

## 論文

## 時間周波数解析による周期運動時心拍変動の自律神経系成分の抽出

大谷 和則<sup>†</sup> 木竜 徹<sup>†</sup> 斉藤 義明<sup>†</sup>

## Extraction of Autonomic Nervous System Related Components from Heart Rate Variability during Cycle Exercise by Time-Frequency Analysis

Kazunori OHTANI<sup>†</sup>, Tohru KIRYU<sup>†</sup>, and Yoshiaki SAITOH<sup>†</sup>

あらまし 自律神経機能評価法の一つとして、心拍変動 (Heart Rate Variability; HRV) のスペクトル解析がある。HRV のスペクトル解析では、低周波 (LF) 成分と呼ばれる約 0.04 から 0.15 Hz 帯域の成分と、高周波 (HF) 成分と呼ばれる 0.15 から 0.5 Hz 帯域に存在する呼吸の周波数に同期した成分が注目されている。これら二つの成分は自律神経活動を反映すると言われている。しかし、運動時の自律神経活動は運動により変調を受けたり、自律神経活動が不連続な変化をするということが考えられる。このような場面では、従来のスペクトル解析から自律神経活動の情報を得るには不十分である。本論文では、HRV の Wavelet 変換によって、LF 成分、HF 成分のそれぞれの振幅と周波数の時間変化を推定し、更に実験においてその有効性を確認した。

キーワード 心拍変動, Wavelet 変換, 不連続点, 自律神経活動, 運動時

## 1. まえがき

循環中枢は、呼吸中枢から直接干渉を受けて心臓に呼吸性変動を伝達したり、大動脈の圧受容体などによって感知された血圧の情報を受けたりして、心臓を制御している。つまり、呼吸周期や血圧が変化すれば、循環中枢はそれらの変化に合わせて心臓を制御し、それを反映する心拍変動も変化する。これをつかさどる神経は自律神経と呼ばれる。

自律神経機能評価法の一つとして、心拍変動 (Heart Rate Variability; HRV) のスペクトル解析がある。HRV のパワースペクトルでは、低周波 (Low Frequency; LF) 成分と呼ばれる 0.04 から 0.15 Hz 帯域 (LF 成分帯域) に存在する成分と、高周波 (High Frequency; HF) 成分と呼ばれる 0.15 から 0.5 Hz 帯域 (HF 成分帯域) に存在する成分が注目される [1], [2]。LF 成分には交感神経活動と副交感神経活動が反映され、呼吸の周波数に同期した HF 成分には副交感神経活動が反映されると考えられている [2]。

ところで、運動時においては、周囲の環境や生体内部の状態変化に応じて、呼吸周期や血圧の突然の変化

などが心拍変動に反映される可能性がある。そのため、HRV の非定常性を考慮して、時間周波数解析や時変 AR モデルを HRV の解析に応用した報告が増えてきた [3]~[6]。更に、交感・副交感神経のダイナミックな活動状態を知るには、LF 成分や HF 成分の不連続点を考慮する必要があるだろう。

パワースペクトルから得られる情報は、時系列の時間領域の平均値であり、交感・副交感神経活動のダイナミックな変化を表現するものではない。これに対して、早野は Complex Demodulation (CD) 法により、LF 成分と HF 成分それぞれの振幅と周波数の時間変化を推定した [7]。この方法は、既知の周波数帯域の成分とその帯域のピーク周波数からなる振幅角度変調モデルを HRV に当てはめて分析する方法である。しかし、CD 法は既知の周波数帯域にピークが複数存在すると、十分な推定結果が得られない。実際に HRV のパワースペクトルには、HF 成分の存在する帯域に複数のピークが存在することがある。このようなことから、周波数帯域の設定に関係なく、複数の周波数成分のダイナミックな変化を知ることができる解析法が必要となる。

ここでは、LF 成分や HF 成分の振幅や周波数の時間変化を抽出し、それらの不連続点を決定するために、時間周波数解析の一つである Wavelet 変換 (Wavelet

<sup>†</sup> 新潟大学大学院自然科学研究科, 新潟市  
Graduate School of Science and Technology, Niigata University,  
Niigata-shi, 950-2102 Japan

Transform; WT) 法を用いる。WT 法はその他の時間周波数解析と同様に、複数の周波数成分の時間変化とその周波数の時間変化を追跡することができる[8]。WT 法の特徴は、高周波領域ほど時間分解能に優れ、逆に低周波領域では周波数分解能に優れている点にある[9]。また、そのためにステップ関数のように変化する不連続点を検出できる[10]。本論文では、運動時の HRV 時系列の Wavelet 変換から、複数の周波数成分を同時に推定し、LF 成分と HF 成分などの不連続点を求める方法について述べる。更に実験においてその有効性を確認した。

