

周波数変復調の原理に基づく異常心拍除去を含めた心拍変動推定法

河村 洋子[†] 横田 康成[†] 岸野 翔太[†] 松丸 直樹^{††} 白井 邦博^{††}[†] 岐阜大学工学部 〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1^{††} 岐阜大学医学部附属病院 〒501-1194 岐阜市柳戸 1-1E-mail: tyokokawa@gifu-u.ac.jp, tyokota@info.gifu-u.ac.jp

あらまし 自律神経活動の評価法として、心拍変動 (Heart Rate Variability;HRV) が注目され、敗血症発症の指標の一つとして利用する試みがされている。しかし、Barros らが提案した周波数変復調の原理に基づく心拍変動の推定では、異常心拍が存在すると HRV を大きく見積もり正確に推定できない問題があった。そこで、統計的手法の 3σ 反復法を用いて異常心拍を除去する手法を提案した。提案法を用いて、ICU に入院の敗血症患者に対して HRV を推定した結果、特徴的な HRV の変化が観測された。さらに、こうした HRV の変化をとらえるために必要な推定精度を得るためには、HRV の推定区間内に含まれる異常心拍の割合が 40%未満であることを示した。

キーワード 心拍変動, 異常心拍除去, 周波数変復調, HRV 時系列変化, 敗血症

Heart Rate Variability Estimation with the Elimination of Abnormal Heartbeats
Based on the Principle of Frequency Modulation and DemodulationYoko KAWAMURA[†], Yasunari YOKOTA[†], Shota KISHINO[†], Naoki MATSUMARU^{††}, and Kunihiro SHIRAI^{††}[†] Faculty of Engineering, Gifu University Yanagido 1-1, Gifu-shi, 501-1193 Japan^{††} Advanced Critical Care Center, Gifu University Hospital Yanagido 1-1, Gifu-shi, 501-1194 JapanE-mail: tyokokawa@gifu-u.ac.jp, tyokota@info.gifu-u.ac.jp

Abstract Heart rate variability (HRV) has been recognized as a measurement of activity of autonomous nervous system, and possibilities as an indicator of sepsis occurrence have also been investigated. One of challenges to calculate HRV is how abnormal heartbeats are eliminated because a method based on the principle of frequency modulation and demodulation over-estimates the value of HRV if there exists an abnormal heartbeat. We, thus, suggest to exclude those in advance applying 3σ rule repeatedly. Analyzing HRV of ICU inpatients with sepsis occurrences, a characteristic shape in a temporal change of HRV is observed. We also show that, in order to reveal such pattern of HRV, the ratio of the abnormal heartbeats must be less than 40% within estimation intervals.

Key words Heart rate variability, Elimination of abnormal heartbeat, Principle of frequency modulation and demodulation, Changes of HRV time series, Sepsis

1. はじめに

心拍変動 (Heart Rate Variability;HRV) は、心拍間隔の短時間のばらつきを表す。HRV は、体内外からの刺激を受けて自律神経活動の働きにより大きさが変化するため、自律神経活動を反映する指標と考えられている。そのため、HRV を利用し、様々な環境下での身体の状態を把握する試みがなされている。Akselrod ら [1] は、心拍変動をスペクトル解析 (周波数領域解析) し、心拍変動の周波数成分と自律神経活動の関係を示した。心拍変動の周波数成分は、0.14(Hz) から 0.4(Hz) までを高周波帯域 (High Frequency;HF), 0.04(Hz) から 0.14(Hz) までを

低周波帯域 (Low Frequency;LF), 0.003(Hz) から 0.04(Hz) までを超長周期帯域 (Very Low Frequency;VLF), 0.003(Hz) 以下の (Ultra Low Frequency;ULF) 帯域に分類される。一般に LF 成分は交感神経活動と副交感神経活動を表し、HF 成分は副交感神経活動を表すとされる。最近では、音楽を聴いた時に副交感神経が優位になる [2]、ストレスがかかった時は交感神経が優位になる [3] といったヒトが体験する様々な環境下での HRV について報告されている。

一般的に HRV を求めるため、心電図の R 波と R 波のピーク時刻の間隔 (R-R Interval, 以下, RRI) の時系列を利用する。R 波のピーク時刻を正確に求めるために、心電図のサンプリン

グ周波は数百 (Hz) 以上が必要とされている。一方、HRV において自律神経活動を反映する上限の周波数は、高々 0.4(Hz) とされている。そのため、0.4(Hz) に対し数百 (Hz) 以上とはるかに高いサンプリング周波数で心電図を記録することはコスト増を招き、HRV 計測の普及のための課題とされている。

