

## 低周波数サンプリングでの瞬時心拍数の推定方法

### A Estimation Method of Instantaneous Heart rate with Low-rate Sampled Data

村越政之\*, 吉澤 誠\*\*, 杉田典大\*\*\*, 阿部 誠\*\*,  
田中 明†, 山家智之‡, 仁田新一‡

Masayuki Murakoshi\*, Makoto Yoshizawa\*\*, Norihiro Sugita\*\*\*, Makoto Abe  
Akira Tanaka†, Tomoyuki Yambe‡, Shin-ichi Nitta‡

\*東北大学大学院医工学研究科, \*\*東北大学サイバーサイエンスセンター,  
\*\*\*東北大学大学院工学研究科, †福島大学共生システム理工学類,  
‡東北大学加齢医学研究所

\*Graduate School of Biomedical Engineering, Tohoku University,

\*\*Cyberscience Center, Tohoku University,

\*\*\*Graduate School of Engineering, Tohoku University

†Faculty of Symbiotic System Science, Fukushima University,

‡Institute of Development, Aging and Cancer, Tohoku University

キーワード： 心電図(electrocardiogram), 瞬時心拍数(instantaneous heartrate), 光電容積脈波  
(photo-plethsmography), デジタル信号処理 (digital signal processing)

連絡先： 〒982-0821 宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05電気系(青A13)  
東北大学大学院医工学研究科 吉澤・本間研究室

村越政之, Tel.: 022-795-7130, Fax.: 022-263-9163, E-mail: murakoshi@yoshizawa.ecei.tohoku.ac.jp

## 1. はじめに

心拍数変動は自律神経機能を反映することが、よく知られている<sup>1, 2)</sup>。従来、心拍数変動を求めるためには、心電図信号からRR間隔を正確に求める必要があり、R波の認識には通常、数百Hzないし1kHz程度でサンプリングする必要があった。高いサンプリング周波数でR波を直接検出する方法では、波形の保存に多くのメモリを要し、無線テレメトリを想定する場合に不向きであるばかりでなく、雑音

に弱いという欠点がある。一方、自律神経系の活動を表す指標に含まれる信号成分は高々1Hz程度であることがわかっており、これを求めるための方法として従来より大幅に低いサンプリング周波数を使う方法が提案されている。Barrosらは心電図信号を予め低域通過フィルタに通した後の信号成分も心周期情報が残存している性質を利用することにより、5Hz程度でサンプリングしても誤差が3%で瞬時心拍数を推定する方法を提案している<sup>3)</sup>。しかし

ながら，Barrosの方法では短時間フーリエ変換(STFT)を行うため，計算負荷を増加させてしまうことやリアルタイムな処理ができないなどの問題があった．これはデバイスのモバイル化にあたって問題である．

本研究では低周波数サンプリングした心電図からFFTを使用することなく瞬時心拍を推定する方法を提案し，その有用性をBarrosらの方法と比較することにより検証した．

## 2. Barrosらの方法

### 2.1 信号処理手順

Barrosらの方法の信号処理の大まかなフローチャートをFig.1に示す．Fig.1の各ブロックについて次に詳細を述べる．

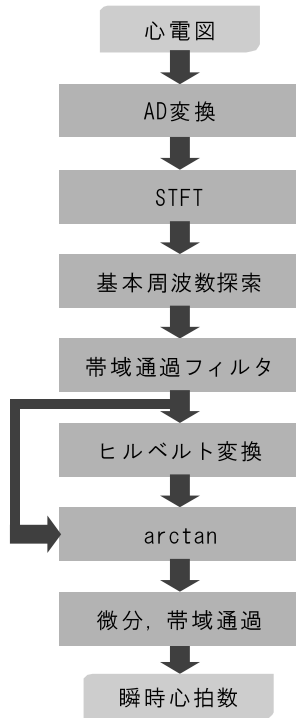


Fig. 1 瞬時心拍数を推定するアルゴリズム (Barrosらの方法)

AD変換：  
サンプリング周波数を5Hz(安静時)，もしくは

20Hz(運動時)に設定し，アンチエイリアシングフィルタなしでAD変換を行い低周波数サンプリング信号 $s(t)$ を作成する．実際の信号処理では1kHzで記録された心電図波形を間引いて $s(t)$ を作成している．

