

論文

多重解像度ピーク解析による ECG データ圧縮

中静 真[†] 菊池 久和^{††} 申 宰浩^{†††} 牧野 秀夫[†]
石井 郁夫[†]

ECG Compression by Multiscale Peak Analysis

Makoto NAKASHIZUKA[†], Hisakazu KIKUCHI^{††}, Jaeho SHIN^{†††}, Hideo MAKINO[†],
and Ikuo ISHII[†]

あらまし 本論文では、ウェーブレット極大値表現による心電図圧縮法を提案している。対称な平滑化関数の 2 次導関数を基本ウェーブレット関数に用いたウェーブレット極大値表現では、波形の変曲点でウェーブレット極大値が発生することから、波形のピークの性質を記述することができる。これを特に多重解像度ピーク解析と定義している。多重解像度ピーク解析では、心電図波形の P 波から T 波の五つの波形の開始点、ピーク点、終了点でウェーブレット極大値が発生する。また、凸射影復元法を適用することで、高精度の原信号復元を行うことが可能であり、多重解像度ピーク解析は、区分点の検出と心電図のデータ圧縮を同時に行うことができる。本論文で提案した圧縮方式を MIT-BIH 心電図データベースに適用した結果、正常な心電図データに対して、PRD 8%程度の精度で 1/12 の圧縮率、また異常心電図に対しては平均して PRD 9%程度の精度で 1/10 から 1/14 程度の圧縮率を実現している。

キーワード ウェーブレット変換, 多重解像度解析, 区分点検出, 心電図圧縮

1. まえがき

現在、医療において心電図波形は重要な役割を果たしており、その波形情報の蓄積、伝送、解析は大きな課題となっている。心臓疾患の診断のために、心電図波形は 24 時間を超える長時間にわたって記録される。記録された心電図データのサンプル数は膨大なものとなるために、医師がすべてのデータを観察することは困難である。また、データを記録するために大きな容量の記録媒体が必要となる。そのために、心電図の特徴点抽出による自動解析 [1]~[3] と心電図波形圧縮 [3]~[5] の研究が広く行われてきた。

心電図波形の自動解析のために、PQRST 波の区分点の認識、すなわち各波形の発生・終了時刻の測定法

が提案されている [1]~[3]。これは、波形の 2 次微分の極大値、若しくは 1 次微分波形の零交差を用いて心電図波形の変曲点を検出し、各波形の発生時刻を測定するものである。

また、少ない記憶容量で長時間の心電図を記録するために数多くの圧縮符号化法が提案されている。これらの方法は大きく分類して、時間領域で心電図波形に対する不等間隔の標本化を行って圧縮するもの [5] (SAPA [4], TP, CORTES, AZTEC) と、フーリエ変換, KL 展開 [3], [5], 直交ウェーブレット変換 [6], [12] 等の直交変換を利用する変換符号化法に区別することができる。

さて、従来まで心電図波形処理では、圧縮と解析の問題は区別して取り扱われ、互いに独立した問題とされてきた。例えば直交変換による圧縮方法では、時間波形に対して時間シフト不変な表現とはなっていないために、圧縮後のデータから PQRST 波の区分点を検出することはできない。また、心電図波形に対して不等間隔の標本化を行う方法においても、TP 法を除いて心電図波形の特徴点である波形のピークおよび区分点を必ず標本化するとは限らない。そのために、診断

[†] 新潟大学工学部情報工学科, 新潟市

Department of Information Engineering, Faculty of Engineering,
Niigata University, Niigata-shi, 950-21 Japan

^{††} 新潟大学工学部電気電子工学科, 新潟市

Department of Electrical and Electronic Engineering, Faculty of
Engineering, Niigata University, Niigata-shi, 950-21 Japan

^{†††} 東国大学校工学部電子工学科, 韓国

Department of Electronic Engineering, Faculty of Engineering,
Dongguk University, Seoul, Korea

のために特定の波形間隔をもつ心拍区間だけを観察するには、いったん圧縮データを復元した後、区分点検出を行って希望する区間を抽出しなければならない。全波形に対する再構成と QRS 検出のための計算時間が必要となり、対話性が失われる。一方、圧縮データから容易に区分点の発生時刻等の情報が得られる圧縮方法を用いれば、大量の心電図波形に対する再構成と解析を行わずに、指定する波形間隔をもつ心拍区間だけを検索・抽出することが可能になる。

そこで本研究では、心電図波形を高速に検索することができる心電図波形データベースの構築を目標として、以下の2点を目的とする心電図データ圧縮法を提案する。

(1) 心電図波形の特徴点検出と情報圧縮を同時に実現し、圧縮後のデータから PQRST 波の発生時刻、終了時刻、ピークの時刻を推定することができる。

(2) 高圧縮率、高再現精度を実現する。

本研究では心電図圧縮のために、ウェーブレット極大値表現 [8], [9] を用いる。ウェーブレット極大値表現は、振幅の極大値でウェーブレット変換を標本化したものである。特に基本ウェーブレット変換を平滑化関数の1階微分とした場合、画像のエッジ位置で各スケールのウェーブレット変換で極大値が発生し、スケール間での極大値の振幅の変化よりエッジの性質が記述できることが知られている [8]。また、ウェーブレット極大値表現から凸射影復元法 [7]~[11] を用いることで高精度な原信号復元が可能なることも知られている。画像の場合、エッジ位置で極大値を発生させている [8] のに対して、本論文では、心電図波形のピークおよび区分点で極大値を発生させ、特徴点の検出を行う [13], [14]。発生する極大値のスケール間での変化は PQRST 波の性質により異なる。従って、PQRST 波の識別を行うことが期待できる。また心電図波形を示す極大値の数は、原信号のサンプル数よりも小さくなるためにデータ圧縮も同時に実現できる。

以後、2.ではウェーブレット極大値表現について説明し、3.ではウェーブレット極大値表現からの信号再構成法について述べる。4.では前処理として雑音を示すウェーブレット極大値を除去し、雑音除去を行う。4.では心電図波形を示す極大値の符号化方法について説明する。最後に圧縮結果を示し、有効性を確認する。