ところで、音等の情報信号をそれよりも高い周波数の信号に変換して伝送するため、搬送波と呼ばれる正弦波の周波数を情報信号の値に応じて変化させる方式がある。こうした方式を周波数 (FM) 変調といい、ラジオ放送、無線通信などで利用されている。逆に、変調により得られた被変調波から、周波数の変化を求め、瞬時周波数と呼ばれる元の情報信号を得ることを FM 復調という。

Barros らは、元々一定の間隔を持っていた心拍間隔列が、自律神経活動の働きにより変調させられて実際の変動を持った心拍間隔列になっている、すなわち、心拍変動を FM 変調の原理で考えることを提案した [4]。そして、FM 復調のための手法を利用して、心電図から周波数の変化、すなわち自律神経活動の働きを表す HRV を推定する手法を提案した、この手法では RRI を求める必要がないため、心電図のサンプリング周波数が 5(Hz) 程度でも HRV を推定できる。

本論文では、まず Barros らの手法は、期外収縮や不整脈などの異常心拍があると HRV を過大に見積もってしまう問題があることを指摘した。通信における FM 変調では、情報信号の周波数帯域を制限してから変調を行うことから通常こうしたことは問題にならない。一方、HRV には、自律神経系の働きによる変動に加え、心機能に起因する異常心拍が混在するため、こうした問題が起こる。

そこで、本論文では、瞬時周波数のトレンド成分を除去した後、 3σ 反復法を用いることで異常心拍の影響がある時刻の範囲を特定し除去する手法を提案する。提案法を用いて、敗血症性ショックを起こした患者の HRV を推定した結果、従来の RRI を利用して推定された HRV [5] と同様に、敗血症性ショックを引き起こす数日前に HRV が一旦減少した後、上昇に転じるといった HRV の特徴的パターンが観測されることを示し、従来法と同等の HRV 推定精度を有していることを示す。また、こうした HRV の時間変化をとらえるために必要な推定精度を得るためには、HRV の推定区間内に含まれる異常心拍の割合がおおよそ 40%未満であることを示す。

2. Barros らによる HRV 推定法

2.1 FM 変復調の原理

FM 変調とは、音や画像等の情報信号を伝達するために、搬送波という周波数が一定の波の周波数を情報信号の値に応じて変化させる手法である。それにより、搬送波の疎密によって情報信号が表されることになる。ここで、情報信号により周波数が増減した搬送波を被変調波と呼ぶ。また、FM 復調とは被変調波から瞬時周波数と呼ばれる時刻毎の周波数を検出する手法である。

2.2 FM 変復調の原理を利用した HRV 推定法

Barros らは、本来一定である心電図の心周期成分が自律神

経活動により制御されて、ばらつくことが、FM 変復調の原理と同様であると考えた。そこで、心電図の心周期成分を FM 復調することで、自律神経活動に相当する瞬時周波数を推定する手法を提案した [4]。以下にその方法について述べる。時刻を t 、周波数を f とした時、心電図 $x(t)$ からそのスペクトログラム $P(t, f)$ を、

$$P(t, f) = \int x(\tau)h(\tau - t)e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (1)$$

より求める。ただし $h(\tau - t)$ は窓関数である。次に、求めた $P(t, f)$ から基本周波数 $\delta(t)$ を、

$$\delta(t) = \arg \max_{\delta(t_{-1}) - \alpha \leq f \leq \delta(t_{-1}) + \alpha} |P(t, f)| \quad (2)$$

より求める。ここで $\delta(t_{-1})$ は 1 サンプル前の時刻、 α は周波数変動の範囲である。Barros らは α を $0.3(\text{Hz}) \leq \alpha \leq 0.5(\text{Hz})$ と設定している

求めた基本周波数 $\delta(t)$ を用いて、Wavelet 関数を用いたフィルタにより、心電図 $x(t)$ から基本周波数 $\delta(t)$ 付近の成分 $x_{\text{base}}(t)$ を取り出す。これは FM ラジオのチューニングに相当する。基本周波数付近の成分 $x_{\text{base}}(t)$ のヒルベルト変換 $H[x_{\text{base}}(t)]$ は、

$$H[x_{\text{base}}(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x_{\text{base}}(t)}{t - \tau} d\tau \quad (3)$$

により求められる。ここで、 $H[x_{\text{base}}(t)]$ のフーリエ変換 $F[H[x_{\text{base}}(f)]]$ は

$$F[H[x_{\text{base}}(f)]] = F[x_{\text{base}}(f)] \times (\text{isgn}(f)) \quad (4)$$

