ウェーブレット変換による加算平均心電図の解析

太田隆之* 岩 亨* 芳賀 勝* 加藤 勲*
上杉道伯* 水谷 登* 水谷浩也* 小林 正*

ウェーブレット変換 (wavelet transform : WT) は近年周波数解析の一手法として注目されている方法であり、フーリエ変換より時間分解能が高く、局所振動の位置情報の解析に適している。著者らは加算平均心電図 (signal averaged ECG : SAECG) の解析に同手法を用い、本解析法による時間一周波数解析の有用性について検討した。モデル波形を使用した検討では QRS complex の中に埋没した局所振動を時間情報も含め明瞭に検出することが可能であった。健常者 150 名と ARVD 患者 17 名との比較検討では、WT 波形下部の面積、WT 波形の局所ピークの数、QRS の on-set から WT 波形の最後のピークまでの時間の 3 つのパラメータにおいて差が認められた。WT は SAECG 信号に含まれる微小信号の検出に有用であると思われる。

(心電図 16 : No. 3, 278~288, 1996)

加算平均心電図 (signal averaged ECG : SAECG) における心室遅延電位 (late potential : LP) は心室頻拍 (VT) の素因となる心筋内の slow conduction area の興奮を反映しているとされ、Time domain 法 (TDM) による解析の有用性はほぼ確立されている。近年 TDM では不可能だった QRS 内部の解析も試みられている。今回著者らは SAECG の解析に時間一周波数解析法の一つである

ウェーブレット変換 (wavelet transform : WT) を用い、まずモデル波形を使用し QRS の内部の局所振動の検出の可能性について検討した。さらに健常者と VT が誘発可能な不整脈原性右室異形成 (ARVD) 患者の SAECG の WT 波形を比較し、本解析法の有用性について検討した。

I. 対 象

健常者 150 名 (男 90 名, 女 60 名, 年齢 28 ± 17 歳), ARVD 患者 17 名 (男 15 名, 女 2 名, 年齢 39 ± 17 歳)。

Key Words ●加算平均心電図
●ウェーブレット変換

*愛知医科大学第 3 内科
(〒 480-11 愛知県愛知郡長久手町大字岩作字雁又 21)

Wavelet analysis of signal-averaged ECG

Takayuki Ota, Toru Iwa, Masaru Haga, Isao Kato, Michitaka Uesugi, Noboru Mizutani, Koya Mizutani, Tadashi Kobayashi

1995 年 8 月 24 日 原稿受領 / 1996 年 3 月 22 日 掲載承認

II. 方 法

1. 波形収録

SAECG の収録には ART 1200 EPX (Arhythmia Research Technology, U.S.A) を用い、収録条件は加算回数 200 回以上、ノイズレベル $0.4 \mu\text{V}$ 以下とした。サンプリング周波数は 1 kHz である。

2. ウェーブレット変換

基本的に Morlet らの方法に準じ、IBM-PC コンピューター上で Borland C++4.0 J (Borland international, INC, U.S.A.) を用いてプログラムを開発し、同機器で解析を行った。ウェーブレット変換 $S(a, b)$ は原信号 $S(t)$ とアナライジングウェーブレット (AW) と呼ばれる複素共役関数 $g(t)$ で記述される。

$$Sg(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} g_{a,b}(t) s(t) dt$$

$$g_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} g\left(\frac{t-b}{a}\right)$$

a : scale parameter

b : shift parameter

AW は一般に用いられている J. Morlet のウェーブレットを使用した。

$$g(t) = e^{i\omega_0 t} e^{-\frac{t^2}{2}}$$

ω_0 は 5.3 とし、scale parameter : a は

$a = 40 \times 2^{-m}$ で m の範囲は 1.75~3.50 まで 0.25 きざみで 8 個の scale を設定した。この AW の実数部分の波形 (図 1 A) と FFT でスペクトル解析した波形 (図 1 B) を示す。それぞれの AW の中心周波数は 200 Hz から約 60 Hz となり a を 0.25 きざみとしているので 4 つ先の AW は中心周波数が 1 オクターブ下がることになる (中心周波数: AW 1=200 Hz, AW 5=100 Hz)。図 1 B のごとく AW は中心周波数が高くなるほど周波数分解能が低下し、その反

図 1

使用したアナライジングウェーブレットの A : 実数部分。B : FFT 変換で求めた周波数成分。

図2 モデル波形とそのウェーブレット変換波形

A: QRS complex にみたてた Hanning window. B: 局所振動としての 100 Hz 20 msec のサイン波形.
C: A と B の合成波形.

