

長時間心電図デジタル記録のための実時間データ圧縮

正 員 高橋 幸郎[†] 非会員 牛房 浩行[†]

Real-Time Data Compression for Digital Recording of Longtime Electrocardiogram

Kohro TAKAHASHI[†], *Member and* Hiroyuki USHIFUSA[†], *Nonmember*

あらまし 本論文では、ホルター心電計などのような可搬型心電計における長時間心電図のデジタル記録のための実時間データ圧縮法を考案し、実際の心電図の圧縮に適用した結果について示す。考案した圧縮法はTOMEK法に基づいているが、従来のそれと異なり入力データ上に数個の起点を設け、それぞれの起点について独立に圧縮処理を行い、最終的に最大圧縮率となる起点のみを抽出することで高圧縮率とリアルタイム処理を両立させた。更にこれにテーブル式差分心電図法(TBV法)を適用することで高圧縮率を実現する方式としたものである。この圧縮法を用いて16ビットCPUを用いたワンボードマイコンに本圧縮アルゴリズムを適用した結果、サンプリング周波数250Hzでのリアルタイム処理が可能であった。また、AHA(American Heart Association)の不整脈を含む心電図19例に適用させた結果、圧縮記録データ量は24時間で平均1.3MByteであり、最大2MByteのICメモリがあれば24時間心電図の連続記録が可能である。

キーワード 心電図, データ圧縮, ホルター心電計, ICメモリ

1. ま え が き

心電図は心疾患診断法として現在最も普及している方法である。しかし医療機関内で記録する安静時の長時間心電図では現れない一過生の不整脈や日常生活での虚血性心疾患の追跡(ST-T異常)などには長時間の心電図記録からの診断が必要であり、このために小型の携帯式心電図記録装置を用いて長時間心電図(24時間以上)の全波形完全記録を行うホルター心電計が一般に用いられている。しかし、現行のホルター心電計は記録媒体に磁気テープを使用しているため再生時間に長時間を要する点や、振幅および位相の周波数特性の悪さから再生波形の忠実性の点などにおいて問題があるとされている。

現在このような携帯式長時間心電図記録装置の記録媒体にICメモリを使用したデジタル記録方式が考えられている。しかし、このためには1日の心電図のデータ量が20MByte近くと膨大となることからICメモリの容量の限界から何らかの原データの圧縮処理が必要

である⁽¹⁾。このような長時間の心電図を圧縮処理するアルゴリズムとしては、①高圧縮率が得られること、②心電図波形による圧縮率の変動が少ないこと、③再生波形の精度が保証されること、④リアルタイム処理が可能であることの4点を満たす必要がある。

本論文では、このためデータ圧縮アルゴリズムとして高圧縮率とリアルタイム処理可能な改良型のTOMEK法⁽²⁾(以下S-TOMEK法と命名)を考案し、更に従来の差分心電図法(BBV法)⁽³⁾の再生波形における累積誤差の増加および心拍ごとのノイズの影響の問題を解決したテーブル式差分心電図法(以下TBV法と命名)を採用した。また、他のデータ圧縮法(SAPA3法⁽⁴⁾、m-SAPA法⁽⁵⁾、TOMEK法、ニューラルネットによる圧縮法^{(6),(7)})も含めて行った各圧縮特性の総合評価の結果について示す。

2. S-TOMEK 法

2.1 TOMEK 法

図1において、#1のように原波形上にない前回のサンプル点 B_1 を起点とし、 B_1 の上下にユーザによって指定された許容誤差限界(ϵ)だけ離れた点を取り、これと入力点 I_1 を結ぶことで g_1 、 g_2 の傾斜を有する三角形

[†] 埼玉大学工学部電子工学科, 浦和市
Faculty of Engineering, Saitama University, Urawa-shi, 338 Japan

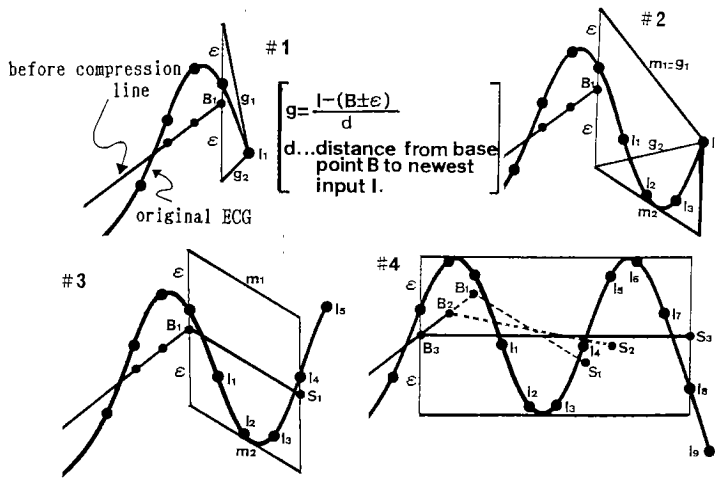


図1 TOMEK 法
Fig. 1 TOMEK method.