STFT-基本周波数探索：

$s(t)$ において数十拍程度になるような信号の長さでSTFTを行い，時間周波数-振幅特性 $P(t, f)(t$ : 時間,  $f$ : 周波数)から基本周波数 $\delta(t)$ を求める． $P(t, f), \delta(t)$ は次のように表わされる．

$$P(t, f) = \left| \int s(t + \tau) h(\tau) e^{-j2\pi f \tau} d\tau \right|^2 \quad (1)$$

$$\delta(t) = \arg \max_f [P(t, f)]_{\delta(t_{-1}) - \alpha}^{\delta(t_{-1}) + \alpha} \quad (2)$$

ここで $h(\tau)$ は窓関数， $t_{-1}$ は1サンプル前の時間， $\alpha$ は周波数変動の範囲である．通常， $\alpha$ は0.3~0.5Hzに設定される．

帯域通過フィルタ：

次式で表わされるWavelet関数 $\psi(t)$ をフィルタとして $s(t)$ から基本周波数成分付近の信号 $s_b(t)$ を取り出す．

$$\psi(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d}{dt} \left[ \exp \left( -\pi \left\{ \frac{\overline{\delta(t)} t}{2} \right\}^2 \right) \cos(2\pi \overline{\delta(t)} t) \right] \quad (3)$$

ここで $\overline{\delta(t)}$ は短時間における $\delta(t)$ の平均値である．BarrosらのアルゴリズムではSTFT-基本周波数探索-Wavelet帯域通過フィルタによって基本周波数付近の信号成分を出力するWavelet適応フィルタを構成している．

ヒルベルト変換：

信号 $s_b(t)$ のヒルベルト変換 $H[s_b(t)]$ は時間軸では次のように表わされる．

$$H[s_b(t)] = s_b(t) * \left( \frac{1}{\pi t} \right) \quad (4)$$

$\frac{1}{\pi t}$ をフーリエ変換すると $-j \operatorname{sgn}(f)$ となることから， $H[s_b(t)]$ のフーリエ変換 $F[H[s_b(t)]]$ は次

のように表わされる .

$$F[H[s_b(t)]] = F[s_b(t)] \times (-j\text{sgn}(f)) \quad (5)$$

つまりヒルベルト変換は $s_b(t)$ の正負の周波数成分に対してそれぞれ90度遅らせるもしくは進める操作である . これによってcos成分は-sin成分になり , sin成分はcos成分になる .

arctan :

$s_b(t)$ のヒルベルト変換 $H[s_b(t)]$ は $s_b(t)$ より位相が90度進んでいるので , 瞬時位相 $\phi(t)$ は次のように表わされる .

$$\phi(t) = \tan^{-1} \left( \frac{-H[s_b(t)]}{s_b(t)} \right) \quad (6)$$

微分 :

瞬時位相を微分することで瞬時角周波数 $\omega(t)$ が得られる .

$$\omega(t) = \frac{d}{dt} \psi(t) \quad (7)$$

瞬時心拍数IHRは $\omega(t)$ に $\frac{60}{2\pi}$ を乗算することで得られる .

## 2.2 計算結果例

安静時に測定したデータに対しBarrosらの方法を適用した例を以下に示す . Fig.2は元信号と低周波サンプリング後のデータである . この場合 , おおよそR波は無視され , T波が主要成分になっていることが分かる . この方法の場合 , R波は $s_b(n)$ の雑音成分になっている . しかしながら , T波が主要成分である信号とR波の周期が近いために瞬時心拍数を推定することができる .

$s(n)$ のSTFTをFig.3に示す . Fig.3から $\delta(t)$ を探索する . 0-10sの区間では約0.9Hzと計算される .

$\delta(t)$ を用いて帯域通過フィルタした波形とそのヒルベルト変換結果をFig.4に示す . 両者の比の $\tan^{-1}$ から $\phi(t)$ を求める .

