

# 適応 IIR フィルタを用いた小型 RF モーションセンサ信号からの心拍間隔推定

## Estimation of R-R interval from a compact radiofrequency motion sensor signal using adaptive IIR filters

○戸塚 健介, 八巻 俊輔, 杉田 典大, 吉澤 誠

○Kensuke Tozuka, Shunsuke Yamaki, Norihiro Sugita, Makoto Yoshizawa

東北大学

Tohoku University

キーワード： 心拍数推定 (Heart rate estimation), 適応ノッチフィルタ (Adaptive notch filter),

連絡先： 〒 980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05  
東北大学大学院 工学研究科 技術社会システム専攻 杉田研究室

戸塚健介, Tel.:022-795-7130, E-mail: kensuke.tozuka.s1@dc.tohoku.ac.jp

### 1. はじめに

日本人の 6 割以上が健康に関して何らかの不安を持っており, 約半数が健康に関してからだについての情報が必要だと考えている<sup>1)</sup>. からだについての情報の 1 つとして, 自律神経系の活動が挙げられる.

自律神経活動は, 心拍数から推定が可能であり, 非接触で心拍信号を取得する研究は, カメラを用いたもの<sup>2)</sup>やドップラーレーダを用いたもの<sup>3,4)</sup>など, 様々なものが行われている. しかし, いずれも固定式の機器で計測しているか, 座位安静時で計測しているかであり, 日常生活で継続的に利用するのは困難である.

よって, 本論文ではこれらの問題を解決するために, 小型 RF モーションセンサを用いた心拍推定において, 心拍変動やセンサ位置の変動に追従できるようにするために, フィルタ係数を更新する方法を 2 つ提案する. RF モーション

センサから得られる信号には心拍成分以外の信号も含まれるため, バンドパスフィルタを用いて心拍成分のみを取り出す. 提案方法 1 ではバンドパスフィルタからの出力信号の PSD (Power Spectral Density) を用いて心拍推定を行い, 提案方法 2 ではバンドパスフィルタの出力信号に適応ノッチフィルタを掛け, ノッチ周波数から心拍推定を行った.

提案方法 1 では, 心拍変動の周波数領域解析において良好な結果が得られた. 一方, 提案方法 2 では, 心拍変動の時間領域解析において良好な結果が得られた.

## 2. 適応ノッチフィルタを用いた心拍数推定手法

### 2.1 適応ノッチフィルタ

ノッチフィルタは、Fig. 1のように特定の周波数成分を減衰させる IIR フィルタである。減衰させる周波数成分をノッチ周波数、信号のエネルギーが  $1/2$ (約-3dB) 以下に減衰する周波数範囲であるフィルタ帯域幅をノッチ幅といい、Fig. 1ではノッチ周波数が  $1[\text{Hz}]$ 、ノッチ幅が  $0.4[\text{Hz}]$  となっている。

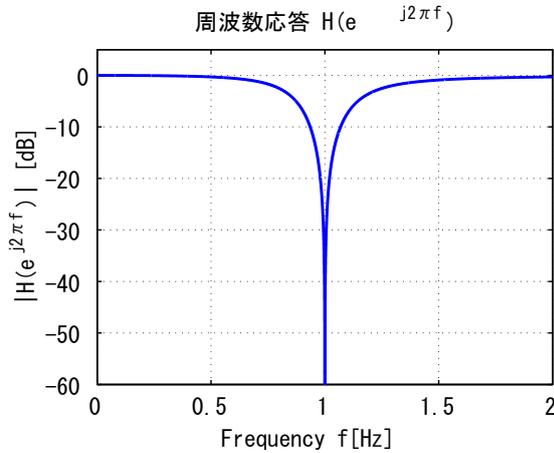


Fig. 1 ノッチフィルタの周波数振幅応答

適応ノッチフィルタでは、ノッチフィルタのフィルタ係数が、最適化アルゴリズムにより環境の変化に応じて逐次更新される。Fig. 2に ACLA(Affine Combination Lattice Algorithm)による適応ノッチフィルタのブロック図を示す。 $u(n)$ は入力信号、 $y(n)$ は出力信号、 $H(z)$ は式(1)で表される伝達関数である<sup>5)</sup>。