2. ウェーブレット極大値表現

離散2進ウェーブレット変換 [1] は、基本ウェーブ

レット関数 $\phi(x)$ の2のべき乗のスケール変換によって得られる関数系

$$\phi_i(x) = 2^{-i} \phi(2^{-i}x) \tag{1}$$

と信号の内積

$$w_i(n) = \langle \phi_i(x-n), f(x) \rangle \tag{2}$$

によって得られる。 $\phi_i(x)$ のフーリエ変換 $\bar{\phi}_i(\omega)$ に対して、

$$|\bar{\phi}(\omega)|^2 = \sum_{i=1}^{+\infty} |\bar{\phi}_i(\omega)|^2 \tag{3}$$

を満たすスケーリング関数 $\phi(x)$ を定義する。また、 2^i でスケール変換されたスケーリング関数 $\phi(x)$ と信号 $f(x)$ の畳込み演算により得られた平滑化信号を $s_i(t)$ とする。 $s_i(t)$ を離散化した信号を $s_i(n)$ と定義する。離散時間信号 $s_0(n)$ は、 M オクターブの離散2進ウェーブレット変換 $\{w_i(n) | 1 \leq i \leq M\}$ と離散時間信号 $s_M(n)$ によって再構成することができる [6]。また、離散2進ウェーブレット変換 $w_i(n)$ は、離散時間信号 $s_i(n)$ より

$$\bar{\phi}(2\omega) = H(\omega) \bar{\phi}(\omega) \tag{4a}$$

$$\bar{\psi}(2\omega) = G(\omega) \bar{\phi}(\omega) \tag{4b}$$

$$|G(\omega)|^2 + |H(\omega)|^2 = 1 \tag{4c}$$

の関係を満たす離散時間高域通過フィルタ $G(\omega)$ と離散時間低域通過フィルタ $H(\omega)$ により計算することができる。この $G(\omega)$ と $H(\omega)$ によって、離散2進ウェーブレット変換を出力するフィルタバンクの構成を図1に示す。

ウェーブレット極大値表現 [8], [9] は、ウェーブレット変換 $w_i(n)$ が、 $w_i(n) > 0$ では

$$w_i(n+1) \leq w_i(n) \tag{5a}$$

かつ

$$w_i(n-1) \leq w_i(n) \tag{5b}$$

を満たし、 $w_i(n) < 0$ の場合、

$$w_i(n+1) \geq w_i(n) \tag{6a}$$

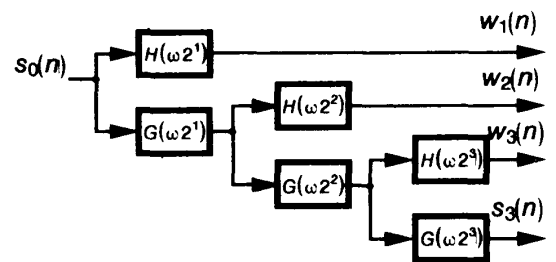


図1 離散2進ウェーブレット変換のためのフィルタバンク

Fig.1 Filter bank for discrete dyadic wavelet transform.

かつ

$$w_i(n-1) \geq w_i(n) \quad (6b)$$

を満たす座標 n で定義される。スケール i での k 番目の極大値の座標を $m_{i,k}$ とする。ウェーブレット極大値表現はウェーブレット変換の極大値 $w_i(m_{i,k})$ と離散平滑化信号 $s_M(n)$ によって信号を表現する。

画像のエッジ解析に用いるウェーブレット極大値表現では、エッジの座標で極大値を発生させるためにウェーブレット基底関数に、平滑化関数の1階導関数を用いた。それに対して心電図への適用では、基本ウェーブレット関数に図2に示したような平滑化関数の2階導関数を選び、単峰性の波形の開始点、ピーク、終了点で極大値を発生させる。そこで、平滑化関数の2階導関数を基本ウェーブレット関数とするウェーブレット極大値表現を、特に多重解像度ピーク解析 [13], [14] と定義する。多重解像度ピーク解析の例を図3に示す。ここでは、基本ウェーブレット関数には、図2に示す Mallat によって得られたウェーブレット関数 [7] を用いている。図3に示した原波形の発生、ピーク、終了の時刻を中心にウェーブレット極大値が発生していることがわかる。

それぞれのピークのスケールの増加に伴う減衰は、信号のピークにおけるリップシツツレギュラリティ [8] α によって

$$|w_i(m_{i,k})| \leq K(2^i)^\alpha \quad (7)$$

で示される関係となる。ここで K は信号の振幅によって決まる定数である。例えば、インパルスの場合、リップシツツレギュラリティは $\alpha = -1$ である。三角波、ガウス関数とピーク点が滑らかになるに従い、 α は正の

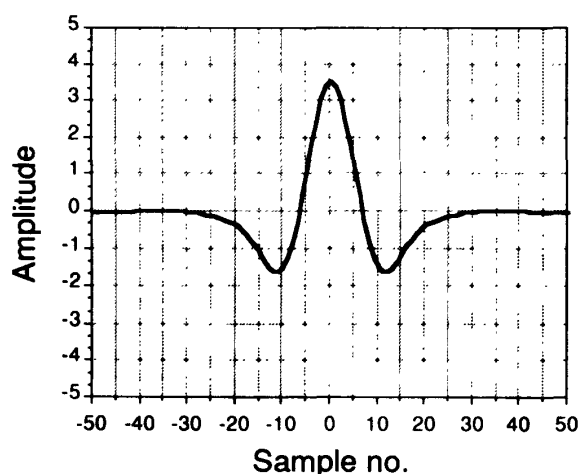


図2 平滑化関数の2階導関数に等しい基本ウェーブレット関数 [7]
Fig.2 The basic wavelet which equal to the second derivative of the smoothing function [7].