## 2. HRV のモデル

自律神経活動による心拍変動を、LF 成分や HF 成分の存在する帯域など、固有の周波数帯域の成分が振幅角度変調されていると考えるモデルが提案されている[4],[7]。ここで、LF 成分や HF 成分は

$$l(t) = \alpha_l(t) \cos \theta_l(t) \quad (1)$$

$$h(t) = \alpha_h(t) \cos \theta_h(t) \quad (2)$$

となる。但し、 $\alpha_l(t)$ 、 $\alpha_h(t)$  は、それぞれ LF 成分振幅、HF 成分振幅である。また、位相の時間微分を瞬時角周波数とすると、

$$\omega_l(t) = \frac{d\theta_l(t)}{dt} \quad (3)$$

$$\omega_h(t) = \frac{d\theta_h(t)}{dt} \quad (4)$$

は、それぞれ LF 成分角周波数、HF 成分角周波数を表す。ここでは、HRV を

$$r(t) = l(t) + h(t) + \epsilon(t) \quad (5)$$

とし、 $r(t)$  から  $\alpha_l(t)$ 、 $\alpha_h(t)$  と  $\omega_l(t)$ 、 $\omega_h(t)$  を推定する。 $\epsilon(t)$  は注目しない成分である。

今、式(1)、(2)、(5)を拡張し、 $r(t)$  が複数の成分を含むとき、つまり、

$$r(t) = \sum_n \alpha_n(t) \cos \theta_n(t) + \epsilon(t) \quad (6)$$

で表されたとき、 $r(t)$  から周波数成分  $\alpha_n(t)$  と位相  $\theta_n(t)$  の時間微分である瞬時角周波数  $\omega_n(t)$  を推定したい。但し、 $\epsilon(t)$  は残差で十分小さいとする。 $\omega_n(t)$  は正であり、常に  $\omega_{n-1}(t)$  は  $\omega_n(t)$  より大きいとする。連続的に変化しているときの HRV のスペクトルを見ると、各周波数成分は十分狭帯域に局在している

ので、 $\alpha_n(t)$  は、振動項  $\cos \theta_n(t)$  に比べて十分緩やかに変化すると仮定する。また、不連続に変化することも考慮して、 $\alpha_n(t)$  は常に零以上の実数であると仮定する。

## 3. 理 論

式(6)において、 $\alpha_n(t)$  と  $\omega_n(t)$  を推定する方法の一つとして、WT 法を用いる。ここでは、はじめに Wavelet 変換について述べ、 $\alpha_n(t)$  がステップ関数のように変化すると仮定して、 $\alpha_n(t) \cos \theta_n(t)$  の不連続点を検出する方法、および、周波数成分  $\alpha_n(t)$  やその瞬時角周波数  $\omega_n(t)$  の推定法について述べる。

### 3.1 Wavelet 変換

Wavelet 変換は、時間領域においても周波数領域においても局在した関数を核関数に用い、それを時間軸方向に拡大縮小した関数との畳込みによって定義される[10]。 $h(t)$  の Wavelet 変換は、核関数  $\psi(t)$  を用いて、

$$W_h(s, t) = \frac{1}{s} \int h(\tau) \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) d\tau \quad (7)$$

となる。 $s$  はスケールパラメータで正である。

ここでは、 $\psi(t)$  として、ガボール関数

$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left[-\frac{t^2}{2\sigma^2} + i\omega_0 t\right] \quad (8)$$

を用いる。 $\psi(t)$  のフーリエ変換は

$$\Psi(\omega) = \exp\left[-\frac{\sigma^2}{2}(\omega - \omega_0)^2\right] \quad (9)$$

である。 $\sigma$  は  $\psi(t)$  の時間的広がり、 $\omega_0$  は  $\Psi(\omega)$  のピーク角周波数を表し、正である。また、ここで、 $\psi(t)$ 、 $\Psi(\omega)$  は無限に広がっているが、 $|t|$ 、 $|\omega - \omega_0|$  が十分大きいとき、 $\psi(t)$ 、 $\Psi(\omega)$  は十分小さい。従って、

$$\psi(t) \in [-T, T] \quad (10)$$

$$\Psi(\omega) \in [\omega_0 - \Omega, \omega_0 + \Omega] \quad (11)$$

の領域に局在しているとみなす。 $\Omega$  は正で、 $\omega_0 - \Omega$  は正で十分大きいとする。

### 3.2 不連続点の検出

ステップ関数

$$u(t) = \begin{cases} 1 & (t \geq t_0) \\ 0 & (t < t_0) \end{cases} \quad (12)$$

の WT を考える。  $t = t_0$  における WT の絶対値は

$$\begin{aligned} |W_u(s, t)| &= \left| \frac{1}{s} \int u(\tau) \psi\left(\frac{t_0 - \tau}{s}\right) d\tau \right| \\ &= \left| \int_0^\infty \psi(-\eta) d\eta \right| \\ &= C \end{aligned} \quad (13)$$

となり、不連続点で  $s$  に関係なく一定になる。但し、 $\eta = (\tau - t_0)/s$  とした。

次に不連続点をもつ正弦波

$$u_p(t) = \begin{cases} \exp[i\omega_p t] & (t \geq t_0) \\ 0 & (t < t_0) \end{cases} \quad (14)$$

の  $t = t_0$  における WT の絶対値は、

$$\begin{aligned} |W_{u_p}(s, t)| &= \left| \frac{1}{s} \int u_p(\tau) \psi\left(\frac{t_0 - \tau}{s}\right) d\tau \right| \\ &= \left| \int_0^\infty \psi(-\eta) \exp[i\omega_p \eta] d\eta \right| \end{aligned} \quad (15)$$