として求められる。ただし、 $x_{\text{base}}(f)$ は心電図付近の信号 $x_{\text{base}}(t)$ のフーリエ変換であり、 $\text{sgn}(f)$ は、符号関数であり、

$$\text{sgn}(f) = \begin{cases} 1 & (f > 0) \\ 0 & (f = 0) \\ -1 & (f < 0) \end{cases} \quad (5)$$

により与えられる。つまりヒルベルト変換は、基本周波数付近の成分 $x_{\text{base}}(t)$ に対し、正の周波数領域では位相を $\pi/2$ 遅らせ、負の周波数領域では位相を $\pi/2$ 進ませることを意味する。従って、 $x_{\text{base}}(t)$ の瞬時位相 $\phi(t)$ は、

$$\phi(t) = \arctan \left(\frac{H[x_{\text{base}}(t)]}{X_{\text{base}}(t)} \right) \quad (6)$$

として求められるので、瞬時周波数 $\omega(t)$ は、瞬時位相 $\phi(t)$ の時間微分

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

として求めることができる。ある心電図から求めた RRI を図 1(a)、Barros らの手法により推定した瞬時周波数を図 1(b) に示す。ここで図 1(a)、(b) の横軸は時刻を表し、(a) に RRI を \times 印で示した。また図 1(b) で示した瞬時周波数は RRI と単位を合わせるためにその逆数としている。図 1(a) で示した RRI のばらつきを、図 1(b) で示した瞬時周波数も同様に表している。つまり、Barros らの手法で推定した瞬時周波数は RRI の近似となっている。

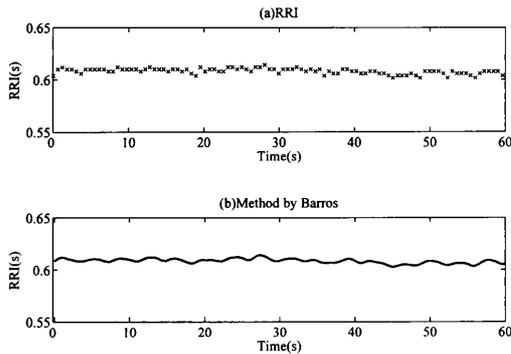


図 1 Barros らの手法により心電図から推定した瞬時周波数の一例、(a) 心電図の RRI, (b)Barros らの手法で推定した瞬時周波数
Fig.1 An example of instantaneous frequency estimated from (a)RRI and (b)method by Barros

3. 異常心拍の影響がある瞬時周波数の時刻の範囲の推定

3.1 従来法の問題点

Barros らが、瞬時周波数を推定するために用いた心電図は、正常な心拍のみであった。しかし、心電図には、期外収縮や多段脈をはじめとする不整脈の心拍が含まれることもある。そのような心拍が発生した時刻付近では、心周期が大きく変化する。そのため、Barros らの手法では、異常心拍付近での瞬時周波数 $\omega(t)$ の変化が極端に大きくなる。異常心拍を含む心電図から求めた RRI と、その心電図から Barros らの手法で推定した瞬時周波数の一例をそれぞれ図 2(a), (b) に示す。ここで、図 2(a) の矢印で示した RRI が異常心拍である。異常心拍の出現した時刻で図 2(b) の瞬時周波数が極端に大きく変化していることが分かる。このような異常心拍の影響を含んだ瞬時周波数を HRV 解析に用いた場合、HRV を大きく見積もってしまう。このような不整脈は自律神経活動の影響により誘発する場合もあるが、一般的には異常な心拍と考えられ、HRV 解析に用いるのは不適切である。

そこで、本論文では、異常心拍の影響がある時刻の範囲を特定する手法を提案する。提案手法により、例えば図 2(c) で示したように、異常心拍の影響を受けた時刻の瞬時周波数を HRV の推定に用いないとして除去すれば、異常心拍の存在により HRV を大きく見積もってしまう問題を解決できると考えられる。次の 3.2 から提案法について説明する。

3.2 推定した瞬時周波数からのトレンド成分除去

純粋な揺らぎの現象は正規分布に従っていると考えられるため、RRI も正規分布に従うと考えられる。そのため、RRI の代用とする瞬時周波数も正規分布に従う。しかし、異常心拍の存在や長周期のトレンド成分がある場合には、その影響で瞬時周波数は正規分布に従わない。そこで、推定した瞬時周波数から異常心拍とトレンド成分を正しく除去できれば、その瞬時周波数も正規分布に従っていると考えられる。