$$H(z) = \frac{1}{2}(1 + V(z)) \quad (1)$$

ここで  $V(z)$  は

$$V(z) = \frac{\sin \theta_2 + \sin \theta_1(n)(1 + \sin \theta_2)z^{-1} + z^{-2}}{1 + \sin \theta_1(n)(1 + \sin \theta_2)z^{-1} + \sin \theta_2 z^{-2}} \quad (2)$$

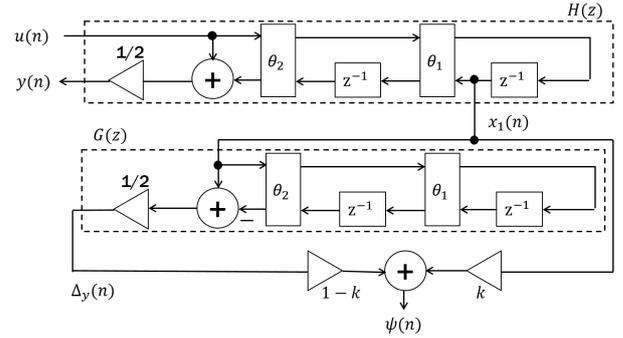


Fig. 2 ACLAによる適応ノッチフィルタのブロック図

である。 $\theta_1(n)$ はノッチ周波数 $\hat{\omega}_s(n)$ を制御するパラメータで、 $\hat{\omega}_s(n)$ が入力信号の周波数 $\omega_s(n)$ の推定値になる。 $\theta_1(n)$ と $\hat{\omega}_s(n)$ は以下のような関係にある。

$$\theta_1(n) = \hat{\omega}_s(n) - \frac{\pi}{2} \quad (3)$$

また、 $\theta_2$ はノッチ幅 $B$ を設定するパラメータであり、式(4)のような関係にある。

$$\sin \theta_2 = \frac{1 - \tan \frac{B}{2}}{1 + \tan \frac{B}{2}} \quad (4)$$

ACLAによる適応ノッチフィルタでは、 $\theta_1(n)$ が式(5)に従って更新される。

$$\theta_1(n+1) = \theta_1(n) - \mu y(n)\psi(n) \quad (5)$$

式(5)において $\mu$ はステップサイズパラメータであり、 $\psi(n)$ は式(6)で表される伝達関数 $G(z)$ に $x_1(n)$ を入力したときの出力 $\Delta_{y(n)}$ と定数 $k$ を用いて式(7)で表される。

$$G(z) = \frac{1}{2}(1 - V(z)) \quad (6)$$

$$\psi(n) = kx_1(n) + (1 - k)\Delta_{y(n)} \quad (7)$$

## 2.2 心拍推定方法

### 2.2.1 概要

小型RFモーションセンサから出力される信号は式(8)で表される<sup>4)</sup>。

$$V_{out}(t) = V_{DC} + V_r \cos\left(\frac{4\pi}{\lambda \cdot D(t)}\right) \quad (8)$$

$V_{DC}$  はバイアス電圧,  $V_r$  は反射波の振幅,  $\lambda$  は反射波の波長,  $D(t)$  は被験者の胸とセンサとの距離を表す.

本研究では, 式 (8) で表される信号を 7 分間取得した. 取得した RF 信号のうち最初の 1 分間はバンドパスフィルタおよびノッチフィルタの初期値の決定に利用する. 残りの 6 分間の信号を 3 秒ごと (オーバーラップ 2 秒) のブロックに切り出しブロック毎に逐次的に心拍数の推定を行う. 各ブロック内の信号のヒルベルト変換により得られた瞬時位相を  $u(t)$  とし,  $u(t)$  から呼吸成分を取り除いた後に心拍成分を取り出すために, 2 つの方法を提案する.