面, 時間分解能が向上する. また低周波数域ではその逆となる.

モデル波形に WT を行った結果を図 2 に示す. QRS complex にみたてた信号 A に局所振動として 100 Hz の振幅の小さい 20 ms 幅の正弦波 B を加算しモデル波形 C を作成した. 図 2 中央および右にそれぞれの源信号の WT 波形を示す. 図 2 右は $m = 1.5 \sim 3.5$ まで 25 分割し WT を行い 3D 表示したものである. A では QRS の on-set と off-set の不連続点を一つの周波数成分として認識している. C では A の中に埋没した局所振動 B をはっきりと位置情報も含め認識することが可能であった. 図 3 A には比較のため, 同モデル波形の spectro temporal mapping を示した. 100 Hz にピークを有する周波

数成分を検出しているが, その時間分解能は WT の方がすぐれている. また, 図 3 C は同波形の WT を階調表示したものであり, $m = 1.5 \sim 3.5$ までを 100 分割し WT を行い図 3 C 上段はゲインを, 図 3 C 下段は位相の特性を表している. 白が小さく, 黒が大きな値に対応している. 両方とも原波形の不連続点を明瞭に検出しているので今後検討されるべき表示法と考える.

3. SAECG の解析

SAECG の解析にあたっては以下のごとく行った. 図 4 A は VT が誘発される陳旧性心筋梗塞患者の SAECG である. まず X, Y, Z それぞれの誘導に対し 1 ~ 8 の AW を用い WT を行い WTX, WTY, WTZ を求め, さらにそのベクトルマグニチュード

図3 今回解析したパラメーターの検出アルゴリズム

A: OMI-VT 患者の SAECG. B: AW 1~8 をもちいて WT を行った波形. C: 局所ピークの検出.
 ドット: 検出された局所ピーク. 波線: 多周波数帯にまたがって一致したピークとして検出された部分 (集合ピーク).

WTM を

$$WTM = \sqrt{WTX^2 + WTY^2 + WTZ^2}$$

で作成し, その4波形について検討した (図4B). 今回検討したパラメータの設定について解説する (図4C). (1) 前述した8個のWT波形について局所のピークを検出する. 検出アルゴリズムはa) 前後2ms (2 point) を比較し最大であるポイントをすべて局所ピークとして検出する. b) それぞれのWT波形の最大ピークの2%以上の局所ピークを抽出する. (2) 次に, 少なくともとなりあった3周波数帯のWT波形のピークで前後3ms以内に含まれるpeakは1つの一致した局所ピーク (以下集合ピーク) としてまとめ波線で表示する. (実線はART 1200 EPXが求めたSAECGのQRSのon-setとoff-setである.) (3) 局所ピークおよび集合ピーク (波線) の数

(parameter 1). (4) QRSのon-setから最後の局所ピークおよび最後の集合ピークまでの時間 (parameter 2). (5) それぞれのAWの下部の面積 (QRSのon-set-30ms~off-set+50ms) (parameter 3). 以上のパラメーターについて比較検討した.

4. 統計処理

統計処理にはMacintosh (Apple computer, Inc, U.S.A.) 上でStat Vlew ver. 4. 1J (Abacus Concepts, inc, U.S.A.) を用いて行い, 有意差検定には同パッケージに含まれるMann-WhitneyのU検定を使用した.

III. 結 果

典型的な2例を図5に示す. (健常者: 図5a, ARVD: 図5b). ARVD症例では健常者に比し, (1)

図 4

A : モデル波形の spectro temporal mapping. B : 複素数のゲインと位相. C : WT の階調表示 (上段 : ゲイン, 下段 : 位相)

図 5 健常者と ARVD 患者の WT 波形

A : 健常者, B : ARVD 患者. 上段 : SAECG, 下段左 : 3D 表示, 下段右 : 8 段階表示.