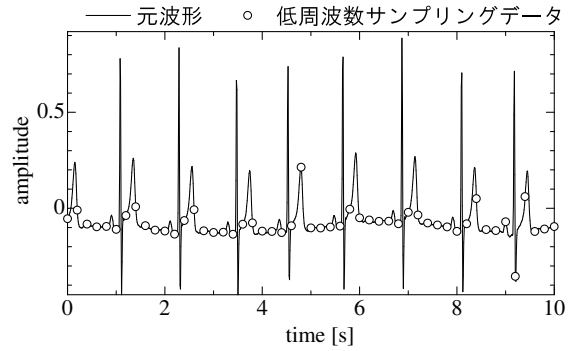


Fig. 2 心電図と低周波サンプリングした波形

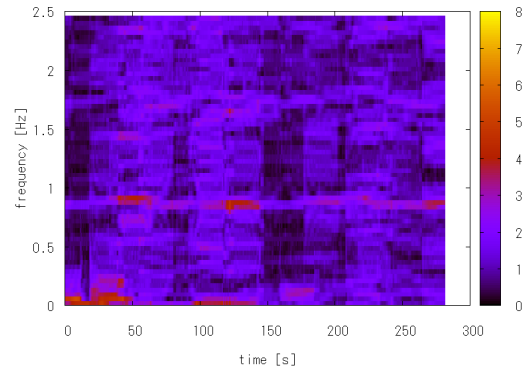


Fig. 3 低周波サンプリングした心電図のSTFT

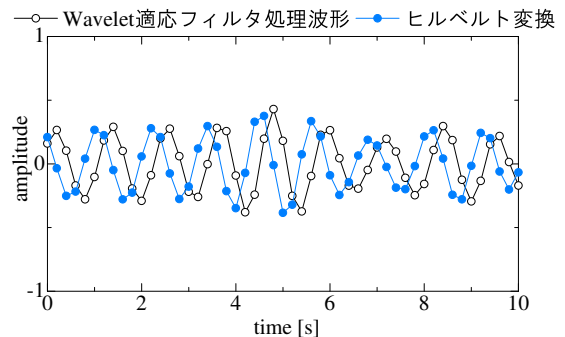


Fig. 4 Waveletによって帯域通過された信号とそのヒルベルト変換

$\phi(t)$ を微分することによって得られた瞬時心拍数の推定値と真値である心拍数をFig.5に示す.

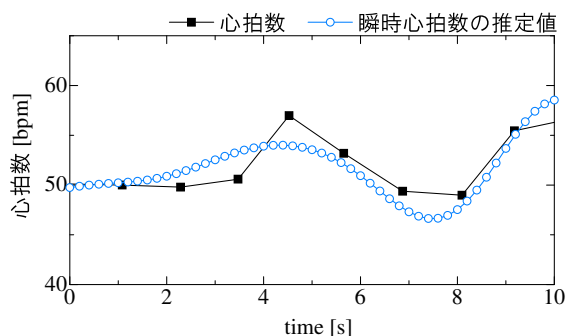


Fig. 5 心拍数と瞬時心拍数の推定値

## 2.3 利点と欠点

### 利点

- サンプル周波数を低く設定できる。  
R波の検出を行うことなく、基本周波数付近の信号成分のみを用いて、瞬時心拍数の算出が可能。

- 白色雑音耐性が高い。

Waveletを利用した帯域通過フィルタの帯域幅が狭いので、白色雑音の大部分が除去されるため。

### 欠点

- 計算量が多くオンライン処理に不向き  
STFTやヒルベルト変換を行うため。

この欠点があるために、Barrosらの方法ではリアルタイム性が要求される生体モニタリングには不向きであり、モバイル化も難しい。

## 3. 提案手法

### 3.1 信号処理手順と変更点

Barrosらの方法ではSTFTを必要とするヒルベルト変換の計算量が多く、最大の問題点と

なっている。そこで、Waveletフィルタによる帯域通過後の波形が正弦波に近いことを利用して、ヒルベルト変換を微分演算に置き換える。簡単化された信号処理手順をFig.6に示す。