を作る。以降の入力に対し順次 g_1, g_2 を求め、 g_1 については傾きが最も大きいもの (m_1) を、 g_2 については傾きが最も小さいもの (m_2) を順次保存し、#2 のように m_1, m_2 を 2 辺とする四角形を得る。そして #3 のように入力 l_4 に対し四角形が平行四辺形に最も近くなったとき、この平行四辺形の中心点 S_1 を次のサンプル点の候補とする。この状態で B_1 以降の入力波形は平行四辺形の中に完全に収まり、この平行四辺形の中心点を結んだ直線 $B_1 S_1$ はこの区間での許容誤差限界以内の圧縮直線となる。

このとき B_1 から平行四辺形を作った場合が最長となるとは限らず、#4 のように B_1 の手前の点 B_2 から平行四辺形を作った方が長くなる場合や、更に #4 のように B_3 から作った方が最も長くなっている場合もある。従って候補となるサンプル点を得たのち更に平行四辺形が長くなれば起点を一つずつ手前にずらして圧縮処理を繰り返すことにより、最大圧縮率となるサンプル点を得られ高圧縮率が達成できる。

しかし圧縮処理時間に関しては、候補点の判定を行うために何度も繰返し圧縮処理計算を行う必要があり、リアルタイム処理には適応できない。

2.2 S-TOMEK 法

S-TOMEK 法の概略およびフローチャートを図 2、3 に示す。

S-TOMEK 法は TOMEK 法において候補点 S_1 を得てから起点 B_2, \dots と順次ずらして圧縮処理を行わずに、図 2 #1 のようにあらかじめ起点 B_1 だけでなくその前の B_2, B_3, \dots の複数個の起点についても新しい入力が入

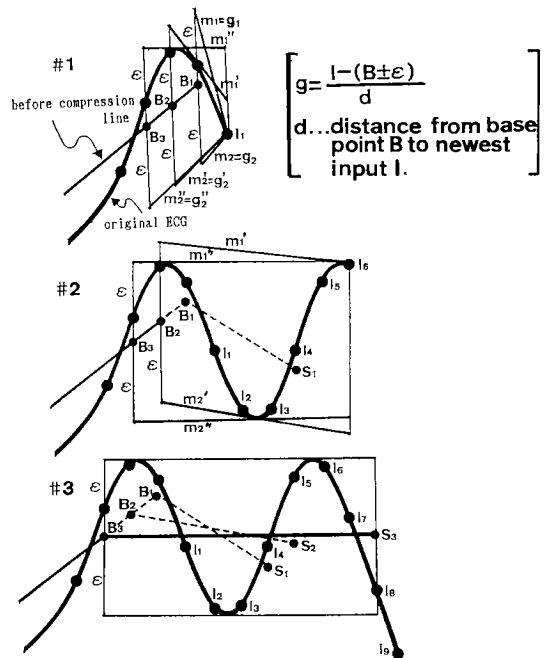


図2 S-TOMEK 法
Fig. 2 S-TOMEK method.

る度にその入力に対し同時にそれぞれ独立して圧縮処理計算を行う。このとき #2 のように l_5 の入力に対し、起点 B_1 に対するサンプル候補点は S_1 に決定するが、起点 B_2, B_3 についてははまだ決定しないので S_1 はサンプル候補から除外する。更に #3 のように起点 B_2 に対するサンプル候補点 S_2 が見つかったとしても、起点 B_3 に対

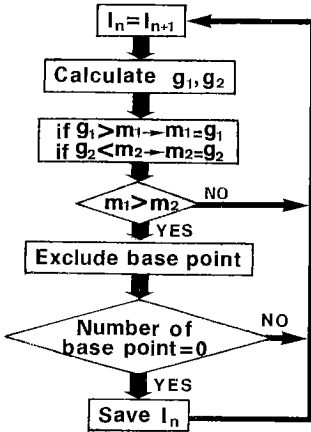


図3 S-TOMEK法の処理手順
Fig. 3 Flow chart of S-TOMEK method.