まずは、瞬時周波数 $\omega(t)$ を高域通過フィルタに通すことでトレンド成分を除去する。図 1(b) で示した、正常心拍のみの

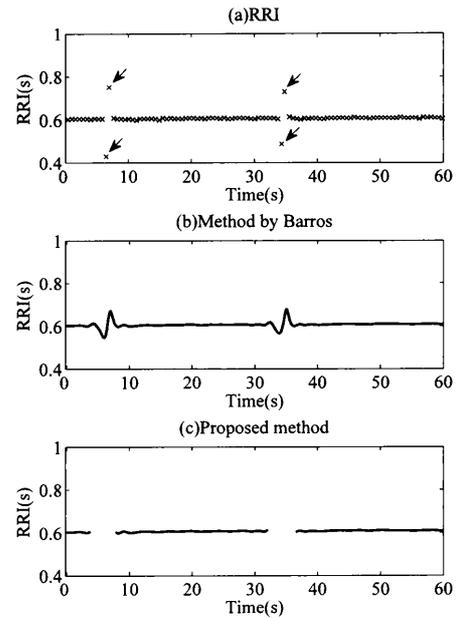


図 2 異常心拍を含んだ心電図から推定した瞬時周波数の一例、(a) 心電図の RRI, (b)Barros らの手法で推定した瞬時周波数、(c) 提案法により (b) から異常心拍の影響がある時刻の範囲内の瞬時周波数を除去した瞬時周波数
Fig.2 An example of instantaneous frequency estimated from (a)RRI, (b)method by Barros, and (c)proposed method

心電図から推定した瞬時周波数から、トレンド成分を除去した瞬時周波数を図 3(a), その確率密度分布を図 3(b) に実線で示す。比較のため、図 3(b) の確率密度分布と同じ平均と分散を持つ正規分布を同図に点線で重ねて示した。図 3(b) よりトレンド成分を除去した瞬時周波数は、重ねて示した正規分布とほぼ同様の分布をしており、正規性分布に従うことが分かる。

3.3 3σ 反復法による異常心拍の影響を受けている瞬時周波数の時刻の範囲の特定

次に、異常心拍の影響を受けている瞬時周波数の時刻の範囲を特定するために、トレンド成分を除去した瞬時周波数に対し、正規分布に従う標本から異常値を検出する手法の一つである 3σ 法を用いる。 3σ 法とは、ある標本が正規分布に従う時、標本の平均 \pm 標準偏差 $\times 3$ (定数) の範囲内の標本を正常値とし、その範囲を超えた標本を異常値として除去する方法である。ここで、 3σ 法により正常な標本のみを特定するためには、正常な標本における平均と標準偏差が必要である。

しかし、 3σ 法を用いる時点では、正常値は特定されていないため、一般的には、異常値を含めた標本の平均と標準偏差で代用される。そのため、異常値が多くなると、正常な標本のみでの平均と標準偏差からのずれが大きくなってしまふ。この場合、異常値も正常値とみなしてしまい、異常値が除去されなくなる問題がある。

そこで、本論文では 3σ 反復法を用いる。 3σ 反復法は 3σ 法で異常値をある程度除去した標本から平均と標準偏差を推定し直し、再び 3σ 法を用いるのを、平均と標準偏差が収束するまで繰り返す。こうすることで、 3σ 法よりも、正常値のみの

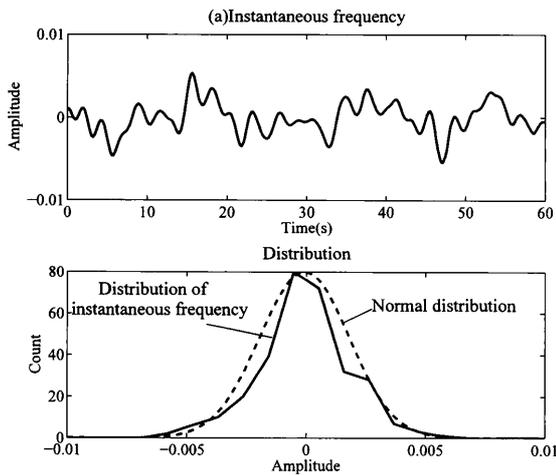


図3 トレンド成分を除去した瞬時周波数とその確率密度分布の一例、(a) 高域通過フィルタを通してトレンド成分を除去した瞬時周波数、(b) トレンド成分を除去した瞬時周波数の確率密度分布（実線）、正規分布（破線）

Fig. 3 Example of de-trended instantaneous frequency and probability density distribution, (a) De-trended instantaneous frequency, (b) Probability density distribution (solid line), Gaussian distribution (broken line)

