

## ● 一般演題

## 平均加算化心電図 (SAECG)

## — ウェーブレット解析と情報理論の立場から —

与野市医師会 石川康宏・渋谷純一・森泰二郎  
生駒賢治・北村勉・阪信

## 要 旨

致命的な不整脈である心室性頻拍 (VT) を含む、3種類の心疾患のSAECG (Signal-averaged ECG: 平均加算化心電図) について、正常のSAECGを対照として、ウェーブレット・パケット解析と情報理論の立場から検討した。

連続ウェーブレット解析で、異常SAECGのQRS波後半にみられた100Hzから250Hzに及ぶ異常と、QRS波の起始部の50Hz附近の異常について、 $\omega_{4,0}$  (18Hz),  $\omega_{4,3}$  (97Hz),  $\omega_{4,7}$  (230Hz),  $\omega_{4,8}$  (270Hz) のクリスタルの、GM (Gauss-Markov エントロピー) およびTD (理論次元) のコスト関数を、3種類の心疾患と正常のSAECGで比較した。

3種類の心疾患SAECGのGMコスト関数の変化は、正常と異なる挙動を示し、極大に達するまでの時間は、PowerやTDのコスト関数が平行に達してから、さらに50msecほど遅れた。これは、QRS波の後半部から、再分極過程にまで及ぶ異常が存在することを示唆している。また、心筋梗塞では、QRS波の早期にTDコスト関数が異常を示し、deep Qと深い関連があると考えられる。

## はじめに

従来のFourier変換をはじめとする周波数解析 (スペクトル解析) では、一過性の変動や微小な不連続を解析することは不可能であった。これに代わる方法として登場したウェーブレット解析は、時間と周波数を同時に二次元で分析

することで、これらを正確に検出することを可能とした。

ウェーブレット変換とFourier変換の定義式から、医学の領域でいまだに行われているFourier変換は、理論上すべてウェーブレット変換に変更される運命にあることを読み取ることができる。

また、ウェーブレット・パケット解析は、連続ウェーブレット解析や離散ウェーブレット解析では分析困難な全帯域の周波数についての検討が可能である<sup>1)</sup>。

Shannonにはじまる情報理論は、統計学と確率理論を融合し、コンピュータの発展とあいまって新たな学問の分野を創設しつつある。今回は、SAECGに対し、ウェーブレット解析と情報理論の立場から検討を試みた。

## 1 方 法

サンプルは、正常者のSAECG (NormX)、心筋梗塞後にVTをきたす患者のSAECG (OmiX) と、VTをおこさない患者のSAECG (OmiNX)、および催不整脈性右室不形成の患者のSAECG (ARVD) のx軸方向のデータである。

連続ウェーブレット解析では、Morlet-Power<sup>2)</sup>、Gabor8、Gabor4を使用した。また、ウェーブレット・パケット解析は、Wickerhauser<sup>3)</sup>の方法に改良を加え、滑らかなDaubechies20を用い、分解レベル4にて、GM、TD、Power (パワー) をコストとする汎コスト

ト関数を用いて、16個のクリスタルのコストを比較した。

NormXと比較して、Powerや理論次元の乖離の大きな $\omega_{4,2}$ ,  $\omega_{4,3}$ ,  $\omega_{4,7}$ ,  $\omega_{4,8}$ について、GMの汎コスト関数を比較した。ウェーブレットの定義式、情報エントロピー、情報エントロピー・コスト関数、GaussMarkov過程のエントロピー、理論次元、Morlet waveletを以下に示す。

連続ウェーブレット解析の定義

$$(W_{\psi}f)(b,a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int f(t) \overline{\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} dt \quad (1)$$

情報エントロピー

$$\mathcal{H}(u) = \sum_k p(k) \log \frac{1}{p(k)} \quad (2)$$

情報エントロピー・コスト関数

$$l(u) = \sum_k |u(k)|^2 \log \frac{1}{|u(k)|^2} \quad (3)$$

GaussMarkov過程のエントロピー

$$\mathcal{M}(u) = \sum_{k=1}^N \log |u(k)|^2 \quad (4)$$

理論次元

$$d = \exp \sum_n p(n) \log \frac{1}{p(n)} \quad (5)$$

Morlet wavelet

$$g_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} e^{i\omega_0 \frac{(t-b)}{a}} e^{-\frac{(t-b)^2}{2a^2}}$$

ここで、 $\omega_0 = 5.3$ ,  $a = 40 \times 2^{-m}$ ,  $1.75 \leq m \leq 3.25$ , step by 0.25.