値をとり、増加してゆくことがわかる。また、白色雑音の場合、 $\alpha = -1/2$ であることが知られている [8]。この性質を用いて、多重解像度ピーク解析を、PQRST 波の識別、また各波形の区分点の検出に適用することが期待できる。次に心電図波形の極大値表現を図4に示す。PQRST 波のピーク、および開始、終了の時刻で極大値が発生していることがわかる。また、鋭い立上り

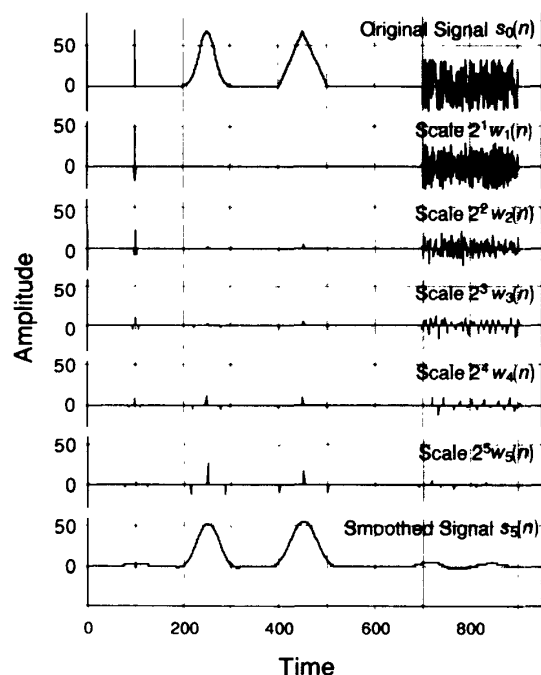


図3 ウェーブレット極大値表現の例
Fig.3 An example of wavelet maxima representation.

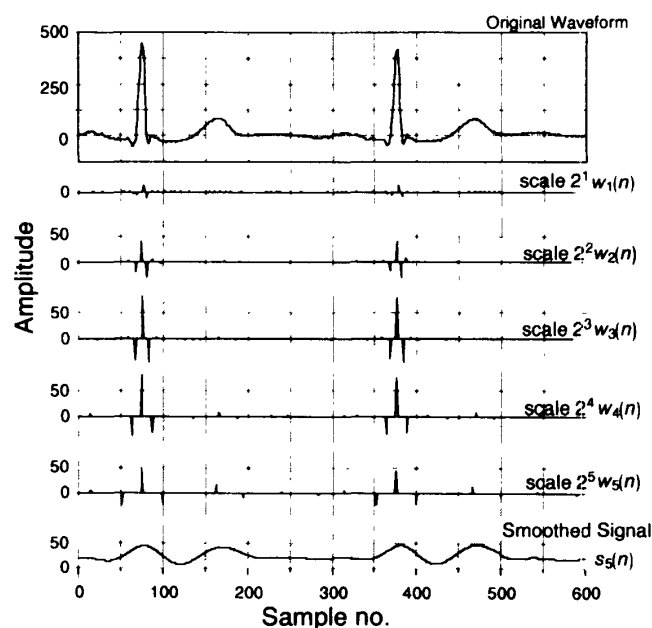


図4 心電図波形のウェーブレット極大値表現
Fig.4 Wavelet maxima representation of an ECG waveform.

とピークを示す QRS 波ではリップシツレギュラリティが小さいために、大きなスケールから小さなスケールまで極大値が発生しているが、滑らかなピークをもつ P 波と T 波では、より大きなリップシツレギュラリティとなるために、スケールの減少に伴い急速に極大値の振幅が減少していることがわかる。

従来から行われてきた QRS 波検出のアルゴリズムの一つに、波形の 2 階微分の極大値を検出する方法 [1]~[3] がある。これは、多重解像度ピーク解析の一つのスケールの極大値にだけ注目したものと解釈することができる。それに対して、多重解像度ピーク解析は、スケール間での極大値の減衰を測定することで、リップシツレギュラリティから波形の開始点、ピーク、終了点の変化の鋭さを解析することができる。

3. ウェーブレット極大値表現からの信号復元

ウェーブレット極大値表現からの原信号復元には凸射影復元法 [10] を用いる。凸射影復元法では、信号の性質を複数の凸集合で記述し、凸集合間で射影を繰り返すことにより信号を復元する方法である。ウェーブレット極大値表現からの信号復元では、離散 2 進ウェーブレット変換に対応するベクトル空間 G の中に、与えられた極大値から閉凸集合 $\Gamma_0, \Gamma_1, \Gamma_2, \Gamma_3$ とウェーブレット変換の集合 V を定義する。 G の要素を平滑化信号、ウェーブレット変換に対応して

$$\{g(n)_{n \in Z}, (g_i(n))_{n \in Z, 1 \leq i \leq M}\} \quad (8)$$

とし、閉凸集合の定義をそれぞれ以下に示す。

Γ_0 : 集合に含まれる任意のベクトルは、与えられたウェーブレット極大値表現の平滑化信号 $s_M(n)$ と

$$g(n) = s_M(n) \quad (9)$$

の関係を満たす。

Γ_1 : 集合に含まれる任意のベクトルは、与えられたウェーブレット極大値表現と等しい座標 $m_{i,k}$ で

$$g_i(m_{i,k}) = W_i(m_{i,k}) \quad (10)$$

を満たす。

Γ_2 : 二つのウェーブレット極大値 $W_i(m_{i,k})$ と $W_i(m_{i,k+1})$ が同符号の場合、その二つの間の座標で $\{g_i(n) | m_{i,k} \leq n \leq m_{i,k+1}\}$ は

$$\begin{aligned} \text{Max}[w_i(m_{i,k}), w_i(m_{i,k+1})] &\geq g_i(n) \geq 0 \\ \text{for } w_i(m_{i,k}) &\geq 0 \end{aligned} \quad (11 a)$$

$$\begin{aligned} \text{Min}[w_i(m_{i,k}), w_i(m_{i,k+1})] &\leq g_i(n) \leq 0 \\ \text{for } w_i(m_{i,k}) &\leq 0 \end{aligned} \quad (11 b)$$

を満たす。ここで、 $\text{Max}(x, y)$ と $\text{Min}(x, y)$ は、それぞ

れ x と y の二つの値の中で最大と最小を示す。また、ウェーブレット極大値 $w_i(m_{i,k})$ と $w_i(m_{i,k+1})$ が異符号の場合、その二つの間の座標で $g_i(n)$ は、

$$\begin{aligned} \text{Max}[w_i(m_{i,k}), w_i(m_{i,k+1})] &\geq g_i(n) \\ &\geq \text{Min}[w_i(m_{i,k}), w_i(m_{i,k+1})] \end{aligned} \quad (12)$$