平均と標準偏差に近づけていくことができる。つまり、 3σ 反復法を用いることで、異常値の取りこぼしを極力無くすることが可能となる。 3σ 反復法を用いて、トレンド成分を除去した瞬時周波数から異常値を推定し、その異常値を含む時刻を瞬時周波数が異常心拍の影響を受けている時刻と判断し除去する。

4. 敗血症患者への適用

4.1 対象心電図

岐阜大学医学部附属病院高次救命治療センターに入院し、同意を得られた患者 70 名を対象とし、入院時から患者に装着される生体情報モニタ（フィリップス製 MP70）から収集されるバイタルデータのうち、第 2 誘導で計測された心電図を使用した。また、これらの心電図の研究利用は、岐阜大学大学院医学系研究科医学研究等倫理委員会承認されている。心電図の計測サンプリング周波数は、250(Hz)である。それらの心電図は 500(Hz) にアップサンプリングされた後、データベース化されている。

4.2 異常心拍の影響を除去した瞬時周波数の推定手順

4.1 節で得た心電図を利用して、提案法で瞬時周波数を推定する際の手順を示す。心電図は、QRS 波の主要な周波数成分 (15(Hz)~50(Hz)) を取り出し、ヒルベルト変換により包絡線を求めることにより QRS 波強調波処理を施し、5(Hz) で再サンプリングを行う。次に、心電図からスペクトルを求め、スペクトル密度が最大になった周波数を基本周波数 (1 秒当たりの心拍数) とする。そして、心電図から帯域通過フィルタにより基本周波数付近の成分を取り出す。

Barros らの手法では、Wavelet 関数を用いたフィルタにより基本周期付近の成分を取り出しているが、村越らにより、

表 1 敗血症性ショックを発症した患者リスト

Table 1 List of patients who experience septic shock

Patient	Sex	Age	Disease
A	Male	65	Burn
B	Male	67	Bradycardia
C	Male	74	Aneurysm rupture
D	Male	23	Burn

Wavelet 関数を用いたフィルタでは通過帯域が狭いため、心周期成分も除去されることが報告されている [6]。その解決法として村越らは、通過帯域を (0.5(Hz)~1.6(Hz)) として、5 次の Butterworth 型帯域通過フィルタにより基本周波数付近の成分を取り出している。

しかし、村越らの手法でも基本周波数が通過帯域から大きく外れると心周期成分を取り出せなくなる問題がある。そこで本論文では、基本周波数を取り出す帯域を固定ではなく、ある定数 k を用いて $((1/k)\delta(t) \sim k\delta(t))$ の範囲とした。基本周波数を基準とした帯域にすることで、基本周波数が大きく外れても心周期成分が取り出すことが出来る。心電図毎に適切な k は異なるが、予備調査により、 $k=1.3$ 程度でおおむねの心電図で心周期成分を取り出せることが分かった。

その後、取り出した心周期成分から、FM 復調により推定した瞬時周波数 $\omega(t)$ に対し、3.2 節、3.3 節で説明した手法により、異常心拍の時刻の範囲を推定した。

4.3 提案法による敗血症患者の心電図からの HRV 推定

ところで、敗血症とは、感染によって引き起こされる全身性炎症反応症候群 (Systemic Inflammatory Response Syndrome; SIRS) を指す。敗血症は重症化すると敗血症性ショックを経て、重要な臓器が機能不全となり死に至る。敗血症性ショックを呈した患者の術後 30 日以内の死亡率は約 34% であり、心筋梗塞や肺塞栓症より高頻度と報告されている [7]。

我々は、RRI において、トレンド成分と異常心拍を自動的に除去し、自律神経由来の RRI を抽出する手法を提案した [5]。さらに、その手法を用いて、敗血症を発症し敗血症性ショックに至った ICU 入院患者の心電図に対して HRV を推定したところ、1~3 日かけて HRV が徐々に減少してゆき、HRV が上昇に転じたのち、敗血症性ショックを引き起こすことを報告した [5]。我々はその HRV 時系列変化を V 字特徴と呼んだ。

そこで、従来手法で V 字特徴とした HRV の時系列変化が Barros らの手法及び提案法で観測できるかを調べた。V 字特徴を観測した患者 4 名 (表 2) の心電図に対して、提案法と Barros らの手法により HRV を推定した。HRV 推定値は、従来法では、異常値とトレンドを取り除いた RRI 列から AR モデルを適用してスペクトル密度を求め、第 1 章で述べた LF, HF 成分の範囲、つまり周波数 0.04(Hz) から 0.4(Hz) を積分した値としている。提案法と Barros らの手法でも、推定した瞬時周波数から、同様にスペクトル密度を求め、同様の周波数範囲を積分し HRV 推定値とした。