である。ここで、

$$\begin{aligned} \lim_{s \rightarrow 0} |W_{u_p}(s, t_0)| &= \lim_{s \rightarrow 0} \left| \int_0^\infty \psi(-\eta) \right. \\ &\quad \left. \times \exp[i\omega_p \eta] d\eta \right| \\ &= \left| \int_0^\infty \psi(-\eta) d\eta \right| = C \end{aligned} \quad (16)$$

となり、 $s \rightarrow 0$  では  $|W_{u_p}(s, t_0)|$  は一定値に収束する。

また、 $s$  がある程度小さく、 $\sigma$  が小さすぎなければ、 $|W_{u_p}(s, t)|$  は、

$$|W_{u_p}(s, t - t_0)| = |W_{u_p}(s, -t - t_0)| \quad (17)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} |W_{u_p}(s, t)| \geq 0 \quad (t \in [-\infty, t_0]) \quad (18)$$

$$\lim_{t \rightarrow \pm\infty} |W_{u_p}(s, t)| = 0 \quad (19)$$

$$\max_t \{|W_{u_p}(s, t)|\} = |W_{u_p}(s, t_0)| \quad (20)$$

となる。つまり、Wavelet 変換は  $s$  が小さいほど時間分解能が高いので、式 (20) から、十分小さい  $s$  において  $t$  方向で  $|W_{u_p}(s, t)|$  が最大となる時刻がある。更に、式 (13), (16) より、その最大点において、 $s$  が小さくなる方向 (以後、小スケール領域) に一定値となれば、式 (14) のように変化する不連続点と考えられる。

### 3.3 周波数成分の追跡

式 (6) より、 $r(t)$  は

$$\begin{aligned} r(t) &= \sum_n \frac{\alpha_n(t)}{2} \exp[i\theta_n(t)] \\ &\quad + \sum_n \frac{\alpha_n(t)}{2} \exp[-i\theta_n(t)] + \epsilon(t) \end{aligned} \quad (21)$$

となる。式 (21) の第 1 項を

$$g(t) = \sum_n g_n(t) \quad (22)$$

但し、

$$g_n(t) = \frac{\alpha_n(t)}{2} \exp[i\theta_n(t)] \quad (23)$$

とすると、式 (6) の  $\epsilon(t)$  が十分小さく、また、Wavelet 変換は正の周波数成分の情報を抽出することより、 $r(t)$  の Wavelet 変換は

$$W_r(s, t) \approx W_g(s, t) \quad (24)$$

なので、第 1 項について考えればよい。

ここで、 $g_n(t)$  の WT は

$$\begin{aligned} W_{g_n}(s, t) &= \frac{1}{2\sqrt{2\pi\sigma s}} \int \alpha_n(\tau) \exp[i\theta_n(\tau)] \\ &\quad \times \exp\left[-\frac{(t-\tau)^2}{2\sigma^2 s^2} + i\frac{\omega_0}{s}(t-\tau)\right] d\tau \\ &= \frac{\exp[i\theta_n(t)]}{2\sqrt{2\pi\sigma s}} \int \alpha_n(\tau) \\ &\quad \times \exp\left[-\frac{(t-\tau)^2}{2\sigma^2 s^2} + i\frac{\omega_0}{s}(t-\tau)\right] \\ &\quad \times \exp\left[-i\left(\int_\tau^t \omega_n(\zeta) d\zeta\right)\right] d\tau \end{aligned} \quad (25)$$

である。

今、 $W_{g_n}(s, t)$  が  $s$  に応じてどのように変化するかを見るために、ある一定の  $\Xi$  に対して、 $|\xi(t)| \leq \Xi$ 、 $\xi(0) = 0$ 、 $a(t)$  が  $\alpha_n(t)$  と同じ条件を満たす関数

$$a(t) \exp\left[i\int_0^t \xi(\zeta) d\zeta\right] \quad (26)$$

とガウス関数を畳み込んだ関数

$$\begin{aligned} x(t) &= \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int a(\tau) \exp\left[i\int_0^\tau \xi(\zeta) d\zeta\right] \\ &\quad \times \exp\left[-\frac{(t-\tau)^2}{2}\right] d\tau \end{aligned} \quad (27)$$

について考える。ガウス関数と  $a(t)\exp[i\Xi t]$  を畳み込んだ関数  $z(t)$  は

$$\begin{aligned} z(t) &= \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int a(\tau) \exp[i\Xi\tau] \\ &\quad \times \exp\left[-\frac{(t-\tau)^2}{2}\right] d\tau \\ &= \frac{\exp\left[-\frac{\Xi^2}{2} - i\Xi t\right]}{\sqrt{2\pi}} \\ &\quad \times \int a(\tau) \exp\left[-\frac{(t-\tau)^2}{2}\right] d\tau \end{aligned} \quad (28)$$

であるので

$$y(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int a(\tau) \exp\left[-\frac{(t-\tau)^2}{2}\right] d\tau \quad (29)$$