特に高周波数領域で細かい小さなピークが多数認められる。(2) WT 波形下部の面積が小さい。(3) QRS よりはみだしたピークが認められる。そのため QRS の on-set から最後のピークまでの時間が長い傾向

にあった。次に解析した群間において、各々のパラメーターの差の検討を行った。

1. WT 波形下部の面積の差の検討

WVM ではどの解析周波数帯においても WT 波

図6 健常者と ARVD 患者における WT 波形 (WVM) 下部の面積の差の検討

A : アナライジングウェーブレット (AW) を 1 ~ 8 まで変化させた場合の WT 波形下部の面積。B : AW 5 を用いた際の XYZ 誘導別の面積。C : AW 1 を用いた際の XYZ の誘導別の面積。

形下部の面積は, ARVD 群は健常群に比して小であり, AW 4~AW 6 の周波数帯 (中心周波数 100 Hz 付近) においてより差が大であった (図 6 A). XYZ

誘導別では (図 6 B, C) X, Y に比し Z 誘導で ARVD と健常人の差が大きく, また WVM をとることにより, さらにはっきりと二群を分割することが可能で

number of peaks

図7 健常者と ARVD 患者における WT 波形 (WVM) の局所ピークの数差の検討
A : アナライジングウェーブレット (AW) を 1~8 まで変化させた場合の局所ピークの数と集合ピークの数。B : AW 1 を用いた際の XYZ 誘導別の局所ピークの数。C : XYZ 誘導別の集合ピークの数。1~8 : 使用したアナライジングウェーブレット。M : 集合ピーク

あると思われた。他の周波数帯でも同様であった。

2. 局所ピークおよび集合ピークの数、の差の検討

WVM では局所ピークの数、集合ピークの数とも

ARVD 群は健常群に比し大であり、AW 1（中心周波数 200 Hz）において最も健常群との差が大であり、解析周波数を下げるにしたがって、両群の差は

last peak

図8 健常者とARVD患者におけるWT波形(WVM)のQRSのon-setから最後の局所ピークまでの時間の差の検討

A: アナライジングウェーブレット(AW)を1~8まで変化させた場合の最後の局所ピークまでの時間と最後の集合ピークまでの時間, B: AW1を用いた際のXYZ誘導別の最後の局所ピークまでの時間, C: XYZ誘導別の一致した最後の局所ピークまでの時間, 1~8: 使用したアナライジングウェーブレット, M: 集合ピーク

小となった(図7A)。XYZ誘導別ではXYZ単独よりWVMの方が健常人との差がはっきり出る傾向があった(図7B)。集合ピークの数においても同様の傾向であった。(図7C)。

3. QRSのon-setから最後の局所ピークおよび最後の集合ピークまでの時間の差の検討

WVMではQRSのon-setから最後の局所ピークまでの時間はARVD群は健常群に比し大であり、解析周波数が高いほどその差は大きくなる傾向があった。最後の集合ピークにおいても差が認められた(図8A)。XYZ誘導別ではX、Yに比しZ、WVMで両群間の差が大きく認められた(図8B)。最後の集合ピークまでの時間についても同様の傾向が認められた。

IV. 考 案

LPは心筋梗塞の周辺部にみられるscarと正常組織が混在する領域で心筋の電氣的興奮が複雑な伝導遅延回路を形成することにより発生すると考えられ、Simson等のTDM¹⁾ではQRSの終末部よりST部分にはみだすfragmented activityとして観察されていた。TDMではQRS complexよりはみだした電位を検出している為、脚ブロックのある症例には適応できず、QRSの内部に混在している部分の電位も解析できないという欠点がある。またSimson法について梗塞部位別の検討を行った報告^{2),3)}では、洞調律時に比較的遅れて興奮する下壁梗塞において、前壁梗塞に比しLPの検出率が高かったとしている。すなわちSimson法では伝導遅延部位のタイミングや間隔がQRSのどこにあるかにより影響を受け⁴⁾、場合によってはfragmented activityがQRSの中にうもれて評価が困難な場合があると考えられる。またKinoshitaらによればSimson法でARVD患者の約7割にLPが検出されるが^{5),6)}、TDMでLP陰性の症例に対してもQRS内部の解析を行うことで隠れたfragmented activityを検出できる可能性がある。近年QRSの内部を観察する手段としてFFT解析に代表される^{7),8)} frequency

