

# クラスタリングを用いたホルター心電図波形分類

露梨 真史<sup>†</sup> 小栗 宏次<sup>††</sup> 松尾 啓志<sup>†</sup> 岩田 彰<sup>†</sup>

<sup>†</sup> 名古屋工業大学 電気情報工学専攻 〒466-8555 名古屋市昭和区御器所町 岩田・松尾研究室

<sup>††</sup> 愛知県立大学 情報科学部 〒480-1198 愛知県愛知郡長久手町

E-mail: tsuyu@mars.elcom.nitech.ac.jp

あらまし 近年、虚血性心疾患や脳血管疾患といった生活習慣病は死因の上位を占めている [1]。そのような疾患は現在でも最重要の診断方法とされる心電図で診断が行われるが、発作的に現れる異常を捕らえるために日常生活を行いつつ計測可能なホルター心電図検査が主に行われる。循環器系疾患には早急な処置を要するものもあり、心電図解析を迅速に行うことが求められる。しかし、現状の心電図自動解析では計測データに含まれるノイズや筋電図の混入などにより、波形の誤検出や誤判定が見られ、その精度は必ずしも高いとは言えない。本研究では心電図の波形分類手法として、クラスタリングを用いた。この手法はノイズによる波形分類数を減らし、心電図専門医にかかる負担を減らすことを目的としている。不整脈患者のデータを用いて実験を試みたところ、テンプレートマッチングによる波形分類数と比較して波形数を減らすことが可能となった。

キーワード ホルター心電図, クラスタリング, テンプレートマッチング

## The Holter ECG waveform classification using clustering

Masashi TSUYUNASHI<sup>†</sup>, Koji OGURI<sup>††</sup>, Hiroshi MATSUO<sup>†</sup>, and Akira IWATA<sup>†</sup>

<sup>†</sup> Nagoya Institute of Technology, Electric information, Gokiso-cho, Showa-ku, Nagoya city, Aichi, 466-8555 Japan

<sup>††</sup> Aichi Prefectural University, Faculty of Information Sciences and Technology Nagakute-cho, Aichi-gun, Aichi, 480-1198 Japan

E-mail: tsuyu@mars.elcom.nitech.ac.jp

**Abstract** In Recent years, Lifestyle-related illness, such as Ischemic heart disease and Brain blood vessel disease, occupy the higher rank of the cause of death. Diagnosis is performed with the ECG by which such a disease is also considered as the diagnostic method of the maximum important now. Measurable Holter ECG inspection is mainly conducted, performing everyday life, in order to catch the abnormalities which appear spasmodically. It is called for that what a circulatory organ system disease takes immediate disposal performs ECG analysis quickly for a certain reason. But, in the present ECG automatic analysis, wave-like incorrect detection and a wave-like incorrect judging are looked at by mixing of the noise and ECG which are contained in measurement data etc., and it cannot be said that the accuracy is not necessarily high. In this research, clustering was used as the waveform classification technique of an ECG. This technique aims at reducing the number of waveform classifications by the noise, and reducing the burden concerning a ECG medical specialist. When the experiment was tried using an arrhythmic patient's data, it became possible to reduce the number of waveforms as compared with the number of waveform classifications by template matching.

**Key words** Holter Electrocardiography, clustering, template matching

### 1. 序 論

心電図はその発見以来、すでに百年近い年月が経過している。現在でも最重要の診断法としての地位は微動だにしない。

心電図は循環器検査法の中で最も簡便かつ多量の情報を得ることができる検査の一つであるが、通常用いられる12誘導心電図では記録時間が短く、安静にした状態で記録する必要があるため、発作的に現れる異常を記録時間内に捕らえることは困難

である。そこで、こうした問題を解決する方法としてホルター心電図検査がある。この心電図は日常生活を変わらない環境で長時間連続して心電図を記録することができるため、不整脈や虚血性心疾患などの診断や重症度評価、治療の効果判定といった検査が可能である [2]。

循環器疾患の中には早急な処置を要するものもあり、心電図計測結果を迅速に解析する必要がある。現在、実用化されているホルター心電図自動解析システムの多くは記録された磁気テープの再生速度が、従来に比べさらに高速となり、計算機の処理速度の向上によってより多くの情報を短時間で得ることができるようになった。しかし、筋電図の混入や基線動揺、磁気テープ再生時のノイズおよび波形のゆがみなどによって自動解析上は種々の誤検出、誤判定が見られ、その精度は必ずしも高いとは言えない [2]。