しては候補点は決定しないため S_2 を除去する。最終的に入力 I_8 に対するサンプル点 S_3 と B_3 がサンプルされる。

このことでS-TOMEK法は常に最大圧縮率となるサンプル点が生き残って抽出されるため、候補点の判定を起点をずらしながら繰り返し行う必要がなく圧縮処理時間の短縮が行える。

2.3 S-TOMEK法における起点数と圧縮特性の関係

AHAの不整脈を含む心電図8例(すべて3分の連続波形)についてS-TOMEK法を適用させ、S-TOMEK法の独立処理を行わせる起点数について検討を行った。図4に許容誤差限界(ϵ)をパラメータとした再生心電図の規格化RMS誤差(RD), 相関係数(CC)の例を示す。なお, RD, CCは以下の式で与えられ、標本点圧縮率(Compression rate)とは圧縮前の総標本点数に対する圧縮後の残存標本点数の割合である。また, QRS群では振幅がP波, T波に比べて大きくかつ変化が急しゅんであるため許容誤差限界を大きくしても区分点認識誤差は小さく、相対的に許容誤差限界を大きくしても臨床的判断に影響を与える割合が少ない⁽⁶⁾。このことからQRS群での圧縮率を改善するためJIS規格の心電図における再生波形のQRS群での波形ひずみ量やQRS群自体の振幅の体動, 呼吸による揺らぎ量などを考慮して, QRS群では許容誤差限界を他の部分の3倍(P, T波: $20\mu V$ 時にQRS群: $60\mu V$)とした。

- 規格化 rms 差 (RMS difference)

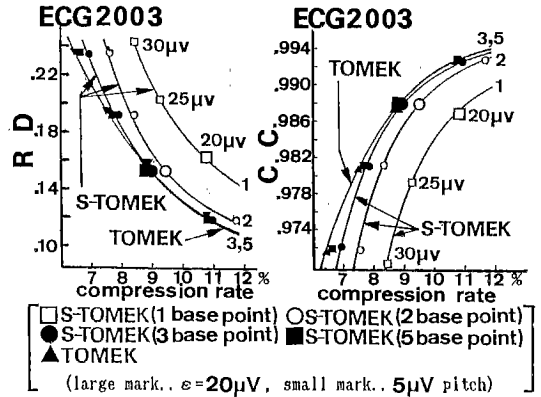


図4 S-TOMEK法における起点数と圧縮率
Fig. 4 Relations of number of base point vs. compression rate by S-TOMEK method.

- (RD: RMS difference)
- (CC: Correlation Coefficient)

$$RD = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \{(r_i - \bar{r}) - (e_i - \bar{e})\}^2}}{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (e_i - \bar{e})^2}}$$

- 相関係数 (correlation coefficient)

$$CC = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (e_i - \bar{e}) \cdot (r_i - \bar{r})}{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (e_i - \bar{e})^2} \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (r_i - \bar{r})^2}}$$

原波形 $E = \{e_i : i = 1, 2, \dots, N\}$

再生波形 $R = \{r_i : i = 1, 2, \dots, N\}$

\bar{e}, \bar{r} : 原波形および再生波形ベクトル各成分の平均値

- 標本点圧縮率 = (抽出点数) / (標本点数)

心電図7例についても図4とほぼ同様の結果が得られていることから、独立処理を行わせる起点数は前サンプル点から3点程度手前までをとれば十分であり、ほぼTOMEK法と同じ圧縮特性が得られると言える。

3. テーブル式差分心電図法 (TBV法)

3.1 TBV法

従来のBBV法は、心拍ごとの差分をとることで振幅変化を小さくしSAPA法などのデータ圧縮法を適用した場合の圧縮率を高めるものであるが、心拍ごとの差分をとることからノイズの影響を受けやすく、波形によってはかえって圧縮率や悪化する場合もある⁽¹⁾。また、再生波形の生成において許容誤差を含んでいる前回の再生波形を用いることから誤差が徐々に累積し、数心

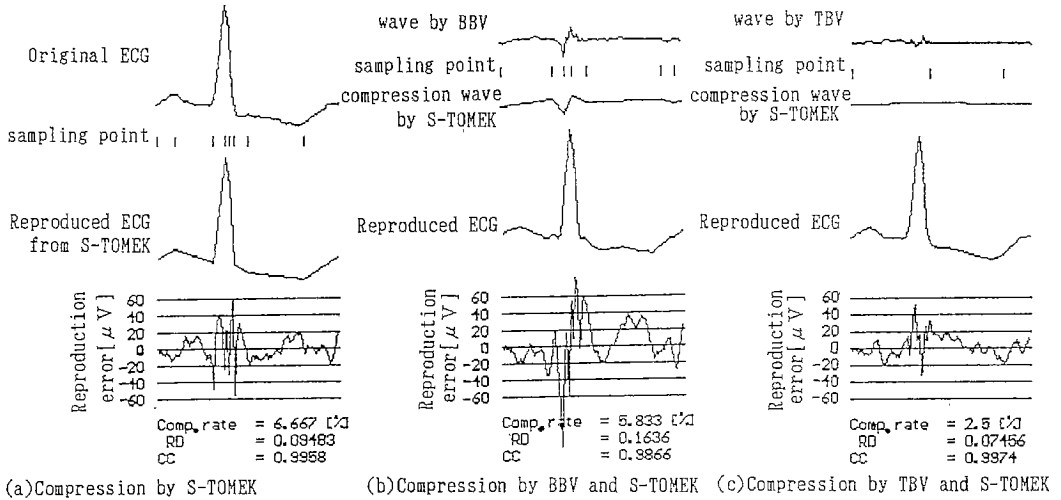


図5 切出し波形に対するBBV法とTBV法の比較
 Fig. 5 Compression characteristics of BBV method and TBV method.