とすると、 $z(t) = \exp[-\Xi^2/2 - i\Xi t]y(t)$  だから、

$$|z(t)| \leq |x(t)| \leq y(t) \quad (30)$$

となる。

式(25)において、

$$\Omega_{max}^n = \max_{\tau} \{\omega_n(\tau)\} \quad (31)$$

$$\Omega_{min}^n = \min_{\tau} \{\omega_n(\tau)\} \quad (32)$$

とおく。ここで  $\tau$  は

$$t - \tau \leq sT \quad (33)$$

である。  $s$  が

$$\frac{\omega_0}{s} = \frac{\Omega_{max}^n + \Omega_{min}^n}{2} \quad (34)$$

を満たすとき、

$$\left| \frac{1}{t-\tau} \int_{\tau}^t \omega_n(\zeta) d\zeta - \frac{\omega_0}{s} \right| \leq \frac{\Omega_{max}^n - \Omega_{min}^n}{2} \quad (35)$$

となる。なお、

$$\lim_{t \rightarrow \tau} \frac{1}{t-\tau} \int_{\tau}^t \omega_n(\zeta) d\zeta = \omega_n(t) \quad (36)$$

である。

$\alpha_n(t)$  への作用素  $L$  を

$$\begin{aligned} L[\alpha_n](s, t) &= \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma s} \int \alpha_n(\tau) \\ &\quad \times \exp\left[-\frac{(t-\tau)^2}{2\sigma^2 s^2}\right] d\tau \end{aligned} \quad (37)$$

とすると、 $L[\alpha_n](s, t)$  は、 $\alpha_n(t)$  をローパスフィルタに通したものであるが、 $\alpha_n(t)$  が緩やかに変化するという条件から  $L[\alpha_n](s, t)$  は  $\alpha_n(t)$  に近似される。従って、式(25)の  $W_{g_n}(s, t)$  は、 $s$  が式(34)を満たすとき、式(23)、(30)より、

$$\begin{aligned} &\exp\left[-\frac{\sigma^2 s^2}{2} \left(\frac{\Omega_{max}^n - \Omega_{min}^n}{2}\right)^2\right] L[\alpha_n](s, t) \\ &\leq 2|W_{g_n}(s, t)| \leq L[\alpha_n](s, t) \end{aligned} \quad (38)$$

となり、 $s$  に対して  $|W_{g_n}(s, t)|$  は極大となる。

また、 $\Omega_{max}^n$  と  $\Omega_{min}^n$  が十分近ければ、 $\omega_n(t)$  は、式(35)より、

$$\omega_n(t) \approx \frac{\omega_0}{s} \quad (39)$$

と近似され、式(38)から

$$|W_{g_n}(s, t)| \approx \frac{1}{2} L[\alpha_n](s, t) \quad (40)$$

となる。このとき、

$$\begin{aligned} W_{g_n}(s, t) + W_{g_n}^*(s, t) &\approx L[\alpha_n](s, t) \cos\theta_n(t) \\ &\approx \alpha_n(t) \cos\theta_n(t) \end{aligned} \quad (41)$$

となる(式(6)参照)。\* は複素共役を表す。

つまり、 $|W_{g_n}(s, t)|$  の  $s$  方向の極大値を求めることにより、 $\alpha_n(t)/2$  と  $\omega_n(t)$  を推定することができる。

次に、 $g(t)$  から  $\{\alpha_n(t)\}$  を抽出することを考える。今、 $(\Omega_{max}^n + \Omega_{min}^n)/2$  と  $(\Omega_{max}^{n-1} + \Omega_{min}^{n-1})/2$  が、ある  $s_n$  に対して、

$$|W_{g_n}(s_n, t) + W_{g_{n-1}}(s_n, t)| \approx |W_{g_n}(s_n, t)| \quad (42)$$

となるほど差があるとする。また、差がなくても式(42)を満たすように式(8)の  $\sigma$  を選べば、

$$\begin{aligned} |W_g(s, t)| &= \left| \sum_n W_{g_n}(s, t) \right| \\ &\approx \sum_n |W_{g_n}(s, t)| \end{aligned} \quad (43)$$

となる。更に、ある  $s_n$  に対しては、

$$\begin{aligned} |W_g(s_n, t)| &= \left| \sum_n W_{g_n}(s_n, t) \right| \\ &\approx |W_{g_n}(s_n, t)| \end{aligned} \quad (44)$$

となる。従って、 $g_n(t)$  の場合と同様に、 $|W_g(s, t)|$  から  $s$  を変化させ、 $|W_g(s, t)|$  の  $s$  方向の極大値を求めることにより、複数の周波数成分  $\{\alpha_n(t)/2\}$  と瞬時角周波数  $\{\omega_n(t)\}$  を推定することができる。