を満たす。

Γ_3 : ウェーブレット極大値 $w_i(m_{i,k})$ と $w_i(m_{i,k+1})$ が異符号の場合、その二つの間の座標で $g_i(n)$ は、単調増加若しくは単調減少する。

V : すべての信号のウェーブレット変換の空間

以上の凸空間の間を初期ベクトル $W^{(0)}$ から Γ_0 から Γ_3 , そして V へと射影を繰り返す。閉凸集合への射影を、それぞれ P_0, P_1, P_2, P_3 として P_V とし、初期関数から l 回目の射影操作を受けたベクトルを $W^{(l)}$

$$W^{(l)} = (P_V P_3 P_2 P_1 P_0)^l W^{(0)}$$

とする。無限に射影を繰り返すことにより、定義された閉凸集合の共通集合へ収束する [7]~[11]。二つの集合の共通集合には原信号のウェーブレット変換が含まれている。共通集合のいずれの要素も原信号ウェーブレット変換に近いものとなるために、収束した $W^{(l)}$ をウェーブレット逆変換することで原信号復元を行うことができる。 $\Gamma_0, \Gamma_1, \Gamma_2, \Gamma_3$ への射影は、ベクトルの要素の置換えによって実現される。 V への射影 P_V はウェーブレット逆変換・順変換によって実現される。射影の実現法に関しては付録で説明する。

図 5 には、図 4 に示した多重解像度ピーク解析からの復元精度を射影の繰返し回数と SN 比のグラフで示している。射影を繰り返すことにより、射影回数 100 回程度で収束し、約 32 dB の精度で再構成波形が得られている。

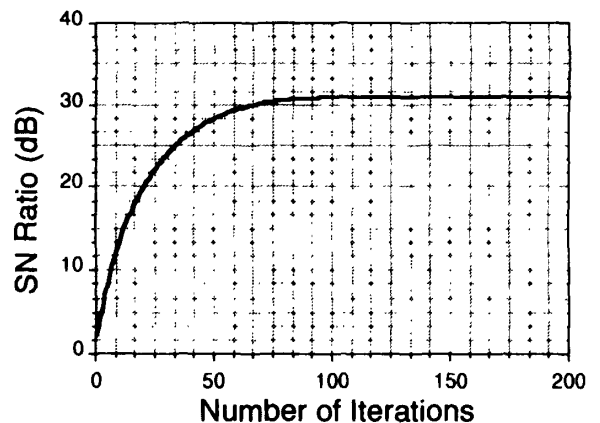


図 5 再構成波形の SN 比と射影回数
Fig. 5 SNR of the reconstructed signal as a function of the number of the iterations.

4. 雑音除去

図4に示したマルチスケールピーク解析では、小さなスケールで、雑音による極大値が多数発生している。これらの極大値は、診断時には不要なデータであり、圧縮率の低下にもつながる。そこで、各スケールごとにしきい値を決め、しきい値以下となった極大値を除去することで雑音除去を行う。本論文では、心電図に重畳される雑音を白色雑音と仮定する。白色雑音のリプシッツレギュラリティ α は $-1/2$ である。そこで一定振幅以下の白色雑音のウェーブレット極大値を、すべてのスケールで除去するために、最小スケールでのしきい値を T と設定し、各スケールのしきい値をスケール 2^i に対して $T/(2^{i/2})^{1-\alpha}$ と決める。

しきい値 T の値が小さい場合、雑音除去能力は低下するが、心電図波形の細部にわたって極大値を保存することができる。逆に、しきい値 T の値が大きくなるに従い、雑音除去能力は向上するが、心電図の細部を示す極大値も同時に除去され、再現性が低下することが予想される。そこで、しきい値 T の値と雑音除去特性の関係を調べるために、MIT-BIH心電図症例データベースの中から雑音がほとんど生じていない正常心電図波形(標本点数:2,048点, 数値表現:11bit, 量子化幅: $10 \cdot 2^{-11}$ mV, 標準化周波数360Hz)に白色雑音を加え、雑音除去のシミュレーションを行った。 T の値の候補として8から64まで、 $\sqrt{2}$ 倍刻みずつで離散化した値を選んだ。雑音除去前の信号を入力信号とし、雑音除去後の信号をしきい値処理からの出力信号として、雑音除去能力を入出力信号のSN比により評価する。二つのSN比の関係を図6に示す。今回候補として挙げたしきい値の中で、 $T=16$ および $T=16\sqrt{2}$ に設定した場合が、比較的高SN比で安定している。

入力信号のSN比を14.9dBに設定し、しきい値 $T=8, 16, 32$ と設定して得られた出力波形を図7に示す。 $T=8$ の場合、大部分の時刻で極大値がしきい値を超えるために、ほとんどの時刻で雑音が残っている。 $T=32$ の場合は、雑音がすべての時刻で除去されているが、逆に心電図波形のQ波、S波を示す極大値も除去されるために、再現性が劣化している。SN比の評価で良好な結果を得た、しきい値 $T=16$ と設定した場合は、雑音が除去され、かつPQRST波のピークを保存できるという結果が得られた。そこで、今回は不整脈検出のためにPQRST波の各ピークを検出すること

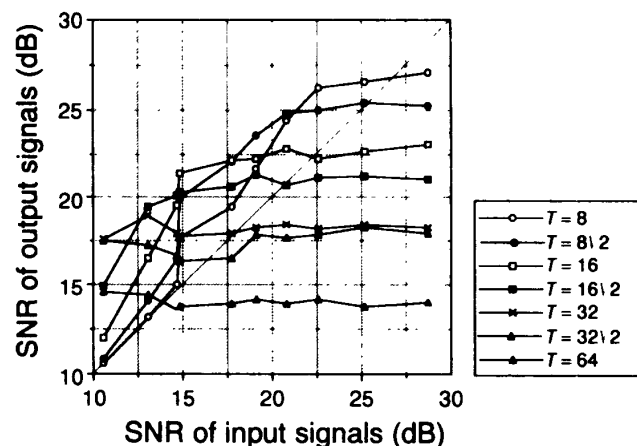


図6 入力信号のSN比と雑音除去後のSN比の関係
Fig.6 Relation between SNR of input signals and SNR of output signals after noise reduction.

