

信号処理による光電容積脈波からの生体情報抽出

濱野 円香, 横山 道央

山形大学大学院理工学研究科応用生命システム工学専攻

Extraction of biological information with signal processing in photo plethysmography

Madoka HAMANO and Michio YOKOYAMA

Department of Bio-system engineering, Graduate School of Science and Engineering,
Yamagata University

The novel extraction method of biological information with signal processing in photo plethysmography has been proposed. In this work, both Independent Component Analysis (ICA) and Fast Fourier Transform (FFT) are utilized for extraction of breath frequency from photo plethysmography signals. Simulation results of model waves have shown well coincidence with the assumed breath frequency. Experimental results have also shown that the proposed method is effective for improvement of precision of a breath frequency calculation.

1. 背景・目的

近年、幅広い世代で生活習慣病や、睡眠時無呼吸症候群などへの関心が高まっており、個人が安全・簡単に体調管理できるシステムが求められている。現在、安全・簡単に体調管理できる家庭向けの体調把握支援システムが、血圧・脈拍・呼吸数の計測などに関して市販されているが、主にカフが必要であったり、測定装置が大型であるものが多い。一方、LED 光によって測定された脈波を光電容積脈波というが、LED を用いて脈波の測定を行う事で、測定装置の小型化・測定の簡便化が可能である。本研究では、小型・無侵襲で脈拍数、呼吸数、血管状態等を把握するため、光電容積脈波を信号処理し、生体情報を算出する事を目的としている。

信号処理に関しては、近年、脈波信号から独立成分分析(ICA)を用いて原信号を取り出す研究が試みられている[1]。光電容積脈波は、拍動や呼吸(肺の動き)などの原信号の混合した信号であると考えられる。光電脈波信号をFFTし、0Hz から 0.8Hz 区間でスペクトルが最大となる周波数を呼吸周波数とし、式(1)を用いて呼吸数を算出する方法がある[2]。

呼吸数(回数/60s)＝

$$\text{呼吸周波数(Hz)} \times 60(\text{s}) \quad \dots\dots(1)$$

しかしこの方法では呼吸周波数と脈波の周波数の値が近い時、正確に呼吸周波数が算出できなくなるという問題があった。そこで、ICAを用いて呼吸成分のみを抽出し、この成分をFFTする事で呼吸周波数の算出精度を向上さ

せる事を検討した。本研究では、MATLAB を用いて光電容積脈波を独立成分分析して呼吸成分を抽出し、さらに高速フーリエ変換(FFT)を適用する事で呼吸周波数を算出する手法を提案し、実験により検証を行った。

2. 原理

計測した信号からなる観測信号 $X(t)$ が、未知の独立した信号である独立成分 $s(t)$ で式(2)のように表されると仮定する。

$$X(t) = A \times s(t) \quad \dots\dots\dots(2)$$

ここで、 A は混合行列と呼ばれ、 $s(t)$ に何らかの影響を与えるものである。ICA とは、 A に関する知識を一切持たず、 $s(t)$ の各成分同士が互いに独立であるという情報だけを用いて $X(t)$ のみから A を推定し、その逆行列である復元行列 W を算出し、 $s(t)$ であると予想される独立成分 $IC(t)$ を復元する信号処理である。

$$W \times X(t) = IC(t) \doteq s(t) \quad \dots\dots(3)$$

ただし、推定された $IC(t)$ の数は入力した $X(t)$ の数と同じかそれ以下しか出力されない。また、復元された $IC(t)$ の順番と大きさには任意性が残る。

本研究では脈波を 4 個の特徴量からなるかと仮定し、4 個の光電容積脈波の時系列波形(サンプリング数 k) からなる $4 \times k$ 行列 X を作成した。ここで、 k はサンプリング数を表す。また、Fast ICA[3] によって 4×4 行列の A および $4 \times k$ 行列 s を推定する。

3. 実験方法

本研究では光電容積脈波と呼吸成分 IC_b を復元する行列とを乗算し、 IC_b のみを脈波から抽出して、これに FFT をかけて呼吸周波数を算出する事を目的とした。

ICA によって推定された W は、どの行がどの成分を復元する行なのか分からない。これは復元された $IC(t)$ の順番と大きさには任意性が残るためである。そこで、まず IC_b の復元行列 W_b を求める必要がある。

ここでは W_b を決定する方法を提案する。まず、 n をあらかじめ設定し、 n 秒間隔に 1 回ずつ呼吸を行った状態で、4 ヶ所で光電容積脈波を測定する。次に、測定した脈波から $4 \times k$ 行列の X を作成する。本研究では k を 2000 とし、サンプリング間隔を 0.01 秒とした。作成した X を ICA に適用し、 IC を抽出する。抽出された IC は $4 \times k$ 行列であり、このままでは n 秒で 1 回呼吸した呼吸成分 (IC_b) n が特定できない。そこで、 IC_b がどの行であるか確かめるため、それぞれの IC に対し FFT を行う。FFT の結果、 $1/n$ Hz のスペクトルが最大となる IC を (IC_b) n とする。(IC_b) n に対応する W が (W_b) n となる。図 1 に (W_b) n 決定方法を示す。