拍後には許容誤差限界は保証されなくなるという問題点がある。

BBV法の上記の問題点から心拍ごとの差分を用いずに、あらかじめ被検者の周期性の強い心電図数十心拍分の平均1心拍の波形をテーブルにしておき、これとの差分をとる方式の検討を行った。この方式では差分をとる波形と再生するときの波形を全く同一のものを使用するため、再生波形の許容誤差限界は完全に保証することができる。また、個々の心拍のノイズの影響も軽減できる。

3.2 切出し波形による圧縮処理結果

図5に1心拍ごとの切出し波形による圧縮処理結果を示す。この波形はBBV, TBVを始めてから8心拍目の波形であり、データ圧縮法はすべてS-TOMEK法で、起点数3点、許容誤差限界 $\epsilon=20\mu V$ (QRS群では $60\mu V$)としたものである。また、TBV法におけるテーブルははじめの20心拍の平均とした。なお、1心拍の切出しについては原波形の微分値からR波を検出した後、R波手前225ms、R波以降375msを1心拍として切出しを行った。

この図より、BBV法では隣接2心拍間で差分をとっていることから、ノイズの影響などにより圧縮率は約5.8%となりBBV法を適用しない場合の約6.7%に対しあまり向上していない。また、再生波形は部分的に誤差限界を超えているのがわかる。一方TBV法では、差分心電図のノイズの影響が少なく、圧縮率も約2.5%

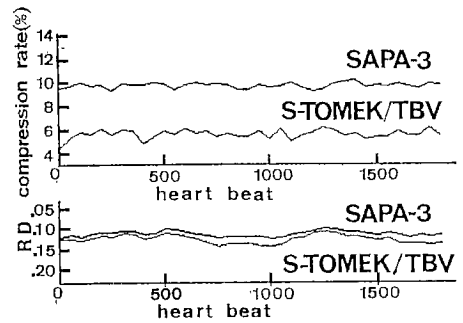


図6 TBV法の心電図圧縮率とRDの変動
 Fig. 6 Variation of compression rate and RD by TBV method.

とTBV法を適用しない場合よりも2倍以上に向上している。また、RD, CCもTBV法の場合テーブルとの差に対する近似となるため、何も行わない線形近似の場合よりも良い値となっている。

3.3 心電図経時変化時のテーブルの対応性

心電図は、短時間で見た場合かなりの類似性がありTBV法は有効に働くが、長時間ではTBV法の適用には問題があると思われる。そこで、一つの心電図テーブルに対して心電図の経時変化に対するTBV法の対応性について検討を行った。

図6に心電図に同一のテーブルを使用したTBV法の圧縮特性を示す。なお、圧縮法はS-TOMEK法($\epsilon=20\mu V$, QRS群では $60\mu V$, 起点数3点)とし、比較のためTBV法を適用しないSAPA3法($\epsilon=20\mu V$,

QRS 群では $60 \mu\text{V}$ も図示した。また、テーブルは心電図のはじめの 20 心拍の平均とした。

この図より、圧縮率は差分による振幅変化の程度により多少の変化はあるが、平均してみればほぼ一定であり徐々に悪化するという傾向は認められない。例えばテーブルの置換えが必要となったとしても、1 テーブル当たり数十 Byte のメモリ容量で済むことからテーブル保存に要するメモリについては問題はない。またテーブルの置換えの時期については、入力 1 心拍ごとにテ-

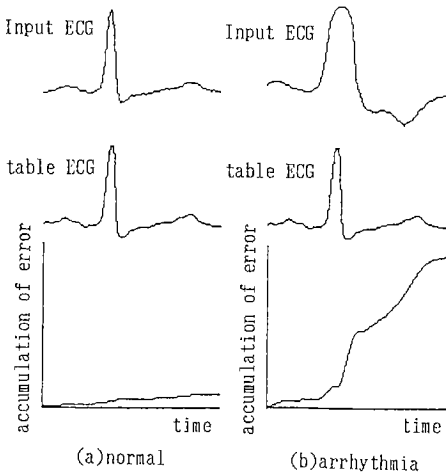


図 7 不整脈の識別法

Fig. 7 Discrimination method of arrhythmia.