現在のホルター心電図解析システムにおいて、1心拍分の心電図の抽出を行い、その抽出された波形のパターン別分類手法として、相関係数 [3] を用いたテンプレートマッチングが用いられている。この方法では高精度の波形分類が可能ではあるが、ノイズや波形のゆがみによって別の波形と判断されテンプレート数が無駄に多くなり、心電図専門医の負担が増えてしまうことが問題である。

本研究では、ホルター心電図により計測された 2ch の心電図データを用いて 1心拍分の波形抽出を行い、その波形の分類手法としてクラスタリングを用いて分類を行う [5] ことでノイズのテンプレートを減らし、最終的にテンプレート数を減らすことで臨床検査技師にかかる負担を減らすことを目的とする。

## 2. 相関係数を用いたテンプレートマッチングによる心電図波形分類

現在のホルター心電図解析システムに用いられている心電図波形分類手法として、ピアソンの積率相関係数を用いたテンプレートマッチングによる分類がある。

まず、心電図から図 1 に見られる R 波の位置を検出し、検出された R 波の位置を元に 1 拍分の心電図波形を切り出す。そして切り出された心電図波形とテンプレートとの相関係数を計算し、閾値を超えていればそのテンプレートのグループとして登録し、そうでない場合はその波形を新たなテンプレートとして登録する。これを切り出された全ての波形に対して行うことで、心電図波形の分類が行われる。この流れを図 2 に、概要を図 3 に示す。

### 相関係数計算手法

テンプレート波形の信号と比較を行う波形の信号をそれぞれ  $x(t), y(t), (t = 0, \dots, N)$  とおき、式 (1), (2) により二つの信号の平均  $\bar{x}, \bar{y}$  を求める。

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{t=0}^N x(t) \quad (1)$$

$$\bar{y} = \frac{1}{N} \sum_{t=0}^N y(t) \quad (2)$$

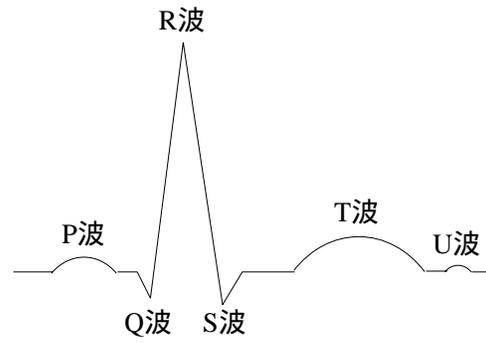


図 1 心電図波形

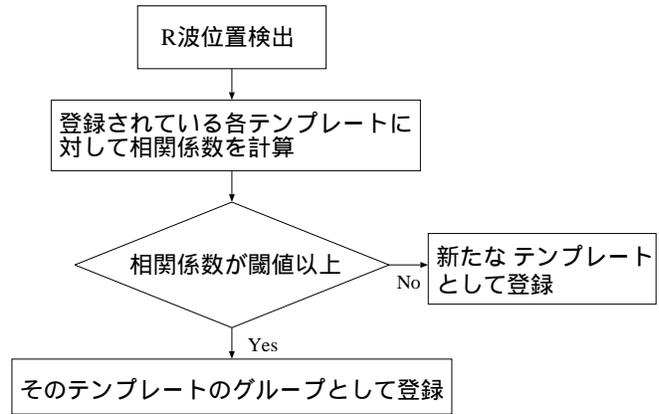


図 2 テンプレートマッチングによる心電図波形分類

次に  $x(t), y(t)$  に関して、式 (3), (4), (5) により分散  $\sigma_x^2, \sigma_y^2$  および共分散  $\sigma_{xy}$  を求める。

$$\sigma_x^2 = \frac{1}{N} \sum_{t=0}^N (x(t) - \bar{x})^2 \quad (3)$$

$$\sigma_y^2 = \frac{1}{N} \sum_{t=0}^N (y(t) - \bar{y})^2 \quad (4)$$

$$\sigma_{xy} = \frac{1}{N} \sum_{t=0}^N (x(t) - \bar{x})(y(t) - \bar{y}) \quad (5)$$

