム工学科[‡]国際基督教大学 教養学部 アーツ・サイエンス学科

1. 研究背景

近年日本では、急速な高齢化に伴い生活習慣病患者も増加している。死亡率の順位では1位悪性腫瘍, 2位心疾患と生活習慣病が順位を占めている[1] [2]。この生活習慣病は病状の変化が緩やかであるため悪化してから来院する患者が多く、日常的に定量的な観測が可能な環境にすることで早期発見, 予防を行うことができる[3]。そして、2020年全世界範囲で流行っているコロナウイルスも肺疾患の一種であり今まで死亡人数100万人も超えている。以上、疾患に伴う異常肺音を在宅環境で検出システムがあれば、上記の疾患の早期発見の一助となる。異常肺音検出する研究として小森田氏らによる研究[4]では、正常肺音クラスと異常肺音クラスを作成し、それぞれのクラスの代表パターンと入力パターンとの周波数スペクトルのパワー値の差を用い、肺音の異常の程度を数値化し(異常度とし)、肺音を検査する方法について検討した。聴診による肺音の検診は、訓練を積んだ専門医でなければ詳細かつ正確な診断結果を得ることは困難である。この問題に対処するため、本研究では高感度圧力センサを用いて就寝中のヒトの肺音を無拘束で計測し、異常音の特性に基づき肺音の種類を分類する手法を提案する。

2. 提案手法

Fig. 1 に提案手法の概要図を示す。

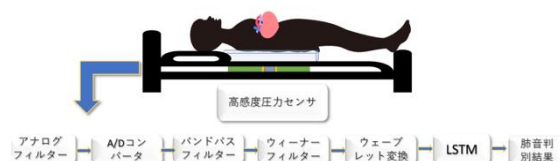


Fig. 1 提案手法の概要図

本研究では圧力センサを肺音の胸の下に設置して8種類肺音を取得する。圧力センサから取得した時系列信号を取得したい生体情報の範囲に設定したアナログバンドパスフィルタに通す。アナログバンドパスフィルタの出力端子をA/Dコンバータに接続してデータ取得が可能な状態にし、デジタル信号に変換する。その後、取得したデータから肺音の周波数領域をデジタルでバンドパスフィルタをかけることで取得する。センサから取得したデータのホワイトノイズを除去するためにウィーナーフィルタを適用し、そこから得た信号はウェーブレット変換により、時間-周波数の信号を求める。最後に、リカレントニューラルネットワークにより肺音種別の分類を行う。

3. 検証実験

3.1 計測装置

Fig. 2 に検証実験用の計測装置を示す。

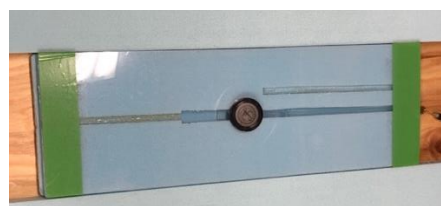


Fig. 2 高感度圧力センサに基づく計測装置

Proposal for unconstrained lung sound classification method
using recurrent neural networks

[†]Shao Jiahui Keita Nishio Yuri Hamada Yosuke
Kurihara, Aoyama Gakuin university

[‡]Takashi Kaburagi, International Christian University

この装置は1つの胸部聴診器, 1つのシリコンチューブ, 1つの圧力センサ, 1つの拡張ポリスチレン(EPS)パッド, 2つのポリ塩化ビニル(PVC)板で構成されている. 胸部の一端にシリコンチューブを, 他端に圧力センサを接続することで肺音を計測する.

3.2 実験手順

肺音シミュレータから肺音の種類により8つ肺音の音声 (1:正常, 2:左肺減弱, 3:右肺消失, 4:気管支呼吸音化, 5:荒い断続性副雑音(水泡音), 6:細かい断続性副雑音(捻髪音), 7:高調性連続性副雑音(笛様音), 8:低調性連続性副雑音(いびき音)) を流し, 提案手法により判別を行う.

3.3 評価方法

8種類の肺音種類における判別結果はTable.1における混合行列に集計する. 真陽性率TPR(True Positive Ratio)を正答率とし算出し評価を行う.

算出方法は正答率 $TPR = \frac{\sum_{i=1}^8 TP_{i,i}}{\text{全データ}N}$ という式になる.

Table.1 評価手法

	判別結果							
	正常	左肺減弱	右肺消失	気管支呼吸音化	水泡音	捻髪音	笛様音	いびき音
正常	TP _{1,1}	n	n	n	n	n	n	n
左肺減弱	n	TP _{2,2}	n	n	n	n	n	n
右肺消失	n	n	TP _{3,3}	n	n	n	n	n
気管支呼吸音化	n	n	n	TP _{4,4}	n	n	n	n
水泡音	n	n	n	n	TP _{5,5}	n	n	n
捻髪音	n	n	n	n	n	TP _{6,6}	n	n
笛様音	n	n	n	n	n	n	TP _{7,7}	n
いびき音	n	n	n	n	n	n	n	TP _{8,8}

4. 実験結果

提案手法の有効性の比較として, HMMにより肺音を判別した結果を比較する. 提案手法による判定結果の混合行列をTable.2に示す.

Table.2 LSTMによる判別結果

1	5			1				
2		4					2	
3			6					
4				6				
5					5	1		
6					2	4		
7		1					5	
8	1	1			2	2		
	1	2	3	4	5	6	7	8
	予測されたクラス							

Table.2における正答率は72.9%だった. またHMMによる判別結果は12.5%であったため, 60.4%正答率が向上した.

5. 考察と結び

本研究では, 提案デバイスを圧力センサとし, リカレントニューラルネットワークを用いて無拘束での肺音種類を判別する手法を提案した. 検証実験によりHMMと正答率を比較した結果は隠れマルコフより60.4%高くなった. 今回は肺音シミュレータを用いたが, 今後実際の人間での検証が必要となる. また, 実際には肺音にはより多くの種類の肺音が存在するため, データ種類やデータ数を増やした上で, 判別精度を向上させる必要がある.

参考文献

- [1]厚生労働省”平成28年版厚生労働白書”. , 2016
- [2]厚生労働省”死因順位死亡数・死亡率・性・年齢別”, 2017
- [3]厚生労働省”コロナウィルス統計” 2020
- [4]小森田 健, 滝川 雄: 周波数スペクトル解析を用いた肺音の異常検出FIT2010 (第9回情報科学技術フォーラム H-003, 2010)