ブルとの誤差の計算および最新入力データによる予備テーブルの作成を、別に設けたメモリ領域にて行っているため、入力波形とテーブルとの誤差の程度により予備テーブルとの置換えの判定やその実行はリアルタイムで可能である。

3.4 TBV 法の不整脈への対応性

TBV 法は心拍ごとの波形類似性を利用して振幅変化を小さくするもので、類似性の少ない不整脈やスパイク性ノイズなどには適用不可能である。従って、入力波形を類似性の強い心拍と類似性の少ない不整脈とに識別し、前者についてのみ TBV 法を適用させる必要がある。

この識別処理の方法としては、先に述べたように入力 1 心拍ごとにテーブルとの誤差を計算し、その誤差の大きさによって識別する方法が考えられる。実際、テーブルと類似性の強い心拍および類似性の少ない不整脈との誤差の大きさは極端に異なるため、容易に識別処理が可能である。図 7 にその 1 例を示す。

図 8 に不整脈を含む入力波形と識別処理を行った波形例を示す。これより正常心拍については TBV 処理が行われ、その他の波形については原波形のまま保存されており、これに対し S-TOMEK を適用した結果、すべての部分で再生波形は許容誤差範囲内にある。

このように識別処理された波形にデータ圧縮を適用することで高圧縮率を得ることが期待でき、またこの方法では、一心拍ごとの切出し波形の記録ではなく、T 波の終わりから P 波の始まりまでも含めた欠損のない連続波形の記録が行える。

4. ビット圧縮

標本点圧縮を行った結果得られるデータは時間データと振幅データの 2 次元データであり、このデータ型は等長ビットデータとなっている。従って、このまま IC メモリに記録すると使用ビット長はそのデータ値によらず一定ビット長となり、メモリの無駄な消費を招くことになる。このことから、IC メモリへの記録時に

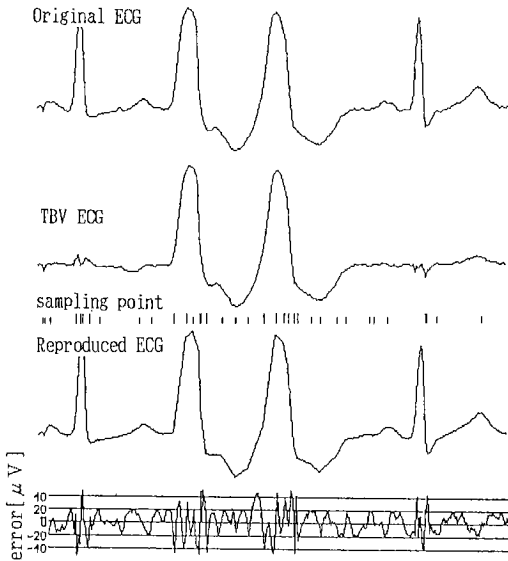


図 8 S-TOMEK/TBV 法の心電図圧縮

Fig. 8 ECG compression by S-TOMEK/TBV method.

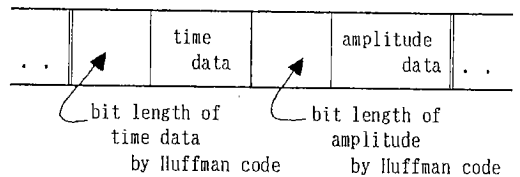


図 9 ビット圧縮法

Fig. 9 Bit compression.

データ値に応じたビット長を使用するビット圧縮が有効となる。

ここではビット圧縮法として TBV 法の適用により生起するデータ値のビット長に偏りがあることから、生起確率の高い値を短い符号に割りつける Huffman コード⁶⁾ (瞬時復号可能な非等長符号) を使用した。データ格納法の概略を図 9 に示す。

データは時間データ、振幅データの順に記録する形とし、それぞれのデータについてははじめにそのデータ値のビット長を Huffman コードで示し、次にデータ値を示す形とした。このことで、データ値が 2 ビット以上のデータであれば MSB は必ず“1”となり MSB の 1 ビットは記録しなくてよい。なお、負の数については補数の使用をやめて、符号ビットを設ける形とした。

このビット圧縮法により、時間データ、振幅データがそれぞれ 8 ビット一定で記録した場合と比較して、記録時間にして平均 1.7 倍程度の延長が可能である。

5. S-TOMEK/TBV 法の圧縮特性

AHA の期外性収縮などの不整脈を含む心電図 19 例 (すべて 3 分の連続波形) に対し S-TOMEK/TBV 法を適用し圧縮処理した結果を表 1 に示す。許容誤差 ϵ の設定に対する再生心電図のひずみ量が診断上どの値まで許容され得るかは必ずしも明確ではないが、ここでは文献(4)に準じ S-TOMEK 法は $\epsilon=20 \mu\text{V}$ (但し QRS 群では $60 \mu\text{V}$) とした。また起点数は 3 点とし、