### 2.2.2 心拍推定方法 1 : PSD のピーク周波数に着目した手法

心拍推定方法 1 では, 各ブロックの信号に対し, 心拍成分を取り出すために Fig. 3 のようバンドパスフィルタを掛け, その出力信号  $y(t)$  の PSD を求め, ピーク周波数をもとに  $BBI$  (beat-to-beat interval) を推定する.

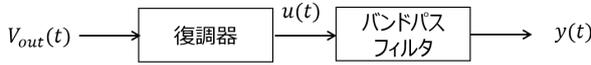


Fig. 3 心拍推定方法 1 のブロック図

フィルタ係数の初期値の決定方法 バンドパスフィルタの通過域の初期値は, 取得信号の最初の 1 分間の PSD のピーク周波数をもとに Sugita ら<sup>4)</sup> が用いた方法を参考に決定した.

サンプリング周波数 1000[Hz] で取得した 7 分間の信号のうち最初の 1 分間の信号を取り出し, ヒルベルト変換により瞬時位相を求める. その信号を Fig. 4 のように 10 秒ごと (オーバーラップ 5 秒) の 11 個のセグメントに分け, 各セグメントごとに通過域を心拍数の正常値である 50/60[Hz] から 100/60[Hz] としたバンドパスフィルタを掛ける. その出力に対し, セグメント長のハミン

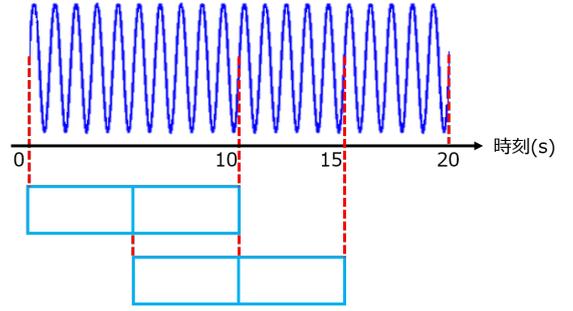


Fig. 4 10 秒ごとのセグメントの切り出し方

グ窓を掛け, 周波数分解能を 0.01[Hz] であらわすために出力信号を 100000 点で FFT し, PSD を算出する. 各セグメントの PSD が最大となる周波数を  $f(1), f(2), \dots, f(11)$  とする. これにより, 11 個の周波数が求められるが, 式 (9) を満たすもののみを利用する.

$$\mu - 2\sigma < f(k) < \mu + 2\sigma \quad (k = 1, 2, \dots, 11) \quad (9)$$

なお,  $\mu$  は  $f(k)$  の平均値,  $\sigma$  は  $f(k)$  の標準偏差である. 上記の条件を満たす  $f(k)$  の平均値  $\mu_f$  を心拍数の平均値とみなすと,  $\mu_f$  の逆数は  $RRI$  (R-R interval) の平均値  $\mu_{RRI}$  とみなせる. この  $RRI$  の平均値の推定値を基にバンドパスフィルタの通過域を決める. ここで, RR 間隔の変動係数である  $CVRR$  を利用する.  $CVRR$  は式 (10) により定義される.

$$CVRR = \frac{\sigma_{RRI}}{\mu_{RRI}} \times 100[\%] \quad (10)$$

$\mu_{RRI}$  および  $\sigma_{RRI}$  はそれぞれ  $RRI$  [秒] の平均および標準偏差を表す. 一般に, 20 歳台の健常者の  $CVRR$  は平均 6% 程度である<sup>6)</sup>.  $CVRR$  を 6% とし式 (10) に代入し  $\sigma_{RRI}$  を求める.  $\mu_{RRI}$  と  $\sigma_{RRI}$  を用いて, 取り得る  $RRI$  の最大値  $RRI_{max}$  と  $RRI_{min}$  を式 (11) および (12) よりそれぞれ求め, その逆数をバンドパスフィルタの通過域周波数の初期値とする.

