

# 光電容積脈波の収縮期ピーク包絡線抽出による呼吸波形からの咳嗽検出

遠藤 一平 指導教員：小栗 宏治

## 1 はじめに

光電容積脈波（以下、PPG と呼ぶ）は無侵襲かつ最低限の拘束で血液量を推定する手法で、その簡便さから広く応用されている。PPG から得られる波形には、心拍性変動成分に加えて呼吸性変動成分が重畳する [1]。これは呼吸運動が循環器系に影響を及ぼし、末梢動脈血液量が呼吸運動に応じて変動するためである。そこで PPG から呼吸波形を抽出し、呼吸数の推定を行う研究がなされている [2,3]。しかしこれら先行研究では呼吸吸気の強さが PPG から抽出された呼吸波形に含まれるかについて十分な検証がなされていない。通常の呼吸より強く短い呼気が発生する咳嗽は、現在爆発的に感染が拡大している COVID-19 や近年死亡率が増加している慢性閉塞性肺疾患の初期症状であり、咳嗽をモニタリングすることでこれらの症状の早期発見に役立つであろうと期待されている。

そこで本研究では、PPG から呼吸波形を抽出し得られた呼吸波形から咳嗽の検出手法を提案する。そして、被験者実験を行うことで咳嗽の検出精度を評価した。

## 2 収縮期ピーク包絡線抽出による呼吸波形抽出

### 2.1 光電容積脈波と呼吸

吸気において一回拍出量は 5mmHg 程度減少する [1]。これは吸気時において肺胞血管が圧迫されることによる影響である。肺胞内の毛細血管が圧迫により肺郭内で血液の貯留が発生する。そのことにより右心室から左心房までの流出抵抗が増加し、心臓の左側内の血液量が一時的に減少する。そのため一回拍出量の低下に寄与すると考えられる。

PPG は、皮膚表面に対して血液中のヘモグロビンに吸収されやすい波長帯 (500-800 nm) の LED 光を当て、反射光を受光部で検出し、動脈血液容積の変化を波形にしたものである。PPG の振幅は動脈の血液容積量を反映しており、一回拍出量の影響を大きく受ける。そのため吸気時において一回拍出量の減少により PPG の振幅は小さくなると考えられる。

### 2.2 提案手法

本手法では、PPG の収縮期ピーク包絡線を抽出することで呼吸情報を取得する。PPG からの呼吸波形抽出の流れを図 1 に示す。本研究では右指尖容積脈波を用いた。PPG の生波形にはあらゆるノイズが含まれている [4]。そこで低周波数ノイズに対しては、生波形から拡張期ピークの包絡線を減算することで、高周波数ノイズに対してはローパスフィルタを適用することで除去を行った。

PPG の振幅は呼吸による一回拍出量の変動に影響を受ける。そのため、PPG の収縮期波高を抽出することで呼吸情報を取得することができると思われる。収縮期波高を取得するために、PPG 内における上ピークを検出した。本研究では咳嗽を検出することを目的とするため、連続的なデータが必要となる。そこで検出した上ピークを 3 次のスプライン補間を用いて補間を行い、包絡線として抽出した。この包絡線を PPG から抽出した連続的な呼吸情報として用いた。