表 1 S-TOMEK/TBV 法の圧縮特性

AHA ECG	Compression rate [%]	RD	CC	記録時間 [時間/MB]
1008	5.38	.130	.992	22.0
1009	5.49	.132	.991	23.3
1010	6.60	.102	.995	18.2
2001	7.99	.095	.995	15.7
2002	6.09	.090	.996	19.0
2003	6.34	.144	.990	21.3
2005	7.72	.146	.989	19.7
4007	9.20	.076	.997	13.1
4008	6.88	.120	.992	18.7
4009	6.57	.156	.988	18.4
4010	6.05	.099	.995	21.8
6001	6.58	.139	.990	19.5
6002	7.93	.084	.996	15.0
7005	4.04	.096	.995	31.9
7006	8.16	.129	.992	15.7
7007	5.11	.110	.994	25.4
7008	4.21	.160	.987	29.9
7009	7.38	.064	.998	14.8
7010	3.02	.093	.996	39.9
ave.	6.35	.114	.993	21.2

入力心電図はすべてサンプリング周波数 200 Hz、量子化ビット数 12 bit (LSB= $1.22 \mu\text{V}$) でサンプルしたものを使用した。

表 1 より、標本点圧縮率は波形により多少のばらつきが見られるが、これは設定した許容誤差限界を超えるノイズの影響によるものと考えられる。周期性のある正常心拍部分では TBV 法を併用していることから標本点圧縮率の波形依存性については少ない。また、振幅は大きいに変化率が少なくかつ TBV 法が適用されない不整脈部分が全体の 50 % 以上を占める No. 7009 でも圧縮率は 7.38 % と大きな悪化は示していない。従って不整脈があっても標本点圧縮率の波形依存性は比較的少なく、不整脈を含む 19 例の平均値 6.35 % (+2.85, -3.30 %) を中心にほぼ安定している。

RD, CC については圧縮率との兼ね合いであるが、この場合 RD で平均 0.114, CC で平均 0.993 となった。

この圧縮処理結果より 1 MByte の IC メモリに記憶できる時間は、3 分間のデータから延長計算して表 1 に示すようにビット圧縮を行った場合、不整脈も含めて 13.1~39.9 時間であり、2 MByte で 24 時間の心電図の記録が可能となる。

6. 他のデータ圧縮法との総合評価

AHA の不整脈を含む心電図 24 例 (すべて 3 分の連続波形) について、他の圧縮法として SAPA 3 法、m-SAPA 法、TOMEK 法、ニューラルネットによる圧縮法および S-TOMEK/TBV 法を適用させた圧縮特性について総合評価を行った。なお、SAPA 法、m-SAPA 法、TOMEK 法、S-TOMEK 法の許容誤差限界は QRS 群では他の部分の 3 倍とし、ニューラルネットについては階層型 3 層構造 (入出力層 120 ニューロン、中間層 3, 5, 7, 10 ニューロン) を使用し、各心電図の最初の 30 心拍について学習を行わせたネットについて検討を行った。但し、不整脈については適応除外とした。

6.1 RD, CC 評価

図 10 に許容誤差限界 (ニューラルネットによる圧縮法は中間層のニューロン数) をパラメータとした標本点圧縮率に対する圧縮特性 (RD, CC) を示す。

AHA 心電図 No. 7005 の場合、m-SAPA 法、SAPA 3 法、TOMEK 法、S-TOMEK/TBV 法、ニューラルネットによる圧縮法の順に圧縮特性が良くなっているのがわかる。また、SAPA 3 法の $\epsilon=20 \mu\text{V}$ と TOMEK 法の $\epsilon=15 \mu\text{V}$ の点で RD, CC がほぼ同

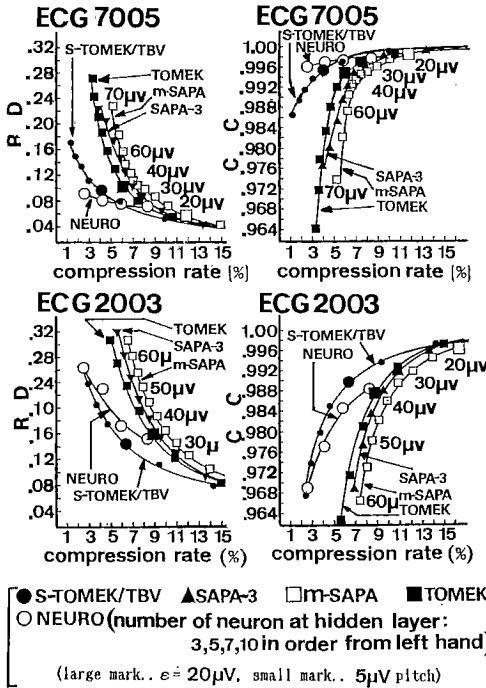


図10 各圧縮法における圧縮率とRD, CCの比較
Fig. 10 Relation of RD and CC vs. compression rate in different kinds of compression method.