$$RRI_{max} = \mu_{RRI} + 2\sigma_{RRI} \quad (11)$$

$$RRI_{min} = \mu_{RRI} - 2\sigma_{RRI} \quad (12)$$

心拍推定範囲の制限の決定 フィルタ係数の更新において、バンドパスフィルタの通過域周波数が20歳代の健常者の心拍数から大きく逸脱しないようにするための制限として  $HR_{Min}$  および  $HR_{Max}$  を以下の手順で決定した。

- 1) 式(9)を満たす  $f(k)$  の最大値を  $F_{Max}$ 、最小値を  $F_{Min}$  とする。
- 2)  $F_{Max}$ ,  $F_{Min}$  の逆数をそれぞれ  $RRI_{Min}$ ,  $RRI_{Max}$  とする。
- 3) 式(10)に20歳代の健常者の  $CVRR$  の平均値6%と  $RRI_{Max}$  を代入し  $\sigma_{RRI_{Max}}$  を、 $RRI_{Min}$  を代入し  $\sigma_{RRI_{Min}}$  を求める。

$$\sigma_{RRI_{Max}} = 0.06RRI_{Max} \quad (13)$$

$$\sigma_{RRI_{Min}} = 0.06RRI_{Min} \quad (14)$$

- 4)  $HR_{Max}$  を式(15),  $HR_{Min}$  を式(16)で定義する。

$$HR_{Max} = \frac{1}{RRI_{Min} - 2\sigma_{RRI_{Min}}} \quad (15)$$

$$HR_{Min} = \frac{1}{RRI_{Max} + 2\sigma_{RRI_{Max}}} \quad (16)$$

PSDのピーク周波数を利用した心拍数推定 Fig. 5のように3秒ごと(オーバーラップ2秒)で切り出したセグメントからヒルベルト変換により瞬時位相  $u(t)$  を求める。  $u(t)$  にバンドパスフィルタを掛け、その出力を  $y(t)$  とする。  $y(t)$  にセグメント長のハミング窓を掛け、100000点でFFTすることでPSDを求める。求めたPSDのうち、バンドパスフィルタの通過域周波数内かつ  $HR_{Min}$  より大きく  $HR_{Max}$  より小さい周波数で最大となるものを心拍数の推定値とする。

フィルタの更新 PSDのピーク周波数を利用した心拍数推定で求めた心拍数を利用し、次の3秒間のセグメントに掛けるバンドパスフィルタの通過域周波数を更新する。

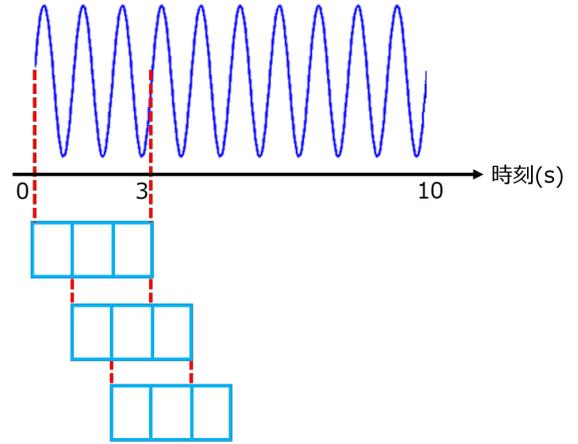


Fig. 5 3秒ごとのセグメントの切り出し方

式(17)にしたがって  $\mu_{RRI}$  を再定義し、フィルタ係数の初期値の決定方法と同様の手順でバンドパスフィルタの通過域を決める。

$$\mu_{RRI} = \frac{1}{2} \left( \frac{1}{\widehat{HR}(m-1)} + \frac{1}{\widehat{HR}(m)} \right) \quad (17)$$

なお、 $\widehat{HR}(m)$  は心拍数の周波数の推定値であり、 $\widehat{HR}(0)$  はフィルタ係数の初期値の決定方法で求めた  $\mu_f$  である。