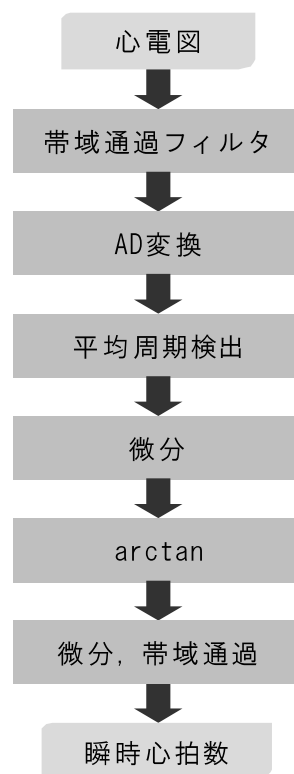


Fig. 6 提案手法のフローチャート

### 変更点

Fig.1と異なる点は次の通りである。

- Wavelet適応フィルタを除き、AD変換前にButterworth型帯域通過フィルタを付加する。
- ヒルベルト変換を微分演算（差分近似）で置き換える。

フローチャートの最大の変更点は微分演算である。帯域通過フィルタ処理された低周波数サンプル波形はFig.4に示すように狭帯域信号となるので、ヒルベルト変換のような膨大な処理を行わなくてもよい可能性がある。次

にヒルベルト変換と微分演算の比較を行う．

ヒルベルト変換と微分演算の比較

低周波数サンプリングされた生体信号  $s_b(t)$  のヒルベルト変換を考える．  $s_b(t)$  を瞬時振幅  $A(t)$  , 瞬時位相  $\phi(t)$  を用いて

$$s_b(t) = A(t) \cos \phi(t) \quad (8)$$

としたとき ,  $s_b(t)$  のヒルベルト変換  $H[s_b(t)]$  は次のようになる．

$$H[s_b(t)] = -A(t) \sin \phi(t) \quad (9)$$

つぎに微分演算について考える．  $s_b(t)$  を微分すると

$$\frac{ds_b(t)}{dt} = \frac{dA(t)}{dt} \cos \phi(t) - A(t) \frac{d\phi(t)}{dt} \sin \phi(t) \quad (10)$$

となる．一拍内で  $A(t)$  ,  $\frac{d\phi(t)}{dt}$  の変動が小さいと仮定し ,  $\frac{d\phi(t)}{dt} = \omega_{mean}$  とおくと式(10)は次のように変形できる．

$$\frac{ds_b(t)}{dt} = -A(t)\omega_{mean} \sin \phi(t) \quad (11)$$

ここで  $\omega_{mean}$  は1周期内での平均角周波数として求める．式(9) , (11)よりヒルベルト変換を  $s_b(t)$  の微分で表わすと次のようになる．

$$H[s_b(t)] = \frac{1}{\omega_{mean}} \frac{ds_b(t)}{dt} \quad (12)$$

両者を比較したものをFig.7に示す．

微分演算波形は , 差分近似を用いているためにヒルベルト変換波形に対しサンプル時間程度の遅れが生じるが , 概ね波形は近似できていることが分かる．

### 3.2 利点と欠点

Barrosらの方法と比べた利点と欠点を次に述べる．

利点

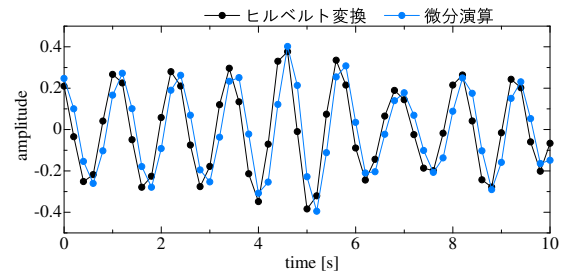


Fig. 7  $s_b(t)$  のヒルベルト変換と微分演算結果

- 計算量が少なくリアルタイムな計算が可能である．

欠点

- 耐雑音性能が低下する．  
AD変換前段の帯域通過フィルタの周波数特性が固定なので大きな周波数変化への対応が難しく , Waveletフィルタよりも帯域が広いので白色雑音の影響を受けやすい．
- サンプリング周波数を少し高めに設定する必要がある．  
微分を差分近似しているためにより高いサンプリング周波数が必要になる．