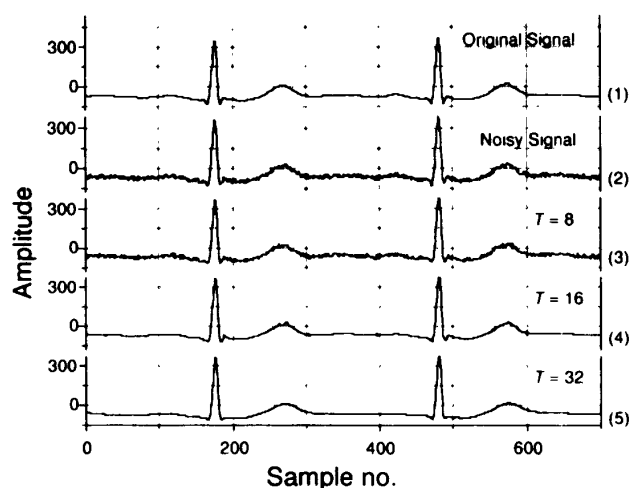


図7 (1)原波形, (2)雑音を加えた波形, (3)~(5)しきい値により雑音除去を行った波形
Fig.7 (1) Original signal, (2) Noisy signal, (3)-(5) Reconstructed signals after noise reduction.

を目的として、候補としたしきい値の中で、 $T=16$ を中心としたしきい値で心電図圧縮を行う。臨床応用においては、使用する心電図により、波形と雑音の振幅が異なる可能性がある。そのために、しきい値を変えて心電図波形の数心拍を圧縮・復元し、QRS波が正しく復元される最大のしきい値を選択する必要がある。

5. 心電図圧縮

心電図波形のマルチスケールピーク解析に、前章で説明した雑音除去を適用した後、極大値の座標、振幅をそれぞれ符号化することで波形圧縮を行う。

心電図波形はサンプル点数が多く、一つの連続する信号として処理を行うことは困難である。そこで、原信号を2,048サンプル点ごとにブロック分割した後、

論文/多重解像度ピーク解析による ECG データ圧縮

マルチスケールピーク解析を行い符号化する。基本ウェーブレット関数には、図2で示した関数を用い、5オクターブの帯域でウェーブレット変換を行った。得られた極大値間の距離は8bitで記録した。また極大値の振幅は線形量子化により8bitに量子化した後、記録した。離散平滑化信号 $s_M(n)$ は極値の座標を8bitで、また振幅を8bitで量子化して記録し、凸射影の過程で復元する[9]。また、記録されたデータに対して、Lempel-Ziv法を用いてビット圧縮を行った。

対象とした心電図は、MIT-BIH心電図症例データベース(MIT-BIH Arrhythmia Data Base)の中から、表1に示す心電図波形を選んだ。この心電図波形の中でMIT103は正常な心拍が繰り返されている波形である。

極大値表現から原信号に復元するための射影回数は、80回とした。また、比較対象として従来から広く用いられているSAPA[4]を選び、提案法と同一の心電図波形を圧縮した結果により比較を行う。SAPAは、心電図波形を折れ線で近似する方法で、折れ線の端点を記録することでデータ圧縮を行う方法である。SAPAで圧縮した場合は、連続する二つの端点の座標差を8bitに量子化して記録した。また、比較のために提案法と同様、記録したデータに対してLempel-Ziv符号化を適用した。

しきい値は前章で示した候補の中で、雑音除去特性が比較的良好な結果となった $T=16$ の場合を中心に、 $T=8$ から $T=32$ までを選んだ。心電図波形の再現精度は、PRD(規格化rms差)[2],[3]により評価した。PRDは百分率で表した場合、再構成波形が原波形に近づくほど値が0%に近づく。また圧縮率CRは、原データのビット数に対する圧縮データのビット数を百分率

で表す。

図8に各波形での圧縮率と再現精度を示す。いずれの波形でも、しきい値を高くするにつれて圧縮率は向上し、再現精度は低下している。MIT103に対しては、1/10から1/17の圧縮に対して、再現精度は6%から14%程度となっている。また、SAPAと比較して同圧縮率で2%から4%高い再現精度が得られた。逆に、MIT106への適用では、SAPAに比べて提案法は1%から3%程度低い再現精度となっている。MIT231、MIT202では、1/10から1/15の圧縮に対して再現精度は10%から14%程度となり、SAPAに比べて再現精度は最大2%程度向上している。次に得られた再現波形により比較を行う。図9にMIT103に対する圧縮結果を示す。ここではSAPA法、提案法ともCR8.2%の結果を示している。SAPAの場合、340サンプル付近に見られるようなQ波の開始点が消失する心拍区間、また、470サンプル付近で見られるようなT波のピーク位置がずれて再現される心拍区間が数多く発生している。これらは、SAPAでは必ずピーク、および波形の開始点で心電図を標本化するとは限らないためである。それに対して提案法では、PQRST波の変曲点で発

表1 使用した心電図波形
Table 1 Descriptions of ECG waveforms.

	内容	品質
MIT103	正常 30:06	雑音なし 22:01 雑音あり 8:05
MIT106	正常 22:36 2連脈 7:15 3連脈 0:13 頻脈 0:02	雑音なし 16:25 雑音あり 13:40
MIT202	正常 19:31 心房性粗動 0:48 心房性細動 9:46	雑音なし 30:06
MIT231	正常 18:26 第2度房室ブロック 11:40	雑音なし 30:06