### 2.2.3 心拍数推定方法2: ノッチ周波数に着目した手法

心拍数推定方法2では、各ブロックの信号に対し、Fig. 6のように2段のフィルタを掛け、ノッチ周波数の最終値をもとにBBIを推定する。



Fig. 6 心拍推定方法2のブロック図

フィルタ係数の初期値の決定方法 サンプリング周波数1000Hzで取得した7分間の信号のうち最初の1分間の信号を取り出し、ヒルベルト変換

により瞬時位相を求める。1分間分の瞬時位相全体に通過域を心拍数の正常値である 50/60[Hz] から 100/60[Hz] としたバンドパスフィルタを掛ける。周波数分解能を 0.01[Hz] であらわすために出力信号を 100000 点で FFT し、PSD を算出し、PSD が最大となる周波数を心拍数の平均値とみなした。バンドパスフィルタの初期値は、1分間の PSD を基に求めた心拍数の平均値の推定値を基に、心拍推定方法 1 のフィルタ係数の初期値の決定方法と同様にして決定した。ノッチフィルタのノッチ周波数の初期値は 1 分間の PSD を基に求めた心拍数の平均値とした。また、ノッチ幅は 0.4[Hz] とした。

**ノッチ周波数を利用した心拍数推定** バンドパスフィルタで心拍成分以外の成分を除去しているので、ノッチフィルタへの入力  $x(t)$  は主に心拍由来の信号であると考えられる。ACLA という適応アルゴリズムでは出力のパワーが最小になるようにフィルタ係数が更新される。ゆえに  $x(t)$  が心拍由来の信号であれば、心拍成分を減衰させるようにフィルタ係数  $\theta_1$  が更新される。この特性を利用し、 $\theta_1$  から 2.1 の式 (3) を利用してノッチ周波数、すなわち心拍の周波数を求める。

本研究では各セグメントにおけるノッチ周波数の最終値を、その秒数における心拍数の推定値とした。Fig. 7 は 3 秒間のセグメントにおけるノッチ周波数の変化を表しており、セグメントの最終値を矢印で示した。この矢印で示したノッチ周波数が時刻 3 秒時点における心拍数の推定値となる。

**フィルタの更新** バンドパスフィルタの通過域周波数の更新は、ノッチ周波数を心拍数の推定値としたこと以外、2.2.2 のフィルタ係数の更新と同様である。

ノッチフィルタのノッチ周波数の更新は、セグメント内では 2.1 で紹介したように更新されていく。ただし、更新によってノッチ周波数がバ

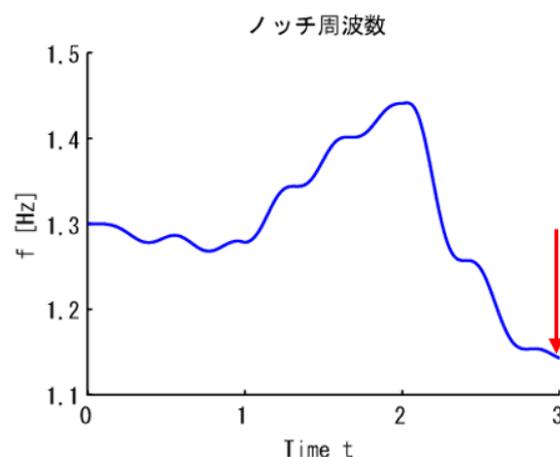


Fig. 7 3秒間のノッチ周波数の変化

ンドパスフィルタの通過域周波数に含まれない周波数になった場合、そのセグメント内のノッチ周波数の初期値にリセットする。

$m$  セグメント目から  $m+1$  セグメント目に移るときは、 $m+1$  セグメント目の最初の秒数と対応する  $m$  セグメント目の秒数におけるノッチ周波数を  $m+1$  セグメント目にかけるノッチ周波数の初期値とした。すなわち、Fig. 8 のように、 $m$  セグメント目の 1 秒目でのノッチ周波数が  $m+1$  セグメント目のノッチ周波数の初期値となる。