### 3.4 WTのHRVへの適用

通常、HRVには約2 Hz以上の高周波数成分が現れないので、そのWTの絶対値 $|W_r(s,t)|$ は $s$ が小さいとき零とみなせる。また、ディラックのデルタ関数のWTの絶対値は発生時刻においてスケールに反比例するが、そのような変化をする信号はHRVには重畳されていない。従って、HRVのWTが小スケール領域で値をもつのは、式(14)のように変化する不連続点の影響と考えられる。仮に、デルタ関数のような変化がHRVに混在していても、デルタ関数と式(14)のWTの絶対値はスケール方向の変化が違うので、小スケール領域でデルタ関数のような変化と式(14)のような変化を区別することができる。また、不連続点は複数存在するであろう。この不連続点を求めるには、 $s$ が小さいとき、式(17)~(20)より、 $|W_r(s,t)|$ が不連続点近傍で極大となる特徴を利用する。具体的には、Wavelet変換は $s$ が小さいほど時間分解能が高いので、式(16)、(20)から、十分小さい $s$ で $|W_r(s,t)|$ が $t$ 方向に極大となり、その極大点において、小スケール領域で $|W_r(s,t)|$ が一定値になるかどうかを調べる。HRVのLF成分 $l(t)$ やHF成分 $h(t)$ が不連続になるとき、 $l(t)$ や $h(t)$ は不連続点近傍で式(14)のような変化をすると仮定することによって、LF成分やHF成分の発生時刻、消失時刻を検出できる。

HRVの $\omega_l(t)$ や $\omega_h(t)$ は、式(42)を満たすと仮定する。これまでの結果を見ると、 $\omega_l(t)$ や $\omega_h(t)$ を推定するのに適切な $s$ の核関数の定義域( $[t-sT, t+sT]$ )において、 $\omega_l(t)$ や $\omega_h(t)$ の最大値と最小値の差は十分小さい。よって、式(38)は式(40)のように近似でき、HRVのWTの絶対値 $|W_r(s,t)|$ の $s$ 方向の極大値を求め、それを $t$ 方向に追跡することにより、LF成分振幅 $\alpha_l(t)$ 、HF成分振幅 $\alpha_h(t)$ 、およびLF成分角周波数 $\omega_l(t)$ 、HF成分角周波数 $\omega_h(t)$ を推定できる。また、HRVにはLF成分やHF成分以外にもさまざまな成分が存在していると言われていたので[11]、同様の方法により複数の周波数成分 $\{\alpha_r(t)\}$ や瞬時角周波数 $\{\omega_r(t)\}$ を推定することが可能である。

## 4. 実験

解析したHRV時系列は、心身ともに健康な成人男子5名に対し、14分間の踏台昇降運動を行った際の心拍R-R間隔時系列(図1)である。踏台昇降運動は、運動の周期を10/7sでメトロノームのリズムに合わせて行った[12]。呼吸は被験者の自由にしてもらった。

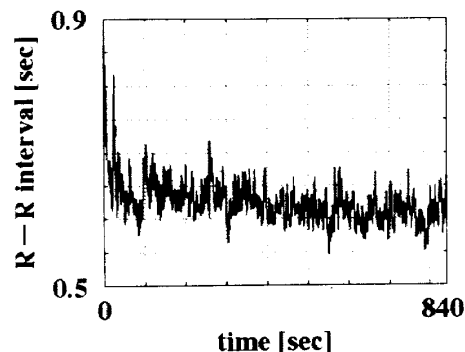


図1 心拍R-R間隔時系列  
Fig.1 Time series of R-R intervals.

心拍R-R間隔は、5 kHzで計測した心電図からR波を求め、R波の発生時刻と次のR波の発生時刻との差をその時刻のR-R間隔とした。心拍R-R間隔時系列は、心拍R-R間隔を等間隔時系列にするため、3次スプライン補間[13]して、4200ポイント、サンプリング周波数5 Hzの時系列とした。WT法における核関数は、式(8)のパラメータを、 $\omega_0 = 2\pi f_0$ として $f_0 = 1.25$  Hzとした。 $\sigma$ は

$$\sigma = \frac{\pi}{\omega_0} \left( \frac{2}{\log 2} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (45)$$

で与え、WTにおける $s$ は

$$s = s_0^m \quad (m = 0.1 \dots M) \quad (46)$$

で与えた[9]。但し、

$$s_0 = \exp \left[ \frac{\log \omega_{max} - \log \omega_{min}}{M - 1} \right] \quad (47)$$

である。 $\omega_{max}$ 、 $\omega_{min}$ はそれぞれ解析したい最大角周波数、最小角周波数で、 $\omega_{max}$ を $\omega_0$ とした。 $M$ はスケール方向のポイント数である。 $\omega_{min}$ は $\omega_{min} = 2\pi f_{min}$ として $f_{min} = 0.01$  Hzで与えた。 $m = 0$ のとき $s$ は1.25 Hzに、 $m = 263$ のとき $s$ は0.15 Hzに、 $m = 599$ のとき $s$ は0.01 Hzに相当する。

次に、図2のWTの絶対値 $|W_r(s,t)|$ の $s$ 方向の極大点を求め(図3)、LF成分周波数に相当するスケールの時間変化 $s_l(t)$ からLF成分周波数 $f_l(t)$ を $f_0/s_l(t)$ として推定した。HF成分周波数についても同様にHF成分周波数 $f_h(t)$ を $f_0/s_h(t)$ として推定した。図3には複数の成分が見えており、それらの成分を抽出することは可能である。抽出した成分は太線の成分で、太線の上の方が $s_h(t)$ 、下の方が $s_l(t)$ である。細線は抽出しなかった成分である。 $s_l(t)$ や $s_h(t)$ には