domain法(FDM)が注目されている。しかしFFT解析は原波形にwindowを設定し波形を切り出すことが必要であり、このwindowの位置、形状を変化させると得られる波形が大きく変化し、それゆえ同解析法は再現性に問題があるとされた。この問題点を解決すべくwindowを少しずつずらしながらFFTを行い3次元グラフとして表示するspectrotemporal mappingがHaberl等により発表されたが⁹⁾、再現性、accuracyとも従来よりのTDMを超えるには至っていない。またFFT変換するとそのwindow内における周波数成分のpowerが得られるが、時間に関する情報は失われてしまう為どの周波数成分がどの位置に存在するかは認識できない。それゆえ時間一周波数解析を行う為には、微少区間毎にwindowをかけて解析する方法が用いられてきた。これにはKelen等により発表されたspectral turbulence analysis(STA)などがある¹⁰⁾。しかしSTAも著者らの検討では再現性に問題があると考えられた¹¹⁾。これらFDMが持つ問題に対し、近年SAECGの解析にウェーブレット変換(wavelet transform: WT)を使用する方法がMorlet等により発表された¹²⁾。WTはFFTと同様FDMの一手法で^{13)~17)}、信号をアナライジングウェーブレット(analyzing wavelet: AW)と呼ばれる関数で処理し、時間と周波数の2次元で表示する。原信号にWTを行うとAWの周波数成分の付近を解析したことになり、時間情報のある程度保持しながら周波数解析を行うことができる。周波数分解能、時間分解能ともにTDMと従来のFFTとの中間に位置する解析法といえる。特に高周波数領域での時間分解能が高く、QRS complexの中に隠れたfragmented activityなどの局所振動の位置情報の解析に適していると考えられる。今回行った健常群とARVD群との比較検討では、それぞれのパラメータにおいて健常群とARVD群の間に明らかな差が認められた。健常群とARVDとの差が大であるパラメータは、(1)WT波形下部の面積→解析周波数: 100 Hz付近(AW 5)で特にZ、WVM波形。(2)局所ピークの数

→解析周波数：200 Hz（AW 1）で特に WVM 波形。(3) QRS の on-set から最後の局所ピークまでの時間→解析周波数：200 Hz（AW 1）で特に Z、WVM 波形であり、基本的に X、Y、Z 単独より WVM の方が良好な結果が得られた。また、Morlet はいくつかの解析周波数帯にまたがって一致した局所ピーク（集合ピーク）のみについて検討しているが、今回著者らが行った検討では局所ピークの数、QRS の on-set から最後のピークまでの時間とも解析周波数 200 Hz（AW 1）単独で十分である印象をうけた。

今回使用したそれぞれのパラメータの意義について考察するに、最後部ピークは TDM での LP に対応していると考えられる。Morlet らは集合ピークを検討しているが、これはおそらくノイズの影響をさけるためだと思われる。しかし著者らの印象としては平均ノイズレベル 0.4 μ V 以下で解析すれば、1 つの周波数帯のみでもノイズの影響はほとんど問題にならないと思われた。ピークの数には信号の中に含まれる fragmented activity を反映していると考えられる。WT 波形下部の面積については、一般に心筋障害が進行すると SAECG 波形に含まれる高周波成分は減少することが最近相次いで報告されており^{18),19)}、本報告もこれを裏付けた。今回は対象が少ないので特にクライテリアを設定していないが、今後各パラメータの多変量解析などの検討も必要と考えられる。また今回は AW に J. Morlet のウェーブレットを使用した但別の AW についても検討する必要があると思われた。また ARVD 以外の疾患や脚ブロック症例についても今後の検討課題であると思われた。

V. 本研究の限界

TDM 法ではノイズを減らして微少電位を検出するために心電図の十分な加算が必要であったが、ウェーブレット変換では原理上多くの加算は必要ない。加算に伴うデメリットとしてジッターによる高周波成分の減衰などが知られており、今回波形収録

に使用した ART1200EPX でも 200 Hz 付近はすでに減衰している。本研究では他の解析法との比較も考えて新たな機器を用いず、過去に多くの報告がある ART 1200 EPX で TDM 用に収録した信号を解析に用いた。加算が与える影響に関して今後十分な検討が必要と考えられる。