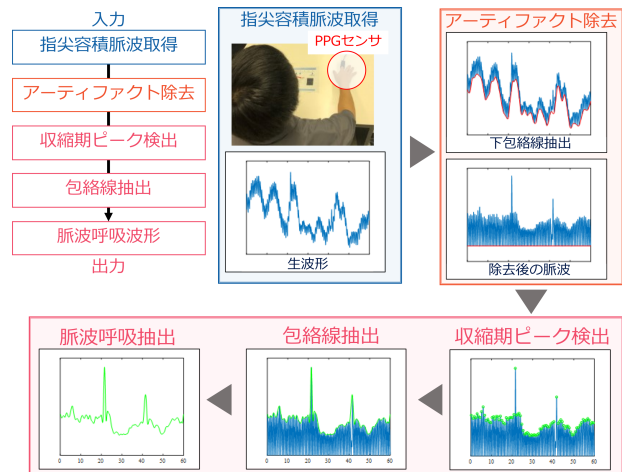


図 1 脈波からの呼吸波形抽出流れ

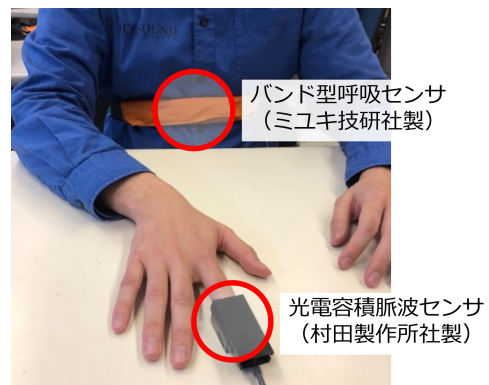


図 2 実験風景

### 2.3 検証実験

提案手法の評価をするために実験を行った。計測は若年 (22 歳~23 歳) の健常者 4 名 (男性 3 名, 女性 1 名) を対象に行った。脈波は村田製作所製の光電容積脈波センサを右手人差し指の指先に装着して計測した。また、リファレンスに用いる呼吸はミユキ技研社製のバンド型呼吸センサを腹部に装着して計測した。計測信号のサンプリング周波数は 1000Hz とした。計測環境を図 2 に示す。

上記にて取得したリファレンス呼吸と計測した容積脈波から抽出した呼吸波形の比較を行った。得られた信号に対して FFT を適用しスペクトルを算出、得られたスペクトルの最大値を求めることで呼吸数の推定を行い、比較をした。比較指標として絶対誤差平均 (MAE) を用いた。全被験者の平均 MAE は 1.8 回/分であり、PPG の収縮期ピーク包絡線を用いた呼吸情報抽出の有効性が示された。

## 3 脈波呼吸波形からの咳嗽検出

### 3.1 光電容積脈波と咳嗽

咳嗽は気管や気管支などの気道内にある異物を取り除くための生体防御反応である。呼吸で吸い込まれた異物は、気管の表層にある咳受容体を刺激する。次に、刺激を受けた咳受容体は、

副交感神経である迷走神経によって延髄の孤束核まで伝達されることによって咳嗽が発生する。

咳嗽は末梢血液量に瞬時的な変化を及ぼすと考えられる。それは咳嗽反射の強く瞬時的な呼吸により胸腔内圧が一時的に大きく上昇することに起因する。胸腔内圧の情報により末梢循環と肺循環に大きな圧力差が発生する。圧力差が生じたことにより胸部から末梢への血液量が瞬時的に増加すると考えられる。そのため咳嗽時において末梢血液量の瞬時的な増加により PPG の振幅は瞬時的に大きくなると考えられる。

### 3.2 提案手法

脈波呼吸信号から咳嗽の抽出に対して有効な特徴量を設定するため、自然呼吸時、咳嗽時および深呼吸時の脈波呼吸信号の比較を行う。図 3 に自然呼吸時の脈波呼吸信号を示し、図 4 に咳嗽時の脈波呼吸信号を示し、図 5 に深呼吸時の脈波呼吸信号を示す。横軸は時間 (秒) であり、縦軸は 20 秒間中の信号を平均 0、標準偏差 1 で標準化した際の値を示している。図 3 の自然呼吸時の脈波呼吸と図 4 の咳嗽時の脈波呼吸を比較すると自然呼吸時の最大ピークと比較して咳嗽時の最大ピークは大きいことが確認できる。そのため、分類する上で最大ピークの波高は有効であると考えられる。図 5 の自然呼吸時の脈波呼吸と図 4 の咳嗽時の脈波呼吸を比較すると深呼吸時の最大ピークの幅や最大ピーク波形の立ち上がりからピークまでの急峻度が異なることが確認できる。そのため、最大ピークの立ち上がりから立ち下りまでの時間やピークまでの急峻度は分類する上で有効であると考えられる。

以上より、推定に用いる特徴量は最大ピークの波高 (feature1)、最大ピークの立ち上がりから立ち下りまでの時間 (feature2)、ピークまでの急峻度を表す微分脈波呼吸波形の最大値 (feature3) とする。抽出した特徴量を図 6 に示す。本研究ではこれらの特徴量の抽出を 20 秒ごとに行うこととした。また咳嗽の分類には線形判別分析による分類を用いた。