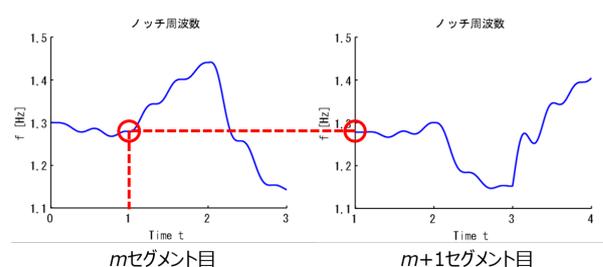


Fig. 8 ノッチ周波数の初期値の更新

### 3. 心拍推定精度の評価実験

#### 3.1 実験方法

健康な 20 歳台男性 4 名を被験者とし、胸ポケットに小型 RF モーションセンサを設置した。被験者に椅子の背もたれによりかかる姿勢で着

座したまま静止してもらい7分間の計測を2回ずつ日にちを変えて行った。RF モーションセンサから得られる信号は、16-bit A/D コンバーター MP100 (BIOPAC 社製) を用いて計測を行い、心拍数の真値との比較を行うため、心電図アンプ ECG100C (BIOPAC 社製) を用いて胸部誘導により ECG 信号を計測した。各信号はサンプリング周波数 1000Hz で記録した。

小型 RF モーションセンサの信号は、2章で示した方法で心拍数を推定する。ECG 信号は7分間全体に対して  $RRI$  を求め、1Hz でリサンプリングしたものを  $RRI$  の真値とした。

推定精度の評価は、真値と推定値の相関係数、平均二乗誤差 (以下、MAE)、 $CVRR$ 、R-R 間隔変動の低周波成分と高周波成分の PSD の面積比である  $LF/HF$  で行った。

## 3.2 実験結果

### 3.2.1 推定精度の評価

ECG から得られた  $RRI$  と心拍推定方法 1 および心拍推定方法 2 により求めた  $BBI$  を Fig. 9 および Fig. 10 にそれぞれ示す。6 分間における ECG から得られた  $RRI$  とそれぞれの方法より求めた  $BBI$  との MAE および相関係数は Table 1 のようになった。Fig. 9 および Fig. 10 は、比較的良く  $RRI$  変動を追従できている例である。しかし、被験者によっては追従精度がよくない場合もあり、相関係数は Table 1 のように弱い相関にとどまっている。一方で、MAE は提案方法 1 では約 73[ms]、提案方法 2 では約 51[ms] であり、隣り合った R-R 間隔の差が 50[ms] を超える対の個数で定義される  $RR50$  を求めようとする際に問題があると考えられる。

### 3.2.2 生理指標による評価

本研究の目的は、健康管理に活かせるシステムの構築なので、小型 RF モーションセンサから得られた心拍情報から生理指標を正しく推定で

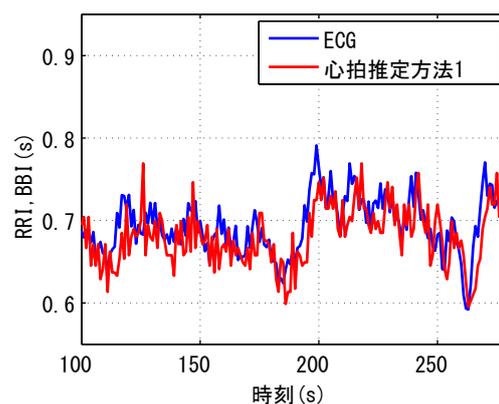


Fig. 9 ECG から求めた  $RRI$  と心拍推定方法 1 による  $BBI$

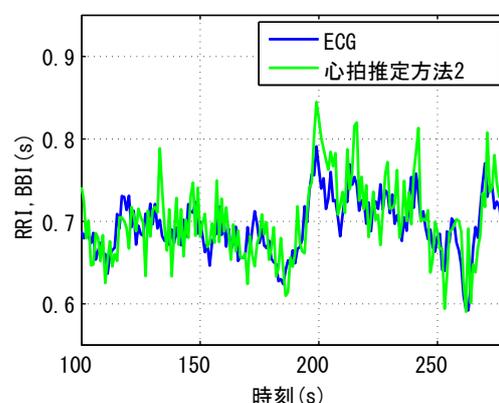


Fig. 10 ECG から求めた  $RRI$  と心拍推定方法 2 による  $BBI$

Table 1 各方法の MAE と相関係数 ( $n = 8$ )