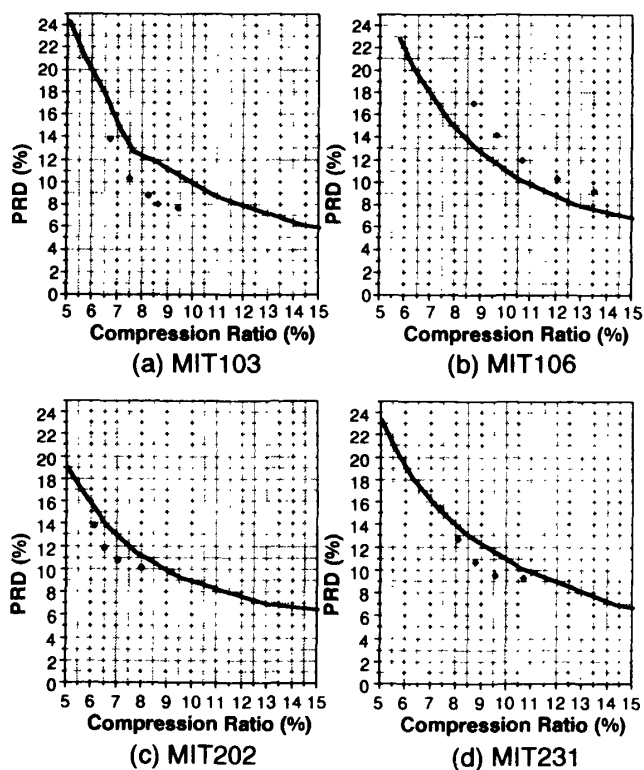


図8 圧縮率と再構成精度(実線がSAPAによる圧縮、点が多重解像度ピーク解析による圧縮を示す)
Fig.8 Relation between compression ratio and PRD (Solid lines indicate SAPA and dots indicate multiscale peak analysis).

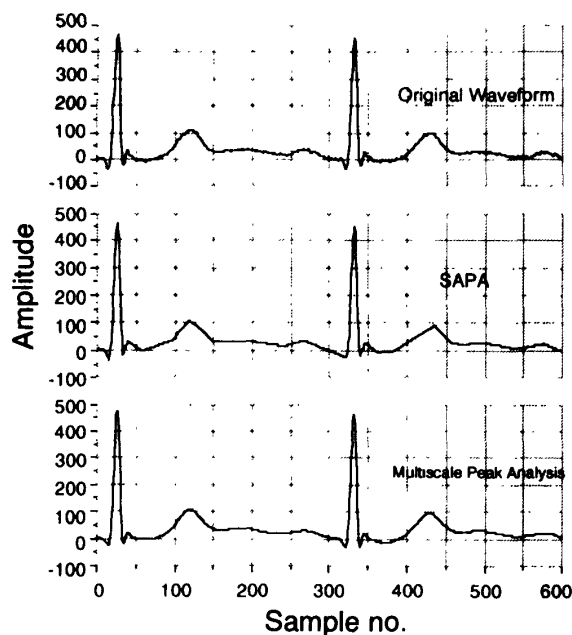


図 9 MIT 103 の圧縮結果 (CR=8.2%)
Fig. 9 Reconstruction waveform of MIT 103 (CR=8.2%).

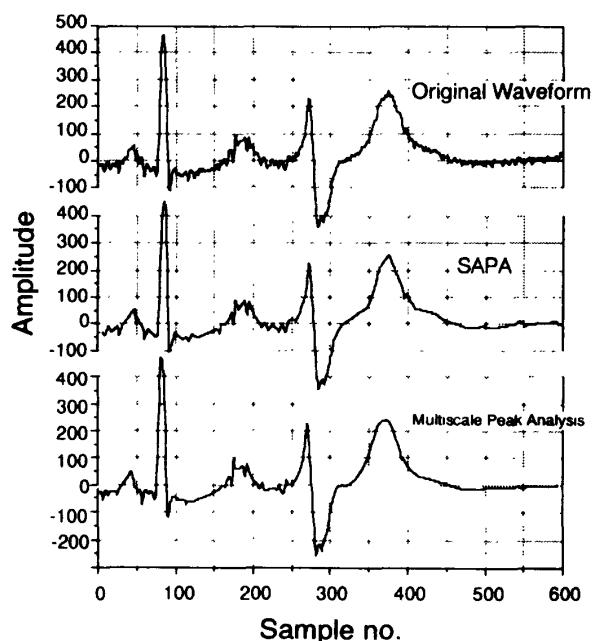


図 10 MIT 106 の圧縮結果 (CR=11.9%)
Fig. 10 Reconstruction waveform of MIT 106 (CR=11.9%).

生ずるウェーブレット極大値を標本化しているために、波形の開始、ピークの座標をほぼ正確に保存している。次に MIT 106 の再現波形を図 10 に示す。MIT 106 では原波形に雑音が重畳しているために、極大値が他の波形に比べて多く発生している。そのために、他の波形に比べて低い圧縮率となったと考えられる。しかしながら、同圧縮率の SAPA 法と比較すると、

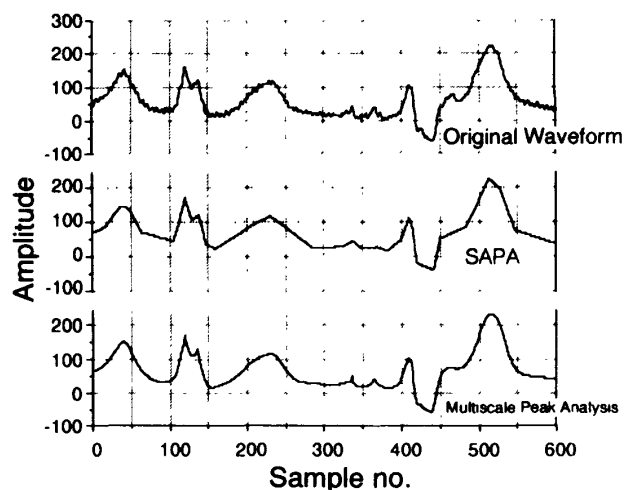


図 11 MIT 202 の圧縮結果 (CR=7.0%)
Fig. 11 Reconstruction waveform of MIT 202 (CR=7.0%).