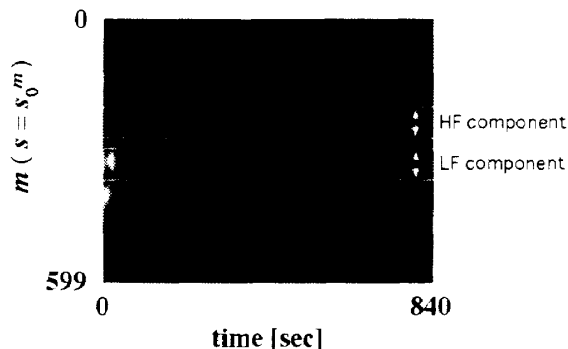


図2 心拍 R-R 間隔時系列の WT  
Fig.2 WT of R-R intervals. ( $f_0 = 1.25$ ,  $f_{min} = 0.01$ ,  $M = 600$ )

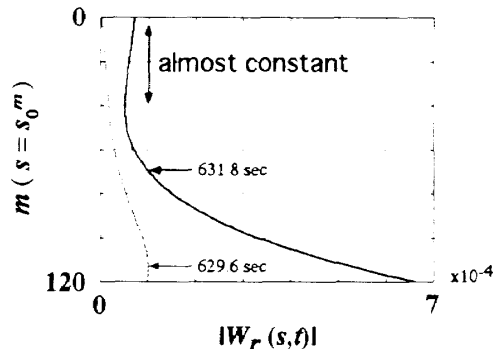


図5 時刻 631.8s 前後の WT  
Fig.5 WT of R-R intervals at 631.8s.

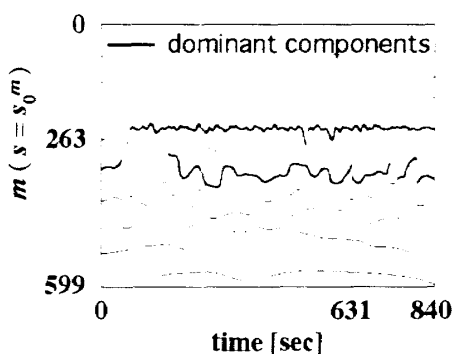


図3 WT のスケール方向の極大点  
Fig.3 Local maxima of WT for scale.

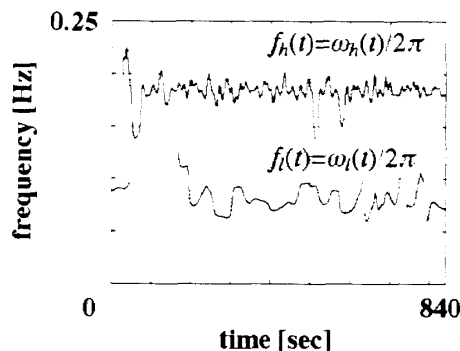


図6 LF 成分周波数と HF 成分周波数  
Fig.6 Frequency of LF and HF components.

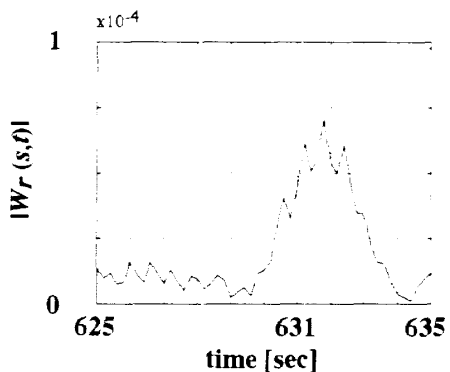


図4 最小スケールにおける WT  
Fig.4 WT at the smallest scale.

いくつかの不連続点候補が認められた。そこで、候補点の前後で、 $|W_r(s, t)|$  の最小スケール ( $f_0 = 2.5$  Hz,  $s = 1$  に設定して  $|W_r(s, t)|$  を計算したもの) が極大であり、かつ、小スケール領域において  $|W_r(s, t)|$  が一定である時刻を不連続点とした。理論的にはこれで十分である。しかし、不連続点の生理学的根拠は不明であるので、確認のため、このようにして求めた時刻の前後で HRV 時系列を再び見ながら最終的に不連

続点を決定した。例えば、図 3 において、時刻 631s 付近で不連続点の候補が存在しそうである。そこで、最小スケールの  $|W_r(s, t)|$  (図 4) から 631s 付近で極大点であり、小スケール領域で  $|W_r(s, t)|$  が一定になっている時刻を探した (図 5)。ここで、631.8s 前後の極大点は、LF 成分や HF 成分以外の不連続点の影響とみなせたので、不連続点を 631.8s とした。なお、LF 成分振幅  $a_l(t)$ 、HF 成分振幅  $a_h(t)$  は、式 (40) より、図 2 の時間-スケール平面上で、それぞれ点  $(t, s_l(t))$ 、 $(t, s_h(t))$  上の  $|W_r(s, t)|$  を 2 倍して求めた。

## 5. 結果と考察

### 5.1 HRV の不連続点

図 6 を見ると、600s 後の LF 成分周波数の変化が急しゅんだった (図 6)。図 7, 図 8 を比較すると、600s 後は、HF 成分振幅が極小点から上昇するときに LF 成分振幅の不連続点が存在する傾向にあった。これは、筋疲労を原因とする筋代謝受容器からの反射により循環中枢の制御が変化したものと思われる [15]。また、Yamamoto らは運動強度が増大する場面で HRV の分

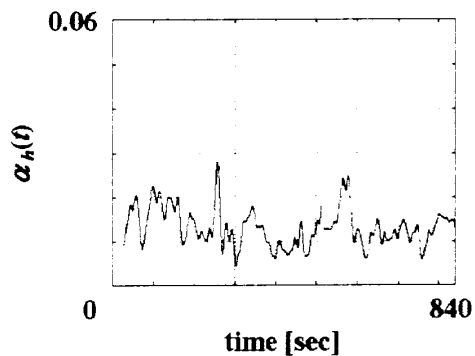


図7 HF成分振幅  
Fig.7 Amplitude of the HF component.