値値となっていることから TOMEK 法は許容誤差限界を小さく設定でき、同一許容誤差限界に対し SAPA 3 法よりも高圧縮率が得られるといえる。また、更に TBV 法を適用した S-TOMEK/TBV 法の方が圧縮率が向上しているのがわかる。

雑音の多い心電図 No. 2003 では各圧縮法の圧縮特性は No. 7005 に対し悪化しているが、この場合特にニューラルネットによる圧縮法では中間層にあるニューロン数が少ない場合はその影響が大きい。このため S-TOMEK/TBV 法が最も良い結果となっている。

6.2 ST レベルの再生誤差の評価

波形の再生精度の評価法として主に RD や CC が使用されるが、これは一定区間のデータの積分誤差を用いて評価を行うため、平均化した誤差評価となり 1 波形の特定部分の評価は行えない。このためこの誤差評価法として心筋梗塞の判定などに使用される ST レベルに着目し、再生波形の原波形に対する ST レベルの再生誤差評価を行った。表 2 に AHA の No. 2003, No. 7005 の二つの心電図に対する各圧縮法の ST レベルの再生誤差の標準偏差を示す。

これより、SAPA 3 法; m-SAPA 法, TOMEK

表 2 ST レベルの再生誤差

圧縮法	誤差限界 [μV]	ECG 2003 標準偏差 [μV]	ECG 7005 標準偏差 [μV]
SAPA3	10	4.80	4.72
	20	7.56	7.44
	30	9.79	9.56
m-SAPA	20	6.78	6.12
	30	9.21	8.43
	40	12.35	9.87
TOMEK	10	5.44	4.71
	20	9.68	10.68
	30	13.96	16.10
S-TOMEK /TBV	10	5.01	4.86
	20	11.09	10.97
	30	17.27	14.54
neuro	3 neuron	18.25	13.61
	5 neuron	15.53	12.22
	7 neuron	13.32	11.95

注) neuroは中間層のneuron数をパラメータとする。

表 3 最長圧縮処理時間

圧縮法	誤差限界 [μV]	最長圧縮処理時間 [mSec]		
		No. 1009	No. 2003	No. 7009
SAPA2	10, 20, 30	0.09	0.09	0.09
SAPA3	10, 20, 30	0.19	0.19	0.19
m-SAPA	10	0.73	0.83	0.83
	20	1.15	1.29	1.13
	30	1.73	1.60	1.46
TOMEK	10	18.71	18.44	18.00
	20	15.88	31.24	75.34
	30	37.03	62.73	69.09
S-TOMEK 起点数 3	10, 20, 30	0.55	0.55	0.55
S-TOMEK 起点数 5	10, 20, 30	1.85	1.85	1.85

注) CPU : 80286 (12MHz)

言語 : C言語

法, S-TOMEK/TBV 法はそのアルゴリズムから ST レベルの再生誤差も設定許容誤差限界によって完全に保証され (誤差限界の 2 倍以内), 波形依存性はほとんどない。

ニューラルネットによる圧縮法は中間層を増やした場合、図 10 のように RD, CC は改善するが ST レベルに着目した場合、中間層が 1 心拍分の情報を 1 パターンとしてとらえており、波形各部をとらえていないことから標準偏差は大きく再生波形の部分的再生誤差については保証されていない。

6.3 処理時間

表 3 に各圧縮法の 1 サンプルデータに対する最長圧縮処理時間について示す。なお、CPU は 80286 (ク

ロック周波数 12 MHz) としプログラムは C 言語を使用した。これより SAPA 3 法, S-TOMEK 法は入力波形, 誤差限界に依存せず一定である。一方, m-SAPA 法, TOMEK 法は入力波形, 許容誤差限界により最長圧縮処理時間は異なり一定値とならない。また, TOMEK 法は処理時間が極めて長い。

7. 圧縮機能を有する長時間心電図デジタル記録装置の試作

上で述べた S-TOMEK/TBV 法をデータ圧縮法として用いて試作した長時間心電図デジタル記録装置の機器構成を図 11 に示す。心電図はアンプによって 2000 倍に増幅した後, 12 bit A/D コンバータによってデジタル変換し, 16 ビット CPU (V25: NEC 製, クロック周波数 8 MHz) を搭載したワンボードコンピュータにより圧縮処理し, 結果を IC メモリカードに書き込む。

図 12 に処理手順を示す。まず入力データから 1 心拍を切り出し, テーブルとの誤差を計算し, この誤差の大きさにより類似性の強弱の判断を行う。前者については TBV を行った波形について, 後者については原波

形に対して標本点圧縮処理を行う。そして, サンプル点が得られた時点でビット圧縮を行い IC メモリカードへ書き込みを行う。

この試作した記録装置に AHA 心電図を記録したテープより心電図を入力した結果, サンプリング周波数 250 Hz で波形によらずリアルタイムでこれらの圧縮処理が可能であった。またその圧縮特性については 5. で示した結果と同一の特性が保証されている。これより本圧縮法のリアルタイム処理がワンボードマイコンレベルの処理装置によっても可能であることが確認できた。