## 4. 結果と考察

Barrosらの方法と提案手法の主な違いは , 帯域通過フィルタの適用と90度位相進みの波形作成手法である．これらのそれぞれの効果を確認するために , Barrosらの手法において i) 帯域通過フィルタを変更した場合 , ii) ヒルベルト変換を微分演算で置き換えた場合 , iii) 帯域通過フィルタとヒルベルト変換を変更した場合(提案手法)において瞬時心拍数を計算し , 真値(心拍数)と比較した．なお , 今回使用したフィルタは5次の帯域通過(0.5-1.6Hz) Butterworth型である．また , 被験者は22~33歳(24.1 ± 3.41)

の男女10名(男性6名,女性4名)で,臥位安静時に測定したデータを用いた.測定時間は300sであり,測定前に約240sの安静時間を設けている.

推定値の評価には以下の式で表わされる平均絶対誤差(MAE)を用いた.

$$MAE = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} \frac{|IH\hat{R}_i - HR_i|}{HR_i} \quad (13)$$

#### 4.1 フィルタの違いによる効果

Barrosらの方法においてWavelet適応フィルタをButterworthフィルタ(AD変換前段)に変更し,平均絶対誤差を計算した.Fig.8に結果を示す.

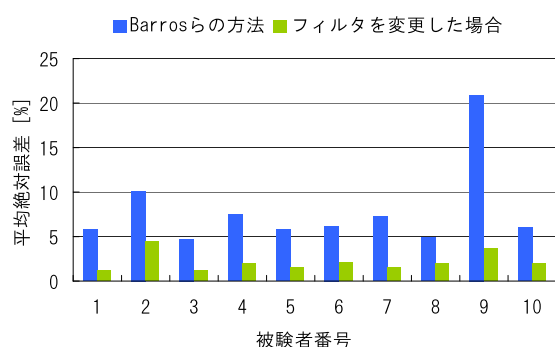


Fig. 8 Barrosらの方法と帯域フィルタのみを変更した場合の平均絶対誤差

Fig.8からわかるようにフィルタを変更することで,平均絶対誤差が減少した.これはWaveletフィルタの帯域が狭すぎることを示している.

#### 4.2 ヒルベルト変換を微分で置き換えた効果

Barrosらの方法においてヒルベルト変換を微分で置き換え,算出した瞬時心拍数について平均絶対誤差を求め, Fig.9においてBarrosらの方法と比較した.

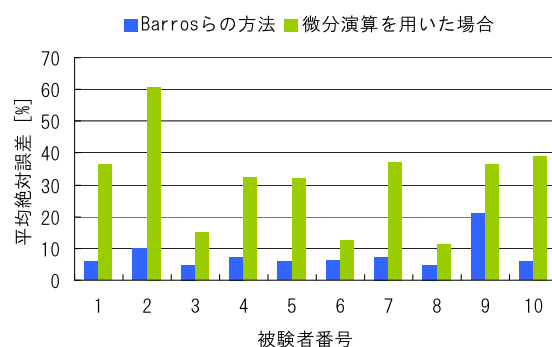


Fig. 9 ヒルベルト変換を微分で置き換えた効果(サンプリング周波数5Hz)

図を見ると,被験者2で平均絶対誤差が60%以上となった.基本周波数を確認すると1.25Hz程度であったことから,5Hzでの差分による微分演算の近似ができなくなったものと考えられる.Fig.10に示したヒルベルト変換と微分波形の比較からも,微分波形がヒルベルト変換を代用できないことがわかる.

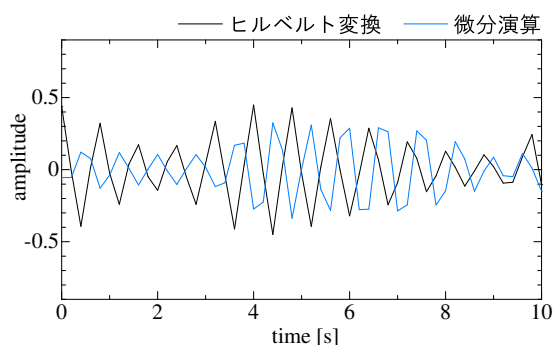


Fig. 10 ヒルベルト変換と微分波形(サンプリング周波数:5Hz)

そこでサンプリング周波数を10Hzとし,平均絶対誤差を計算した.計算結果をFig.11に示す.