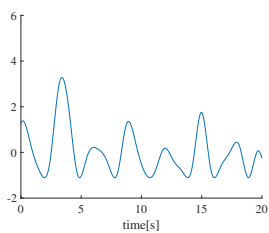


図 3 自然呼吸時の脈波呼吸

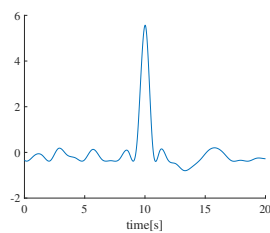


図 4 咳嗽時の脈波呼吸

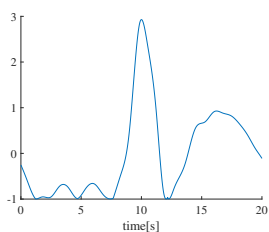


図 5 深呼吸時の脈波呼吸

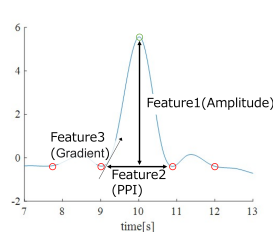


図 6 抽出した特徴量

### 3.3 検証実験

提案手法の評価をするために実験を行った。計測は若年 (22 歳~23 歳) の健常者 4 名 (男性 3 名, 女性 1 名) を対象にし、各被験者において計 3 回の計測実験を行った。また計測を開始してからの時間を被験者の前方に配置したディスプレイに表示

表 1 2,3 回目の実験プロトコル

計測開始からの時間	指示
0:00	実験開始
0:10	呼吸動作 1 度目
0:50	呼吸動作 2 度目
1:30	呼吸動作 3 度目
2:10	呼吸動作 4 度目
2:50	呼吸動作 5 度目
3:30	呼吸動作 6 度目
4:00	実験終了

表 2 交差検証による結果

正解値 \ 推定値	咳嗽	非咳嗽
咳嗽	83%(20/24)	17%(4/24)
非咳嗽	9%(4/44)	91%(40/44)

をした。

1 回目の計測実験は被験者の普段の呼吸と光電容積脈波を計測することを目的とした。計測中の呼吸については自分の普段の呼吸を意識するよう指示し、4 分間計測を行った。2,3 回目の計測実験は呼吸動作時 (2 回目であれば深呼吸時, 3 回目であれば咳嗽時) の PPG の計測を目的とした。2,3 回目の実験のプロトコルを表 1 に示す。計測を開始してから約 10 秒間は普段の呼吸を意識して計測を行うよう指示した。被験者自身がディスプレイで実験開始から 10 秒が経過したことを確認した後に、随意的に 1 回目の呼吸動作を行うよう指示した。なお、深呼吸の吸気および呼気努力、呼気の各時間は指定しており、吸気 6 秒、呼気努力 1 秒、呼気 3 秒で行うよう指示した。その後 30 秒毎に呼吸動作を行うよう指示し、6 度目の呼吸動作の 30 秒後に計測が終了するというプロトコルで実験を行った。

上記のように取得したデータを使用して学習、評価を行って得た交差検証結果を表 2 に示す。正解率は 0.88, F 値は 0.83 となった。これらの結果より 3 つの脈波形状特徴を用いた咳嗽検出手法の有効性が示された。

## 4 おわりに

本研究では、光電容積脈波を用いた咳嗽の検出手法を提案した。光電容積脈波の収縮期ピーク包絡線を抽出することで呼吸波形を抽出し、その呼吸波形より 3 つの特徴量を抽出した。分類には線形判別分析による分類を用いて学習を行い、推定器を作成した。随意的な咳嗽を行う実験により、有効性の検証を行ったところ F 値 0.83 で推定を行うことができた。今後の課題として、非随意的な咳嗽の検出精度検証などが挙げられる。

## 参考文献

- [1] D.J. Meredith, *et al.*, *Med Eng Technol*, 36(1), 1-7, 2011.
- [2] K. Nakajima, *et al.*, *Med Eng Phys*, 18(5), 356-372, 1996.
- [3] W. Karlen, *et al.*, *IEEE Trans*, 60(7), 1946-1953, 2013.
- [4] 今井文吾他, *生体医工学*, 44(1), 148-155, 2006.