患者 A の結果の一例を図 4 に示す。図 4 は、上から順に (a) 提案法、(b) Barros らの手法、(c) 我々の RRI を用いた手法に

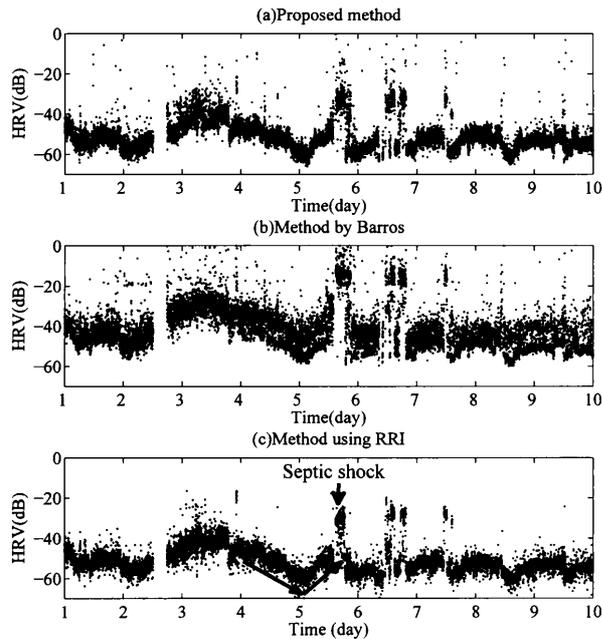


図4 敗血症性ショックを発症した患者のHRVの時系列変化(患者A), (a)提案法で推定したHRV, (b)Barrosらの手法で推定したHRV, (c)RRIを用いた手法で推定したHRV

Fig.4 HRV time series for patient A estimated by (a)proposed method, (b)method by Barros, and (c)method using RRI

よる患者のHRV推定結果である。横軸は入院時からの経過日数、縦軸は1分間隔のHRVの推定値を表す。また、我々がV字特徴としたHRVの時系列変化を、その時系列変化に沿った矢印で表した。

まず、V字特徴時のHRVの推定値の変動幅と、V字特徴としたHRVの最大値と最小値の差、つまり、V字特徴の下がり始めの値とボトム値の差(以下、変化量とする)の関係を調べた。V字特徴時のHRVの推定値の変動幅がHRVの変化量より大きいか同程度の場合、V字特徴としたHRVの変化量が、HRVの推定値の変動幅の範囲内となってしまう、HRVの時系列変化が観測しづらくなると考えられる。

患者A,B,C,Dにおいて、我々がV字特徴としたHRVの最大値と最小値の差(以下、変化量とする)の平均値を求めると約15(dB)となった。患者AにおけるV字特徴時のHRVの推定値の変動幅は、提案法では約5(dB)、従来法では約13(dB)となり、ほぼ同程度であった。患者Aでは、異常心拍が頻繁に現れる。そのため、Barrosらの手法によるHRVの推定では、異常心拍が発生した時刻でHRVを大きく見積もってしまう。そのため、時間毎のHRVの推定値のばらつきが大きいので、V字特徴時のHRVの変化量が、HRVの推定値の変動幅と同程度となってしまう、我々が観測したV字特徴が観測しづらい。それに対し、提案法では異常心拍の影響が除去できているため、時間毎のHRVの推定値のばらつきも少なく、V字特徴も容易に観測しやすくなっている。患者B,C,Dの場合も、ほぼ同様である。

5. 提案法によるHRVの推定精度評価

我々がV字特徴としたHRV変化を観測できる条件を調べるために、心電図中に含まれる異常心拍の割合とHRVの推定精度の関係を調べた。

まず、心電図を60秒間毎に分割し、その心電図中に含まれる異常心拍の割合0%, (0,20)%, [20,40)%, [40,60)%, [60,80)%, [80,100)%に応じて6グループに分類する。今回の精度評価で用いたこれら6グループの心電図の個数 $I_i, i=1, 2, \dots, 6$ を表2に示した。