SAPA 法では、図 10 の 60 サンプル付近の P 波の終了点が正しく表現されず、Q 波の幅が広がった波形となっているのに対し、提案手法では、一部雑音が残っているものの正しく表現されている。また、450 サンプル以降の平坦部では、SAPA 法では標本値の値に雑音の影響が現れ、不連続な波形となっているが、提案手法では雑音が除去された滑らかな波形となっている。SAPA で見られるような波形の変形が提案手法では発生しないのは、提案手法がスケールごとにしきい値を設定し、振幅の大きさだけでなく、スケール間での雑音と心電図波形の極大値の変化をしきい値により区別することで雑音除去を行っているからである。

MIT 202 の再現波形を図 11 に示す。MIT 202 では MIT 106 と比べ、平坦な波形が多く、直線近似を行う SAPA 法の再現精度は提案法よりも低い結果となっている。また、SAPA 法では 330 サンプルおよび 370 サンプル付近に発生している小振幅のピークが消失しているが、提案手法では保存されている。これも、本提案法が波形のウェーブレット変換領域でピーク位置を検出して標本化するためである。上記の結果より、圧縮率 6% から 8% の範囲では長時間にわたる記録が必要であり、特に心電図圧縮が望まれている不整脈の検出には、本圧縮法が利用可能であることがわかった。しかしながら、しきい値だけでは雑音の分離が完全に行われずに心電図波形を示す極大値が失われる心拍がある。例えば、精密な診断に必要とされる P 波の開始点、終了点がずれる心拍、また S 波から T 波の間が変形している心拍があり、復元後の 1 心拍の波形だけでは疾患の診断が困難な場合があった。また、変換符号

化による心電図圧縮である直交ウェーブレット変換による圧縮例 [12] と比較すると、参考文献 [12] において PRD 8.9% から 13.3% において圧縮率が 6.3% から 4.4% であるのに対し、提案手法では正常心電図において 8% から 6% の圧縮率であり、記録に 4/3 倍程度のデータ量を必要とする。これは、提案法が不等間隔の標本化を行うために、標本点の座標を記録しなければならないためである。しかしながら、提案法では、いずれの波形においても、圧縮率を向上させると波形の細部は失われるが、直交変換の変換係数を量子化した場合に発生するギブス現象に相当する雑音は見られない。これは、本提案法が冗長なウェーブレット関数系を用い、射影により変換係数を推定しているためと考えられる。

6. む す び

本論文では、多重解像度ピーク解析による心電図圧縮法を提案した。心電図波形解析のために、基本ウェーブレット関数として平滑化関数の 2 階微分関数を用いたウェーブレット極大値表現をマルチスケールピーク解析と定義した。また、心電図波形の小振幅雑音除去を行うために、ウェーブレット変換の各スケールごとにしきい値を設けて極大値の除去を行った。

圧縮率と再現精度については、従来の方法である SAPA による圧縮結果と比較して、雑音が少ない心電図波形に対しては同圧縮率の場合 PRD で 2~3% ほど高い再現精度が得られた。

今回提案した多重解像度ピーク解析では、圧縮データが PQRST 波の座標情報を保持し、復元結果においても各波形のピーク点を保存することが特長として挙げられる。比較対象とした SAPA では、直線の端点が必ずしも特徴点をとらえているとは限らないために、圧縮データから PQRST 波の区分点を正確に検出することはできない。また、直交変換による変換符号化法と比較して、提案法はシフト不変な信号表現を用いるために、心電図波形の特徴点を圧縮データから検出することができる。

今後の課題としては、極大値の選択法が挙げられる。今回の雑音除去法では、しきい値を設定し雑音除去を行った。しきい値による雑音除去では、心電図の急しゅんなピークを保存し、雑音除去が可能であることがわかったが、しきい値の選択によっては、小振幅の波形である P 波、T 波の開始点、終了点の極大値が除去される心拍があった。今後、疾患の診断に必要とされ

る情報、例えば P 波の間隔、S-T 波の平坦部等を保存するように、変曲点のリブシツツレギュラリティより PQRST 波の検出を行って極大値選択のルールを設定すれば、より応用範囲の広い心電図圧縮法となる。また、今回、線形量子化を極大値に適用したが、最適なビット配分法とすることで圧縮率、再現精度の向上を図ることができる。多重解像度ピーク解析は、今回提案した雑音除去、圧縮だけでなく解析にも適用できる。心電図に対する処理、解析を統一して多重解像度ピーク解析で実現することも今後の課題として挙げられる。

謝辞 本研究をすすめるにあたり、御討論、御助言を頂いた新潟大学保健管理センター山添優助教授に感謝の意を表します。なお、本研究の一部は、文部省科研費奨励研究 (A) 「多重解像度ピーク解析による心電図の圧縮と解析」(課題番号 07750486) の成果である。

文 献

- [1] 古川 孝, 武藤孝一, “ソフトウェアにおける心電図解析の原理,” BME, vol. 1, no. 1, pp. 50-55, Jan. 1987.
- [2] 石島正之, “心電図信号のデータ特性,” BME, vol. 4, no. 7, pp. 27-36, July 1990.
- [3] 鈴木良治, 佐藤俊輔, 池田研二, 吉川 昭編, “生体信号—計測と解析の実際,” コロナ社, May 1989.
- [4] M. Ishijima, S. B. Shin, G. H. Hostetter, and J. Sklansky, “Scan along polygonal approximation for data compression of electrocardiograms,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-30, no. 11, pp. 723-729, Nov. 1983.
- [5] S. M. S. Jalleddine, C. G. Hutchens, R. D. Strattan, and W. A. Coberly, “ECG Data Compression Techniques—A Unified Approach,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-37, no. 4, pp. 329-343, April 1990.
- [6] I. Daubechies, “Ten Lectures on Wavelets,” SIAM, 1992.
- [7] S. Mallat, “Zero-crossings of a Wavelet transform,” IEEE Trans. on Inform. Theory, vol. IT-37, no. 4, pp. 1019-1033, July 1991.
- [8] S. Mallat and S. Zohng, “Characterization of signals from multiscale edges,” IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. PAMI-14, no. 7, pp. 710-732, July 1992.
- [9] Z. Cvetkovic and M. Vetterli, “Wavelet extrema and zero-crossings representation: Properties and consistent reconstruction,” Proc. of ICASSP, vol. 3, pp. 117-120, Adelaide, May 1994.
- [10] D. C. Yulla and H. Webb, “Image restoration by the method of convex projection: Part 1 theory,” IEEE Trans. on Medical Imaging, vol. MI-1, no. 2, pp. 81-94, Oct. 1991.
- [11] M. Nakashizuka, H. Kikuchi, J. Shin, M. Hideo, and I. Ishii, “ECG Data compression by wavelet zero-cross-