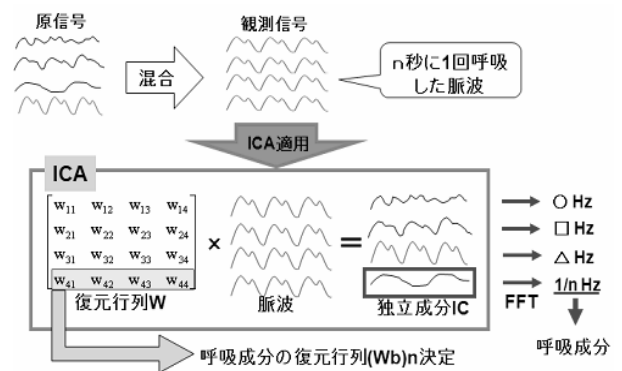


図 1 (W_b) n 決定方法

同じ脈波測定器、測定個所であるならば、 IC_b の A の値は同じであると仮定し、この実験をいくつかのパターンの呼吸数ごとに行い、各呼吸数の復元行列 (W_b) n を求め、これらを平均して W_b を決定する。最後に決定した W_b と X を乗算して求めた IC_b に FFT を行い、あらかじめ設定した呼吸数の逆数 (呼吸周波数) スペクトルが最大となるか確認を行う。

まず、モデル実験を行い、 IC_b が算出できるか確認した。次に光電容積脈波の実測値から W_b を用いて呼吸周波数が算出できるか実験を行い、脈波に FFT のみを行った結果と比較した。

4. モデル実験

呼吸周波数を 0.1Hz(10 秒間隔)、0.2Hz(5 秒間隔)、0.25Hz(4 秒間隔)、0.5Hz(2 秒間隔)とし、擬似的にモデル脈波を作成した。独立成分 1Hz、2Hz、40Hz、呼吸周波数の sin 波からなる $s(t)$ と仮定し、式(4)に示す適当な A と乗算する。

$$A = \begin{bmatrix} 8 & 6 & 8 & 14 \\ 5 & 4 & 7 & 8 \\ 0.4 & 0.8 & 2 & 4 \\ 0.5 & 1 & 3 & 5 \end{bmatrix} \quad \dots\dots(4)$$

例として、呼吸周波数が 0.5Hz であるモデル脈波を図 2 に示す。

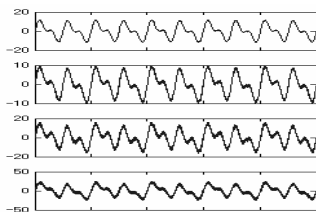


図 2 呼吸周波数 0.5Hz であるモデル脈波

次に各呼吸周波数の $X(t)$ を Fast ICA に適用し、抽出された $(Wb)_n$ を求める。この各呼吸周波数の復元行列を平均し、 Wb を決定した。最後に、 Wb と各呼吸周波数の $X(t)$ を乗算し、これに FFT を行い 0Hz から 0.8Hz 区間でスペクトルが最大となる周波数が設定した呼吸周波数となるか確認を行った。

図 3 に Wb と各呼吸周波数の $X(t)$ を乗算し、これを FFT した結果を示す。

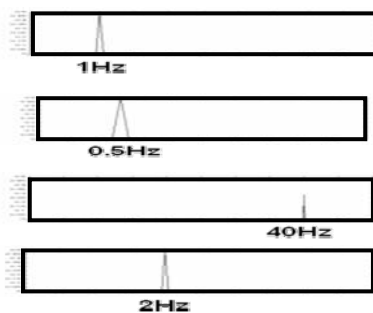


図 3 各 $Wb \times X(t)$ の FFT 結果

図 3 よりそれぞれ設定された呼吸周波数のスペクトルが最大となっている事がわかる。よって、呼吸周波数が異なっても呼吸周波数の復元行列を用いることで ICb を抽出出来る事がわかった。

5. 実測光電容積脈波を用いた実験

任意の間隔で呼吸しながら測定した実測脈波から、モデル実験と同様にして Wb を算出し、求めた Wb から呼吸周波数を算出し比較した。また、脈波から FFT のみで呼吸周波を算出した結果との比較を行った。被験者は 23 歳の女性 1 名、光電容積脈波の測定箇所は左手の薬指、中指、人差し指、親指の 4 ヶ所である。測定に用いた回路図を図 4 に示す。