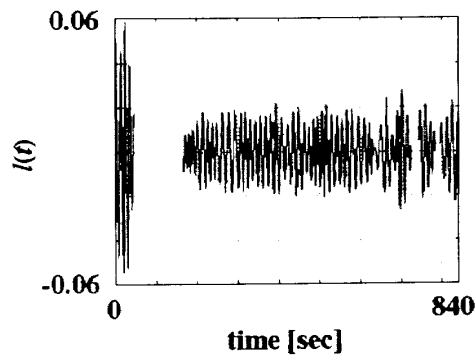


図10 LF成分  
Fig.10 LF component.

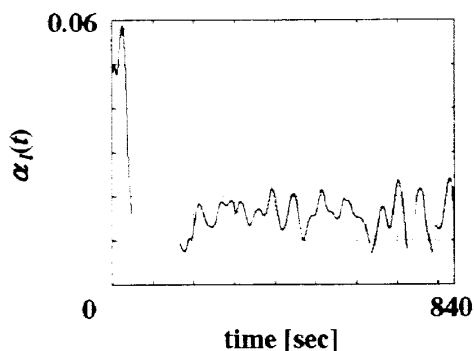


図8 LF成分振幅  
Fig.8 Amplitude of the LF component.

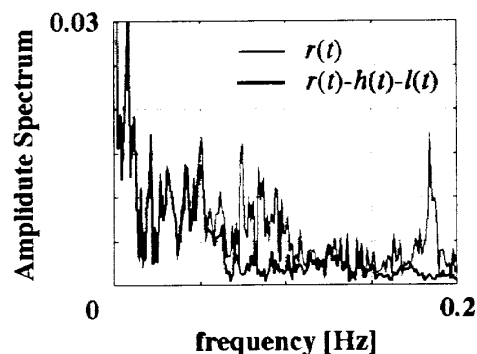


図11 心拍 R-R 間隔の振幅スペクトル  
Fig.11 Amplitude Spectrum of the R-R interval.

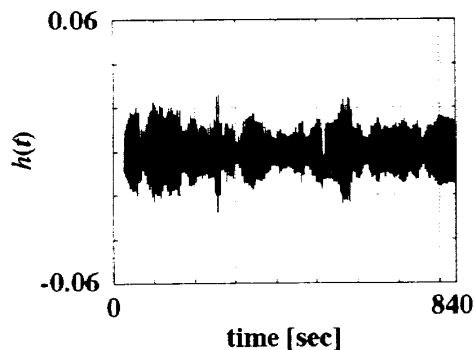


図9 HF成分  
Fig.9 HF component.

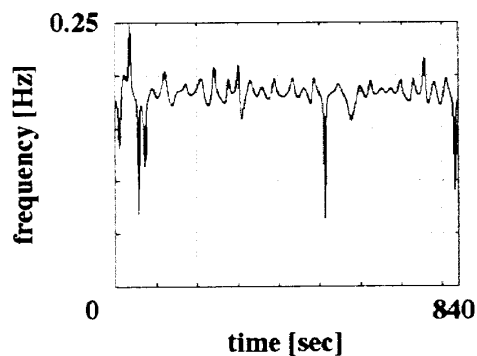


図12 CD法によるHF成分周波数  
Fig.12 Frequency of HF component by CD method.

散が低下した結果、交感神経活動に関連した周期的成分が非周期的成分にマスクされてしまった可能性を示唆している [3]。以上の点の不連続性の要因と考えられるが、詳細は今後の研究に待たれる。

### 5.2 HRV の成分

図 9, 図 10 は、それぞれ HRV 時系列の成分波形である  $h(t)$ ,  $l(t)$  を式 (41) を用いて再構成したものである。図 11 は、HRV 時系列と HRV 時系列から  $h(t)$  と  $l(t)$  を引いた振幅スペクトルの比較である。これらを比較すると、LF 成分帯域、HF 成分帯域の成分が、

HRV 時系列から  $h(t)$  と  $l(t)$  を引いたものでは減少していることから、 $\alpha_l(t)$ ,  $\alpha_h(t)$ ,  $f_l(t)$ ,  $f_h(t)$  は正しく推定されていると考えている。

図 12 は CD 法により求めた HF 成分周波数である。抽出した成分の中心周波数は 0.18 Hz で帯域幅を 0.06 Hz とした。図 12 を見ると、周波数が LF 成分の帯域まで変化しているところが見られる。これは、不連続点を考慮しなかったために発生したものである。また、CD 法には図 3 に見られた複数の成分の取扱い