8. むすび

長時間心電図デジタル記録装置におけるデータ圧縮法として, 被圧縮波の波形依存性, 再生波形の忠実性および信頼性の点から判断した場合, SAPA 3 法, m-SAPA 法, TOMEK 法が有効であり, 圧縮率では TOMEK 法が最も良い結果となった。TOMEK 法の低処理速度の欠点は新たに考案した数個の起点について独立処理を行わせる S-TOMEK 法を採用することで圧縮率をほとんど劣化させずに高速処理を可能にした。また, BBV 法のノイズやアーチファクトによる圧縮率の低下, 不整脈への不適応性, 再生波形における累積誤差の増加の問題点についてもテーブルとの差分をとる方式とした TBV 法により解決でき, これに S-TOMEK 法を適用することで更なる圧縮率の向上が得られた。

AHA の不整脈を含む心電図 19 例について S-TOMEK 法と TBV 法を併用した圧縮法にビット圧縮を適用した場合, 平均 6.35 % のデータ圧縮率が得られる。この結果, 心電図データの記録可能時間は 1 MByte の IC メモリで 13.1~39.9 時間 (平均 21.2 時間) となり, 最大でも 2 MByte あれば 24 時間の連続心電図記録が可能である。

以上のことから, 圧縮率の波形依存性が少なく, また再生誤差が保証されることなどの点から, 本圧縮法が長時間心電図のデジタル記録装置の圧縮アルゴリズムとして有効なものと思われる。

文 献

- (1) 山崎 豊, 高橋幸郎: “デジタルメモリを用いたホルター心電計”, 信学技報, BME89-133 (1990-03).
- (2) Tomek I: “Two algorithms for piecewiselinear continuous approximation of functions of one variable”, IEEE Trans. Comput., C-23, 5, pp. 445-448 (April 1974).
- (3) 津田 進: “Beat to beat variation を利用した心電図デー

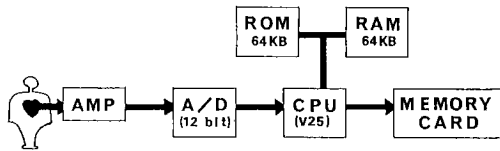


図 11 機器構成
Fig. 11 Block diagram.

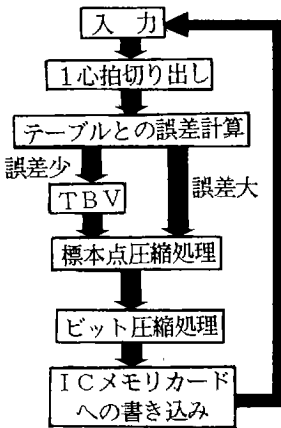


図 12 処理手順
Fig. 12 Flow chart.

- タ圧縮法”, 信学技報, **MBE85-37** (1985).
- (4) Ishijima M., Shin Soon-Bum, Hostetter G. H. and Sklansky J.: “Scan-Along Polygonal Approximation for Data Compression of Electrocardiograms”, IEEE, Trans. Biomed., **BME-30**, 11, pp. 723-729 (Nov. 1983).
- (5) 松本伍良, 清水孝一: “心電情報の圧縮と再生信号の品質”, 医用電子生体工学, **1**, 1, pp. 47-51 (1987).
- (6) 長坂保典, 岩田 彰, 鈴木宣夫: “ニューラルネットによるデジタルホルター心電図記録システム”, 信学技報, **MBE88-133** (1989).
- (7) 長坂保典, 黒柳 奨, 岩田 彰, 鈴木宣夫: “デジタルホルター心電図記録のためのニューラルネットによるデータ圧縮方式”, 信学技報, **MBE90-85** (1990).
- (8) Smith M. C. and Platt J. S.: “An ECG Compression Algorithm for Full Disclosure in a Solid-State Real-Time Holter Monitor”, Proc. IEEE, Computers in Cardiology, pp. 569-572 (1989).
- (9) 宮川 洋, 原島 博, 今井秀樹: “情報と符号の理論”, 岩波書店, pp. 22-26 (1982).

(平成3年9月20日受付, 4年3月11日再受付)



高橋 幸郎

昭48 東北大・工・電子卒. 昭53 同大大学院博士課程了. 同年東北大・工・助手. 武蔵工業大学助教授を経て昭63 埼玉大学工学部助教授, 現在に至る. 電子回路, 医用電子計測, 半導体のME計測への応用などの研究に従事. 工博.



牛房 浩行

平2 埼玉大・工・電子卒. 現在同大大学院修士課程在学中. 長時間心電図デジタル記録におけるデータ圧縮の研究に従事.