- ings," 8th Digital Signal Processing Symposium, E8.1, pp. 369-375, Oct. 1993.
- [12] J. Chen, S. Itoh, and H. Takahashi, "Data compression by using wavelet transform," IEICE Trans. Inf. and Syst., vol. E76-D, no. 12, pp. 1454-1461, Dec. 1993.
- [13] 福澤慎一, 中静 真, 菊池久和, 牧野秀夫, 石井郁夫, "多重解像度ピーク解析による心電図圧縮," 信学'94秋大, D-104, p. 110, Sept. 1994.
- [14] 福澤慎一, 中静 真, 菊池久和, 牧野秀夫, 石井郁夫, "マルチスケールピーク解析によるECGデータ圧縮," 信学技報, MBE94-146, March 1993.
- [15] M. Nakashizuka, H. Kikuchi, H. Makino, and I. Ishii, "ECG data compression by multiscale peak analysis," Proc. on ICASSP, vol. 2, pp. 1105-1107, Detroit, May 1995.

付 録

射影の実現法

P_V : ウェーブレット逆変換・順変換

P_0 : ベクトルの平滑化信号に相当する要素 $g(n)$ に、与えられたウェーブレット極大値表現の平滑化信号 $s_M(n)$ を代入する。

P_1 : $g_i(m_i, k)$ に $w_i(m_i, k)$ を代入する。

P_2 : 隣接する二つのウェーブレット極大値 $w_i(m_i, k)$ と $w_i(m_i, k+1)$ の間で以下の操作を行う。

(1) 二つのウェーブレット極大値が正の場合

$$m_{i,k} \leq n \leq m_{i,k+1} \text{ で}$$

$$g_i(n) > \text{Max}[w_i(m_i, k), w_i(m_i, k+1)]$$

となる $g_i(n)$ の値を $\text{Max}[w_i(m_i, k), w_i(m_i, k+1)]$ に、また

$$0 > g_i(n)$$

となる $g_i(n)$ の値を 0 に変更する。

(2) 二つのウェーブレット極大値が負の場合

$$m_{i,k} \leq n \leq m_{i,k+1} \text{ で}$$

$$g_i(n) < \text{Min}[w_i(m_i, k), w_i(m_i, k+1)]$$

となる $g_i(n)$ の値を $\text{Min}[w_i(m_i, k), w_i(m_i, k+1)]$ に、また

$$0 < g_i(n)$$

となる $g_i(n)$ の値を 0 に変更する。

(3) 二つのウェーブレット極大値の符号が異なる場合

$$m_{i,k} \leq n \leq m_{i,k+1} \text{ で}$$

$$g_i(n) < \text{Min}[w_i(m_i, k), w_i(m_i, k+1)]$$

となる $g_i(n)$ の値を $\text{Min}[w_i(m_i, k), w_i(m_i, k+1)]$ に、また

$$g_i(n) > \text{Max}[w_i(m_i, k), w_i(m_i, k+1)]$$

となる $g_i(n)$ の値を $\text{Max}[w_i(m_i, k), w_i(m_i, k+1)]$ に変更

する。

P_3 : 隣接する二つのウェーブレット極大値 $w_i(m_i, k)$ と $w_i(m_i, k+1)$ の間で、 $w_i(m_i, k)$ と $w_i(m_i, k+1)$ の符号が異なる場合、以下の操作を行う。

(1) $w_i(m_i, k) > w_i(m_i, k+1)$ の場合

$$m_{i,k} + 1 \leq n \leq m_{i,k+1} - 1 \text{ で}$$

$$g_i(n) - g_i(n-1) > 0$$

の座標 n が存在する場合、 $g_i(n)$ に $1/2(g_i(n-1) + g_i(n))$ の値を代入し、単調減少するように修正する。

(2) $w_i(m_i, k) < w_i(m_i, k+1)$ の場合

$$m_{i,k} + 1 \leq n \leq m_{i,k+1} - 1 \text{ で}$$

$$g_i(n) - g_i(n-1) < 0$$

となる座標 n が存在する場合、 $g_i(n)$ に $1/2(g_i(n-1) + g_i(n))$ の値を代入し、単調増加するように修正する。

(平成7年4月27日受付, 11月9日再受付)



会員.

中静 真 (正員)

昭63新潟大・工・電子卒。平2同大学院修士課程了。平5同大学院自然科学研究科博士課程了。平5より新潟大・工・情報・助手、現在に至る。デジタル信号処理、特に時間・周波数解析と時間・スケール解析に関する研究に従事。博士(工学)。IEEE



菊池 久和 (正員)

昭49新潟大・工・電子卒。昭51同大学院修士課程了。同年富士通(株)入社。昭54新潟大・工・助手、同講師を経て平3同助教授(電気電子)。工博。デジタル信号処理、画像解析、ウェーブレット解析の研究に従事。IEEE会員。



申 宰浩 (正員)

1987ソウル大・工・電子工学科博士卒。現在、東国大学校・電子工学科教授。1992から1993まで新潟大学客員研究員。デジタル信号処理、多値論理、適応等化器の研究に従事。IEEE、および、韓国のKITE, KICS, KISS, KIISC 各会員。



牧野 秀夫 (正員)

昭51新潟大・工・電子卒。昭53同大大学院修士課程了。昭54新潟大・工・情報・助手、平2同助教授、現在に至る。この間、昭58より1年間、北大・応電研・生体制御部門において信号処理の研究に従事。平1より1年間、カナダ・トロント大学医学部において生体信号処理の研究に従事。最近は体内植込み型医用機器ならびに盲人用教育機器の開発を行っている。工博(北海道大学)、日本ME学会、IEEE、電気学会、日本心臓ペースング学会各会員。



石井 郁夫 (正員)

昭38新潟大・工・電気卒。新潟大・工・情報・教授。工博。立体映像、仮想空間操作、コンピュータグラフィックス、コンピュータビジョン、画像処理等の研究に従事。情報処理学会会員。