		推定方法 1	推定方法 2
MAE[s]	平均値	0.073	0.051
	標準偏差	0.040	0.021
相関係数	平均値	0.239	0.397
	標準偏差	0.211	0.170

きるが必要となる。生理指標として  $CVRR$  と  $LF/HF$  の推定精度を評価した。

$CVRR$  は、60 秒の信号長に対して 1 つの値を式 (10) で算出し、オーバーラップは 57 秒とした。すなわち  $CVRR$  は 3 秒おきに算出される。

$LF/HF$ は、隣接するRR間隔の差の時間変動のPSDを求め、その低周波成分(0.04~0.15Hz)と高周波成分(0.15~0.40Hz)の面積比を取ったものであり、交感神経の相対的な活動指標である。90秒間の時間窓に対してWelch法を利用して1つの値を $LF/HF$ 算出し、オーバーラップは87秒とすることで3秒ごとに $LF/HF$ の値を出力した。

Fig. 11, Fig. 12に、Fig. 9, Fig. 10と同じ被験者から求めた $CVRR$ と $LF/HF$ を示し、全被験者から得られた $CVRR$ と $LF/HF$ のMAEおよび相関係数の平均をTable 2に示す。Fig. 11から $CVRR$ は大まかな傾向は追えているが、あまり精度がよくないことがわかる。 $LF/HF$ に関しては、Fig. 12が示すように提案方法2ではまったく変動に追従できていないように見える。Table 2から、提案方法1に比べ提案方法2では $CVRR$ の相関係数は改善されているもののMAEは改善されず、 $LF/HF$ に関しては相関係数が低くなる結果となった。

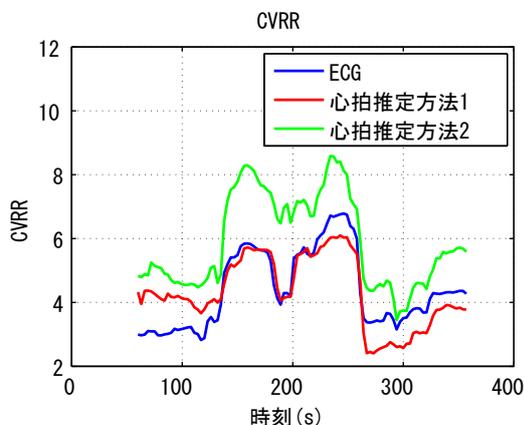


Fig. 11 ECGから求めた $CVRR$ と各方法から求めた $CVRR$

### 3.3 考察

Table 1からわかるように、 $RRI$ 推定では適応ノッチフィルタを用いない心拍推定方法1に比べ、適応ノッチフィルタを用いることで相関

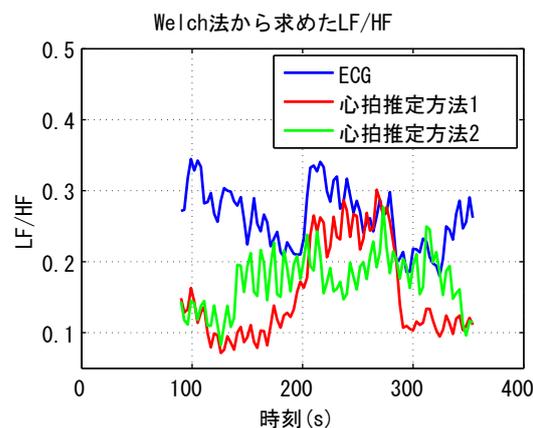


Fig. 12 ECGから求めた $LF/HF$ と各方法から求めた $LF/HF$

Table 2 生理指標の推定精度 ( $n = 8$ )