ある異常心拍の割合の心電図 $j=1, 2, \dots, I_t$ に対して、 j 番目の心電図から一般的な手法でRRIを求め、その中から異常心拍によるRRIの異常値を主観的に除去する。残ったRRI、つまり正常心拍と判断したRRIのばらつき(分散)を求め、その心電図のHRVの真値 $Std_{RRI}(j)$ とする。次に、提案法により異常心拍の時刻の範囲を推定し、その時刻を除いた瞬時周波数の分散 $Std_{HIF}(j)$ を求める。そして、提案法により推定した瞬時周波数の分散 $Std_{HIF}(j)$ とHRVの真値 $Std_{RRI}(j)$ との規格化平均二乗誤差 K_t を

$$K_t = \frac{1}{I_t} \sum_{j=1}^{I_t} \frac{|Std_{HIF}(j) - Std_{RRI}(j)|^2}{|Std_{RRI}(j)|^2} \quad (8)$$

により求める。規格化平均二乗誤差 K_t はHRVの推定値の変動幅を表していると考えられる。上記の処理を、分類した異常心拍の割合毎の心電図 $I_t, t=1, 2, \dots, 6$ に対して行い、それぞれの規格化平均二乗誤差 K_t を求める。

まず、異常心拍の割合で分類されたどのグループでも 3σ 反復法の定数3が最適かを調べた。 3σ 反復法の定数3を変数 a として、 a を1.0から0.1刻みで8まで変化させた時における、変数 a と規格化平均二乗誤差 K_t の関係を図5に示す。ここで横軸は変数 a 、縦軸は規格化平均二乗誤差 K_t (dB)を表す。ここで誤除去率が90%以上となった変数 a での K_t は、HRVの信頼精度が低いと考え除外した。誤除去率については後述する。図5に異常心拍の割合毎に規格化平均二乗誤差 K_t を最小値とした変数 a に対応する直線上の点に○印を示した。図5より、異常心拍の割合により、規格化平均二乗誤差 K_t を最小にする変数 a は異なることが分かる。

次に、規格化平均二乗誤差 K_t において、それぞれの変数 a における異常心拍の除去率と誤除去率の関係を調べた。推定区間内の異常心拍において、提案法により異常心拍と判断した割合を除去率 R 、推定区間内の正常心拍において、提案法によって異常心拍と判断した割合を誤除去率 F とする。瞬時周波数の推定区間内における異常心拍の割合毎の除去率 R と誤除去率 F の関係を図6に示す。横軸は誤除去率 F 、縦軸は除去率 R を表す。ただし、異常心拍の割合が0%の場合は除去率 R が存在しないので、除去率 R と誤除去率 F の関係は示せない。○印での検出率 R と誤検出率 F を表2に示した。

次に、図5で示した、異常心拍の割合毎に提案法により推定した瞬時周波数の平均二乗誤差 K_t の最小値と、異常心拍の割合毎に従来法により推定した瞬時周波数の平均二乗誤差 K_t の

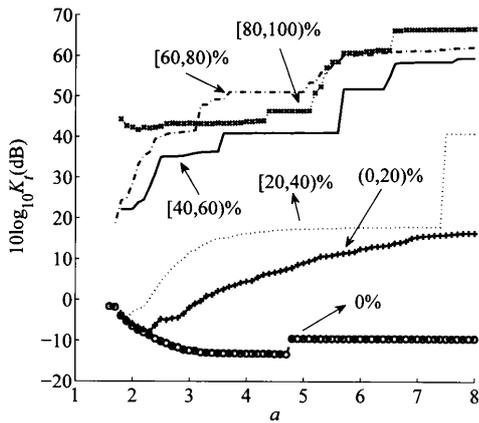


図 5 異常心拍の割合毎に求めた係数 a と規格化平均二乗誤差 K_t の関係
 Fig. 5 Relationship between coefficient a and MSE K_t

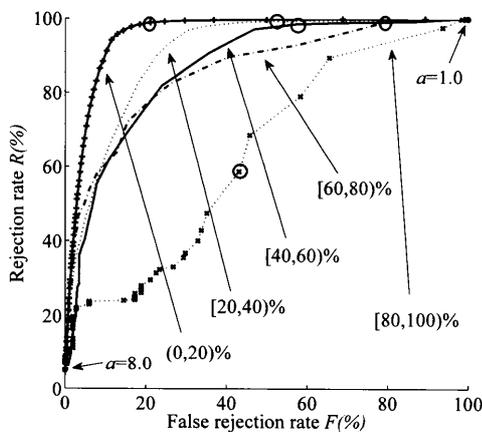


図 6 異常心拍の割合毎の除去率 R と誤除去率 F の関係
 Fig. 6 Relationship between detection ratio R and false detection ratio F

表 2 異常心拍の割合毎の提案法と Barros らの手法による規格化平均二乗誤差 K_t の比較
 Table 2 Comparison of MSE K_t by proposed method and method by Barros