が不可能である。なお、従来法との比較は [7], [16] を参照のこと。

## 6. むすび

Wavelet 変換法の特徴を生かし、Wavelet 変換の絶対値が、ある十分小さいスケールにおいて極大であり、かつ、小スケール領域で一定になる時刻を探すことにより HRV の不連続点を探索し、LF 成分と HF 成分のそれぞれの振幅と周波数の時間変化を抽出した。本方法は、複数の成分の取扱いが可能であり、運動時の心拍変動の解析に有効であると思われる。

## 文 献

- [1] B.M. Sayers. "Analysis of heart rate variability." *Ergonomics*, vol.16, no.1, pp.17-32, 1973.
- [2] 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.13, pp.220-222, 1981.
- [3] Y. Yamamoto and R.L. Hughson. "Coarse graining spectral analysis: New method for studying heart rate variability." *J. Appl. Physiol.*, vol.71, pp.1143-1150, 1991.
- [4] S. Pola, A. Macerata, M. Emidin, and C. Marchesi. "Estimation of the power spectral density in nonstationary cardiovascular time series: Assessing the role of the time-frequency representations (TFR)." *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.43, no.1, pp.46-59, 1995.
- [5] L.T. Mainardi, A.M. Bianchi, G. Baselli, and S. Cerutti. "Pole-tracking algorithms for the extraction of time variant heart rate variability spectral parameters." *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.42, no.3, pp.250-259, 1995.
- [6] L. Keselbrenner and S. Akselrod. "Selective discrete fourier transform algorithm for time-frequency analysis: Method and application on simulated and cardiovascular signals." *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol.43, no.8, pp.789-802, 1996.
- [7] 早野順一郎, "ホルター心電図処理による自律神経活動の分析とその臨床応用," *ME 誌*, vol.7, no.2, pp.38-47, 1993.
- [8] N. Delprat, B. Escudé, P. Guillemain, R. Kronland-Martinet, P. Tchamitchian, and B. Torresani. "Asymptotic wavelet and gabor analysis: Extraction of instantaneous frequencies." *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol.38, no.2, pp.644-664, 1992.
- [9] 佐藤雅昭, "ウェーブレット理論の数学的基礎," *音響誌*, vol.47, no.6, pp.405-423, 1991.
- [10] S. Mallat and S. Zhong. "Characterization of signals from multiscale edges." *IEEE Trans. Patt. Anal. Machine Intel.*, vol.14, no.7, pp.710-731, 1992.
- [11] 市丸雄平, 小笠原正彦, 片山宗一, "自律神経障害患者における心拍のリズムとゆらぎ," *ME 誌*, vol.8, no.10, pp.36-48, 1994.
- [12] 石栗治郎, 木竜 徹, 牛山幸彦, 高田守彦, 齊藤義明, "運

動時における下肢筋活動と心拍 R-R 間隔との相関について," *信学技報*, MBE95-22, 1995.

- [13] 吉田 久, 八名和夫, "ランダム呼吸による心拍の呼吸性変動解析," *ME 誌*, vol.33, no.2, pp.1-7, 1995.
- [14] 山内俊明, 木村裕一, 中村好男, 内山明彦, "適応相関フィルタを用いた呼吸性心拍数変動の抽出," *ME 誌*, vol.31, no.1, pp.18-24, 1993.
- [15] K. Matsukawa, P.T. Wall, L.B. Wilson, and J.H. Mitchell. "Reflex responses of renal nerve activity during isometric muscle contraction in cats." *Am. J. Physiol.*, vol.259, H1380-H1388, 1990.
- [16] 大谷和則, 木竜 徹, 齊藤義明, "時間周波数解析による心拍変動の自律神経活動成分の追跡," *統計数理研究所共同研究レポート 91*, pp.69-78, 1996.

(平成 9 年 3 月 17 日受付, 7 月 23 日再受付)

## 大谷 和則



平 7 新潟大・工・情報卒, 平 9 同大学院自然科学研究科博士前期課程了, 時間周波数解析による心拍変動の研究に従事。

## 木竜 徹 (正員)



昭 50 新潟大・工・電子卒, 昭 52 同大学院修士課程了, 同年同大歯学部・助手, 下顎運動測定装置, 咀嚼筋電図自動診断の研究に従事, 昭 54 同大・工・情報助手, 昭 61 同助教授, 平 7 同大学院教授, 現在に至る。工博, 非常生体信号処理を目的とし, 時変性パラメータ推定等の研究に従事。最近では, 動的筋活動や筋疲労の解析を進めている。日本 ME 学会, IEEE, バイオメカニズム学会各会員。

## 齊藤 義明 (正員)



昭 38 新潟大・工・電気卒, 昭 40 北海道大学大学院修士課程了, 同年より新潟大学に勤務, 昭 46 同助教授, 現在同教授, 現在に至る。工博, この間, 半導体電子回路, 情報処理, ME 機器について研究。最近では生体の各種臓器の高感度計測, 安全刺激およびハイパーミアに興味をもっている。医師, 歯科医師および獣医との円滑な意思の伝達を目指している。日本 ME 学会評議員, 日本ハイパーミア学会評議員, 情報処理学会, 日本人工臓器学会, IEEE 各会員。