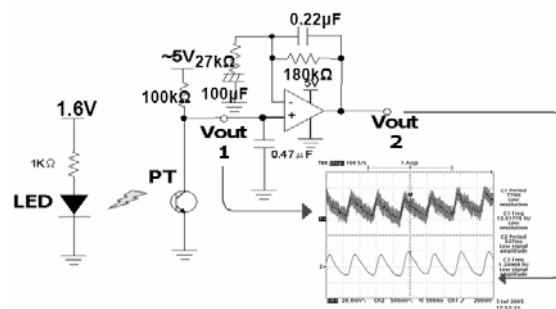
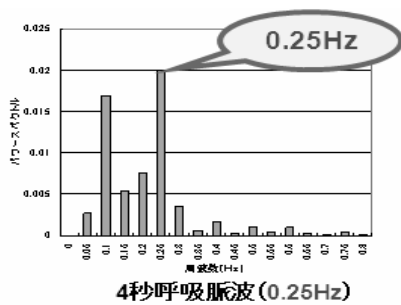


図 4 脈波検出回路

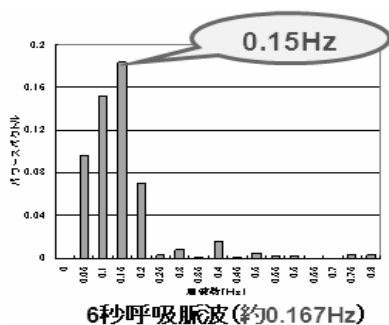
実際には図 4 の回路を 4 組作成し、同時に 4 箇所測定を行った。

4 秒、6 秒、10 秒毎に 1 回呼吸を行う 3 パターンの脈波を測定し、 $X(t)$ を作成した。次に各呼吸周波数の $X(t)$ に ICA を適用し、抽出された $(Wb)_n$ を求める。この各呼吸周波数の復元行列を平均して Wb を決定し、 Wb と各呼吸周波数の $X(t)$ とを乗算した。さらに FFT を用いて、0Hz から 0.8Hz 区間でスペクトルが最大となる周波数が、設定した呼吸周波数と同じになるか確認を行った。

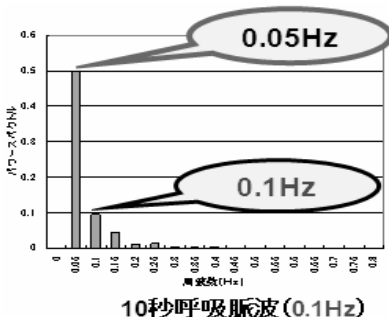
図 5 に Wb を用いた場合の FFT の結果、表 1 に FFT のみを行った結果を示す。



(a)



(b)



(c)

図5 W(b)nを用いた結果

表1 FFTのみを行った結果

| 4秒 | 最大周波数 |
|-----|---------------|
| 脈波1 | 0.05Hz |
| 脈波2 | 0.05Hz, 0.1Hz |
| 脈波3 | 0.25Hz |
| 脈波4 | 0.1Hz |

| 6秒 | 最大周波数 |
|-----|--------|
| 脈波1 | 0.1Hz |
| 脈波2 | 0.05Hz |
| 脈波3 | 0.15Hz |
| 脈波4 | 0.1Hz |

| 10秒 | 最大周波数 |
|-----|--------|
| 脈波1 | 0.1Hz |
| 脈波2 | 0.1Hz |
| 脈波3 | 0.05Hz |
| 脈波4 | 0.1Hz |

(a)4秒、(b)6秒、
(c)10秒、間隔呼吸時
の各脈波

図5(a),(b)では理論値どおりの結果が得られたが、(c)では0.05Hzのスペクトルが最大となった。表1の(a),(b)では理論値との一致度はそれぞれ25%であり、(c)では一致度は75%であった。図5、表1の結果より、理論値と呼吸周波数の全体での一致度をそれぞれ求めた。図5では一致度は約67%、表1では一致度は約42%となった。

よって、本実験においては本提案を用いた方が理論値との一致度が向上したと言える。

6. 結論

信号処理を用いた生体情報の抽出方法として、独立成分分析とFFTとを用いる手法を提案した。独立成分分析をかけたICbにFFTを行った方が、脈波にFFTのみを用いた場合よりも呼吸周波数算出精度が向上する事を示した。

7. 今後の課題

図5の10秒脈波のFFTの結果において0.05Hzが最大となった理由を究明し、改善を行う。実験2において、多被験者によるモニタリング実験を行い、Wbを用いる方法とFFTのみの方法とで一致度の比較を行い、多被験者に適用可能なのか確認する必要がある。さらに呼吸成分以外の生体情報抽出を検討していく。

参考文献

- [1]阿部誠,容積脈波の独立成分分析による生理指標の抽出,第46回生体医工学会大会,Japan Soc.ME&BE (Apr.2007)
- [2]杉山真二郎,光電容積脈波による多機能センサモジュールの研究,山形大学 平成20年度 修士論文
- [3] Aapo Hyvarinen, Fast and robust fixed-point algorithms for independent component analysis. IEEE Trans. on Neural Networks, 10(3), 1999, pp.626-634.