異常心拍の割合	Count I_i	検出率 R	誤検出率 F	規格化平均二乗誤差 K_t (dB)	
				提案法	Barros らの手法
0%	123	-	-	-13	-9
(0,20)%	369	99.0	21.1	-8	58
[20,40)%	89	99.3	52.6	-5	43
[40,60)%	19	98.6	57.5	22	77
[60,80)%	18	99.0	78.9	19	90
[80,100)%	13	43.1	58.8	42	95

関係を表 2 にあわせて示す。表 2 より、心電図に異常心拍が含まれない場合、規格化平均二乗誤差 K_t が、V 字特徴時の HRV の変化量を観測するために必要な 15(dB) 程度より小さいため、提案法及び Barros らの手法のどちらでも V 字特徴を容易に観測できると考えられる。しかし、Barros らの手法では異常心拍を少しでも含む場合、規格化平均二乗誤差 K_t が、15(dB) を大幅に超えてしまう。そのため、従来法では異常心拍の頻度が高い心電図から、V 字特徴を観測しづらくなると考えられる。一

方、提案法では異常心拍の割合が 40%未満では K_t の最小値は 15(dB) より小さい。しかし、40%を超える場合の K_t の最小値は 15(dB) より大きい。よって、提案法により V 字特徴を容易に観測できるためには、推定区間の異常心拍の割合が 40%未満であることが条件であると考えられる。

6. むすび

本論文では、Barros らが提案した周波数変復調の原理に基づく心電図からの心拍変動 (HRV) 推定法では、異常心拍が存在すると、その付近での瞬時周波数の変化が大きくなり、HRV を大きく見積もってしまう問題が生じることを指摘した。

そこで、心電図から推定した瞬時周波数のトレンド成分を除去し、 3σ 反復法を適用することで異常心拍の影響を受けている瞬時周波数の時刻の範囲を特定し除去する手法を提案した。

提案法を用いて、敗血症性ショックを起こした患者の HRV を推定した結果、従来の RRI を利用して推定された HRV と同様に、V 字特徴が観測されることを示し、従来法と同等の HRV 推定精度を有していることを示した。また、こうした HRV の変化をとらえるために必要な推定精度を得るためには、HRV の推定区間内に含まれる異常心拍の割合がおおよそ 40%未満であることを示した。

FM 復調は、簡便なアナログ回路で実現できる。また、提案法により異常心拍を含んだ心電図からの HRV 推定精度も向上したため、安価なポータブル HRV 計測器の実用化に大きく貢献するものと考えられる。今後は、異常心拍の割合が多くなる例、例えば多段脈等が心電図に含まれた場合、その区間は正常に HRV を推定できないと自動的に判断できるように改善することが課題である。

謝辞 本研究は、文部科学省地域イノベーション戦略支援プログラム (都市エリア型) 岐阜県南部エリア (平成 21-23 年度) の支援により行われた。

文 献

- [1] S. Akselrod, D. Gordon, F.A. Ubel, D.C. Shannon, A.C. Barger, and R.J. Cohen, "Power Spectrum Analysis of Heart Rate Fluctuation: A Quantitative Probe of Beat-to-Beat Cardiovascular Control," *Science*, vol. 213, pp. 220-222, 1981.
- [2] 星芝貴行, 植村元, 北條尚志, 徳弘一路, "音楽刺激に対する心拍変動波形解析," *日本音響学会誌*, vol. 51, no. 3, pp. 163-173, 1995.
- [3] 森信彰ら, 松本佳昭, 正江鐘偉, "心拍変動による精神ストレスの短時間解析に関する研究," *日本機械学会 2009 年次大会講演論文集*, pp. 249-250, 2009.
- [4] A. K. Barros and Noboru Ohnishi, "Heart Instantaneous Frequency(HIF): An Alternative Approach to Extract Heart Rate Variability," *IBE*, vol. 48, no. 8, pp. 850-855, 2001.
- [5] 横田康成, 白井邦博, 河村洋子, 松丸直樹, "心拍変動を指標とする敗血症発症の検知," *BPES2010 第 25 回生体・生理工学シンポジウム論文集*, pp. 243-246, 2010.
- [6] 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, "低周波数サンプリングでの瞬時心拍数の推定方法," *計測自動車制御学会東北支部第 251 回研究集会*, 2009.
- [7] L. J. Moore et al., "Sepsis in General Surgery The 2005-2007 National Surgical Quality Improvement Program Perspective," *Arch. Surg.*, vol. 145, no. 7, 2010.