## 2 結 果

1) p波やQRS波は、不均一な周波数の波動の集合体であり、SAECGのRトリガー、pトリガー法の仮説は成立しない。

2) 連続ウェーブレット解析で、心筋梗塞では、Q波の始点から75msecから100msecで、図1, 2に示すように、100Hzから250Hzにかけ、一部は300Hzに及ぶピークを認める。

3) GMコスト関数の $\omega_{4,3}$  (97Hz),  $\omega_{4,7}$  (230Hz),  $\omega_{4,8}$  (270Hz)の変化から、心筋梗塞、ARVDでは再分極にまで及ぶ異常が存在す

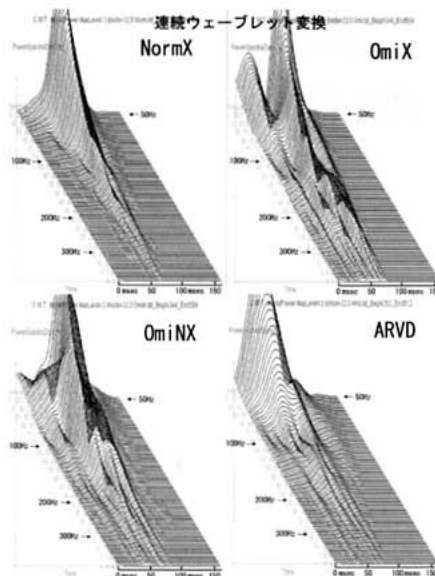


図1 MorletPowerによる連続ウェーブレット解析による四つのSAECGのQRS波の3次元表示

る可能性がある。図3は $\omega_{4,7}$ の解析である。

4) GMコスト関数のピーク・アウトは、TDやPowerのコスト関数のピーク・アウトよりさらに30msecから40msec遅れる。

5)  $\omega_{4,2}$  (70Hz),  $\omega_{4,0}$  (18Hz)のTDコスト関数の挙動からは、QRS波の早期に低周波領域でdeep Qに相当する異常な部分を認める。

## 3 考 察

微小な変化を加算平均により捉えるためのSAECGは、p波、QRS波が常に均一な信号で構成され、また、無相関なノイズを積算平均で除去することができるの仮定から成立している。これらの仮定にはいずれにも問題がある。ウェーブレット解析では、Fourier変換と異なり、一過性の変動や微小な不連続を解析することができる。したがって、サンプリング周波数さえあげれば、late potentialなどの微小な変化を容易に解析することが可能である。

Morletのマザー・ウェーブレットは、80Hzから200Hz付近では優れた分離能を発揮する

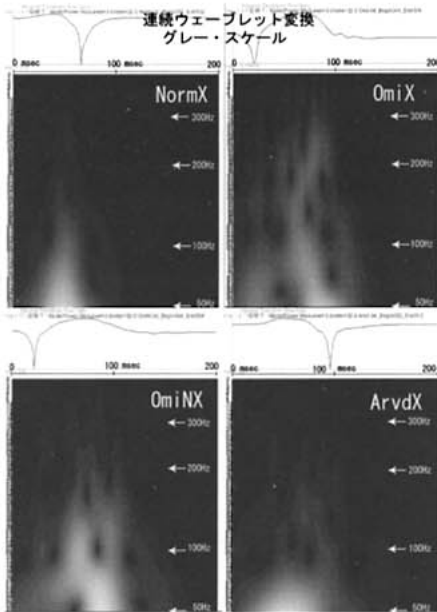


図2 MorletPowerによる連続ウェーブレット解析による四つのSAECGのQRS波のグレー・スケール

が、他の周波数帯域については分解能が著しく低下する。ウェーブレット解析（多重解像度解析）においても、ある限定された周波数の範囲で分解能を発揮するので、全周波数領域に関して分析することは不可能である。ウェーブレット・パケット解析では、全周波数にわたっての分析を可能とする。

さらにウェーブレット・パケット解析では、クリスタルごとに情報理論の分野で広く使用される情報エントロピーなどをコストとする情報

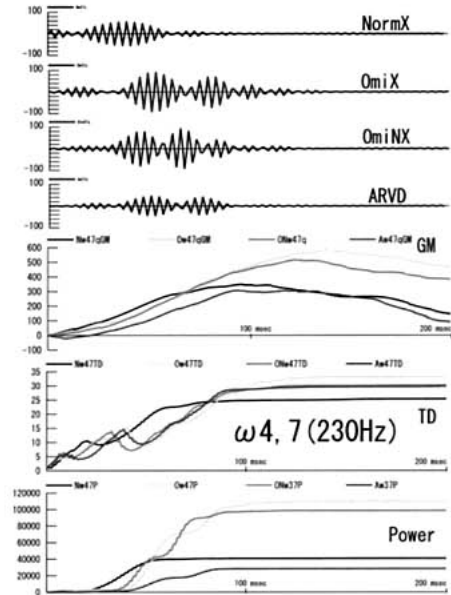


図3  $\omega_{4,7}$ の四つのSAECGのクリスタルと $\omega_{4,7}$ の情報コスト関数

コスト関数により、さらに詳細な解析が可能になる。具体的な応用例は <http://www.uinet.or.jp/~ishiyasu/> で供覧することができる。

## 文 献

- 1) 石川康宏：臨床医学のためのウェーブレット解析，医学出版，2000.
- 2) Morlet D, et al. Wavelet analysis of high-resolution signal-averaged ECGs in postinfarction patients. J Electrocardiol 1993 ; 26 (4) : 311-20.
- 3) Mladen Victor Wickerhauser. Adapted Wavelet Analysis from Theory to Software. AK Peters, Ltd. ; 1994. p273-98.