		推定方法1	推定方法2
$CVRR$	MAE	1.343	1.359
	相関係数	0.303	0.432
$LF/HF$	MAE	0.422	0.411
	相関係数	0.428	0.194

係数およびMAEに改善が見られた。しかし、実用的なレベルで心拍数を推定するためには十分な精度ではない。

また、Table 2より、RR間隔変動を時間領域解析した $CVRR$ は適応ノッチフィルタを用いることで追従精度の向上が見られる。一方で、RR間隔の変動を周波数解析した $LF/HF$ では適応ノッチフィルタを用いることで追従精度が低下したことになる。追従精度低下の原因として、心拍数の推定値を求める際に心拍推定方法1では $HR_{Min}$ ,  $HR_{Max}$ の制限があり、その制限のない心拍推定方法2より $BBI$ の変動が小幅であったことが挙げられる。 $BBI$ の変動が小幅であれば、実際の $RRI$ に比べ極端に大きく変動することがなくHF成分が抑制される。本実験では、静止座位で行っており、交感神経の活動が反映される $LF$ 成分が副交感神経の活動が反映される $HF$ 成分に比べて小さくなる。ゆえに、

$LF/HF$  は高周波成分の影響を受けやすいと考えられ,  $HR_{Min}$ ,  $HR_{Max}$  の制限のない心拍推定方法 2 では,  $RRI$  の真値に比べて大きく変動しすぎ, 高周波となった部分の影響が大きくなったため, 推定精度の低下につながったと考えられる.

#### 4. まとめ

本論文では, 小型 RF モーションセンサから得られる信号に対し, フィルタ係数を更新させることで心拍変動やセンサ位置の変動に追従でき, 逐次的に心拍数を出力する 2 つの方法を提案した. 心拍推定方法 1 ではバンドパスフィルタから出力される信号の PSD から心拍数を求め, 心拍推定方法 2 ではノッチフィルタのノッチ周波数から心拍数を求めた.  $BBI$  および  $CVRR$  については心拍推定方法 2 のほうがよく追従できた一方で,  $LF/HF$  については心拍推定方法 1 のほうがよく追従できている. しかし, いずれの指標においても MAE が大きく, さらなる改善が必要となっている.

#### 参考文献

- 1) みずほ情報総研株式会社, 少子高齢社会等調査検討事業報告書(健康意識調査編), 平成 26 年 3 月.  
<http://www.mhlw.go.jp/file/04-Houdouhappyou-12601000-Seisakutoukatsukan-Sanjikanshitsu-Shakaihoshoutantou/002.pdf>
- 2) 高野 千尋ら, 動画像を用いたバイタルサイン計測, お茶の水女子大学生活科学部出版生活工学研究誌, 5(2) 262-5, 2003.
- 3) Li C, Lin J. Random Body Movement Cancellation in Doppler Radar Vital Sign Detection. IEEE TRANS-

ACTIONS ON MICROWAVE THEORY AND TECHNIQUES 2008 ; 56(12).

- 4) Sugita N, Matsuoka N, Yoshizawa M, Abe M, Homma N, Otake H, Kim J, Ohtaki Y. Estimation of heart rate variability using a compact radiofrequency motion sensor. Medical Engineering and Physics 2015 ; 37 : 1146-1151.
- 5) Nakamura S, Koshita S, Abe M, Kawamata M. A New Adaptive Notch Filtering Algorithm Based on Normalized Lattice Structure with Improved Mean Update Term. IEICE Transactions on Fundamentals of Electronics, Communications and Computer Sciences 2015 ; vol. E98-A, no. 7 : 1482-1493.
- 6) 浅井宏祐: 自律神経機能検査第 4 版. 文光堂, 2007, pp.159-163.