謝 辞

本研究にあたり健常者及び ARVD 患者のデータを提供いただきました、順天堂大学循環器内科中里祐二先生及びパリ Jean ROSTAND 病院 Guy Fontaine 先生に深謝いたします。

〔文 献〕

- 1) Simson MB : Use of signals in the terminal QRS complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction. *Circulation* 64 (2) : 235, 1981
- 2) 小沢友紀雄, 谷川 直, 矢久保修嗣・他 : 心室遅延電位の心筋梗塞部位別による検討. *Jpn Electrocardiol* 6 : 386, 1986
- 3) 川端美緒, 日鼻 靖, 岡崎 修・他 : 加算平均心電図に対する梗塞部位の影響. *Jpn J Electrocardiol* 9 : 105, 1989
- 4) Simson MB, Untereker WJ, Spielman SR, Horowitz LN, Marcus NH, Falcone RA, Harken AH, Josephson ME : Relation between late potentials on the body surface and directly record fragmented electrograms in patients with ventricular tachycardia. *Am J Cardiol* 51 : 105, 1983
- 5) Blomstrom CL, Hirsh I, Olsson B, Edvardsson N : Quantitative analysis of the signal-averaged QRS in patients with arrhythmogenic right ventricular dysplasia. *Eur Heart J* 1988 ; 9 : 301-312.
- 6) Wichter T, Hindricks G, Lerch H, Bartenstein P, Borggrefe M, Sscchober O, Breithardt G : Regional myocardial sympathetic dysinnervation in arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy. *Circulation* 1994 ; 89 : 667
- 7) Cain ME, Ambos HD, Witkowski FX, Sobel BE : Fast-Fourier transform analysis of signal-averaged electrocardiograms for identification of patients prone to sustained ventricular tachycardia. *Circulation*

- tion 69 (4) : 711, 1984
- 8) 中里祐二, 岩 亨, Fontaine G : 非虚血性心室頻拍の予知における周波数解析法の有用性. 心電図 13 : 208, 1993
 - 9) Haberl R, Jilge G, Pulter R : Spectral mapping of the electrocardiogram with Fourier transform for identification of patients with sustained ventricular tachycardia and coronary artery disease. Eur Heart J. 10 (4) : 316, 1989
 - 10) Kelen GJ, Henkin R, Starr AM, Caref EB, Bloomfield D, El-Sherif N : Spectral-turbulence analysis of the signal-averaged electrocardiogram. and its predictive accuracy for inducible sustained monomorphic ventricular tachycardia. Am J Cardiol 67 : 965, 1991
 - 11) 太田隆之, 岩 亨, 市原成記・他 : 加算平均心電図を用いたスクリーニングの問題点 : 解析法別の検討. 心臓 26 : SUPPL. 6 : 3, 1994
 - 12) Morlet D, Peyrin F, Desseigne P, Touboul P, Rubel P : Wavelet analysis of high-resolution signal-averaged ECGs in postinfarction patients. J Electrocardiol 26 (4) : 311, 1993
 - 13) Grossmann A, J. Morlet : Mathematics+physics (L. Streit ed). World Scientific. 1 : 135, 1985
 - 14) Farge M, Hunt JC, Vassillicos JC : Wavelets, Fractals, and Fourier transforms. Oxford. 1990
 - 15) Kaiser G : A friendly guide to wavelets. Birkhauser. 1994
 - 16) Walter GG : Wavelets and other orthogonal systems with applications. CRC Press. 1994
 - 17) Chui CK (松井 明, 新井 勉訳) : ウェーブレット入門. 東京電機大学出版局. 東京 1993
 - 18) 南家俊彦 : Substraction 法を用いた QRS 区間内の微小高周波成分検出とそれによる心室内伝導障害例の検討. 心電図 13(3) : 301, 1993
 - 19) 加藤千雄, 菱田仁, 嶋地 健, 可児 篤, 野場万司, 松山裕宇, 安井 直, 近松 均, 渡辺佳彦, 水野 康 : 加算平均心電図の空間的均一性. 心臓 24 (SUPPL. 4) : 102, 1992