サンプリング周波数が10Hzの場合はBarrosらの方法と提案手法の平均絶対誤差は全ての被験者においてほぼ同程度になった.つまり,ヒルベルト変換は10Hz程度の差分近似を用いた微分演算で代用できると言える.

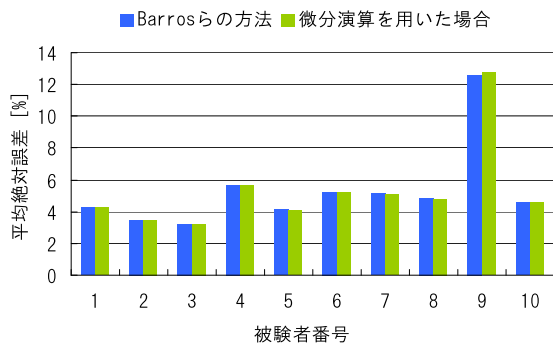


Fig. 11 ヒルベルト変換を微分で置き換えた効果(サンプリング周波数10Hz)

### 4.3 Barrosらの方法と提案手法の比較

Barrosらの方法においてWavelet適応フィルタ, ヒルベルト変換を変更し(提案手法), 推定した瞬時周波数について平均絶対誤差を求めた. 結果をFig.12に示す.

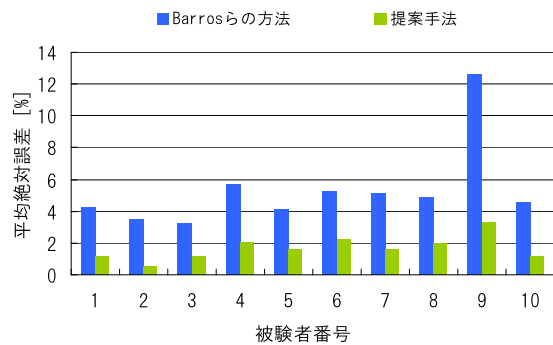


Fig. 12 Barrosらの方法と提案手法との平均絶対誤差

図から明らかなように, 全ての被験者で提案手法の平均絶対誤差が低い結果となった. つまり, 提案手法がBarrosらの方法よりも真値に近い値を推定できることがわかる. 結果だけでなく, 計算量が小さく, リアルタイム処理に向けた手法であることから, 携帯電話などで実現するようなモバイル化が容易で日常生活環境下での生体モニタリングに適した方法だといえる. しかしながら, 使用する帯域通

過フィルタの中心周波数が固定されているので, 心電図の基本周波数がそれより大きく外れると本手法が適用できなくなる恐れがある.

## 5. おわりに

Barrosらの方法よりも計算負荷, リアルタイム性においてすぐれた方法を提案した. しかしながら, 微分演算では差分近似を用いているために, サンプリング周波数をある程度高めに設定しなければならないといった問題や, 帯域通過フィルタの中心周波数が一定値なので, 基本周波数の変化に対応できなくなる可能性があるといった懸念があった. 微分演算については補間法を組み合わせることにより解決を試みていく予定である. 一方, 帯域通過フィルタについては, 各拍毎に求められる $\omega_{mean}$ を利用して, 拍毎に狭帯域信号を算出する予定である. 今後はソフトウェア上でのリアルタイム性の検証も行っていきたい.

## 参考文献

- 1) S Akselrod, D Gordon, FA Ubel, DC Shannon, AC Berger, and RJ Cohen: Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control, Science, vol.213, no.4504, pp.220-222, 1981
- 2) R. D. Berger, S. Akselrod, D. Gordon, and R. J. Cohen: An Efficient Algorithm for Spectral Analysis of Heart Rate Variability, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.BME-33, no.9, 1986
- 3) A. K. Barros, N. Ohnishi: Heart Instantaneous Frequency(HIF): An Alternative Approach to Extract Heart Rate Variability, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.48, no.8, 2001