このとき、 $x(t), y(t)$  に関する相関係数  $\gamma$  は式 (6) によって求められる。

$$\gamma = \frac{\sigma_{xy}}{\sigma_x \sigma_y} \quad (6)$$

ここで、 $-1 \leq \gamma \leq 1$  である。

## 3. クラスタリング

パターン空間  $V$  において、 $W \subseteq V$  をパターンの有限集合とする。ここで、 $W$  の直和分割  $\{S_1, S_2, \dots, S_N\}$  は以下の式 (7) を満たす  $W$  の部分集合の組である [4]。

$$\begin{cases} W = S_1 \cup S_2 \cup \dots \cup S_N \\ S_n \neq \phi \quad (1 \leq n \leq N) \\ S_j \cap S_k = \phi \quad (1 \leq j \leq N, 1 \leq k \leq N, j \neq k) \end{cases} \quad (7)$$

$W$  の直和分割で各  $S_n$  の中の要素が類似度  $d$  に関して互いに良

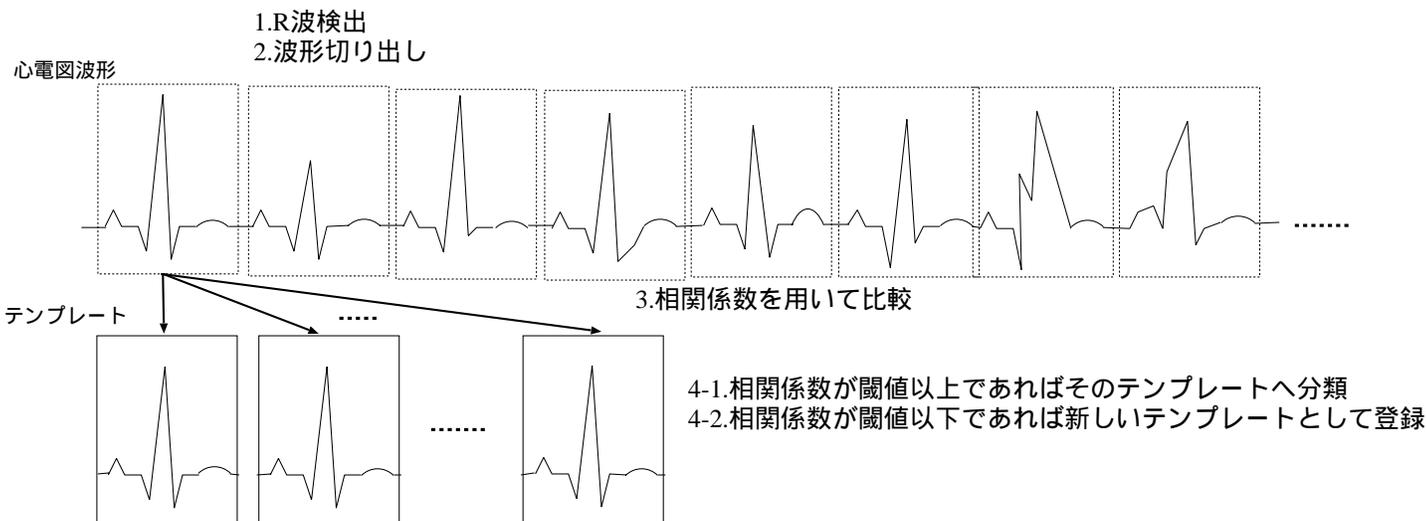


図 3 テンプレートマッチングによる心電図波形分類の概要

く似ているようなものを  $W$  のクラスタリングといい、各  $S_n$  をクラスタと呼ぶ。

ここで、パターンの有限集合  $S \subseteq V$  に対して、その歪  $D(S)$  を次のように定義する。

$x \in V$  に対して、

$$D(x, S) \equiv \sum_{y \in S} d(x, y) \quad (8)$$

$$D(S) \equiv \min\{D(x, S) | x \in V\} \quad (9)$$

式 (9) の右辺の最小値を達成する  $x$  を  $\operatorname{argmin}\{D(x, S) | x \in V\}$  と表すとき、 $S$  のセントロイド (基準パターン)  $C(S)$  を式 (10) で定義する。

$$C(S) \equiv \operatorname{argmin}\{D(x, S) | x \in V\} \quad (10)$$

この歪をもとにして  $W$  の直和分割の総歪を式 (11) で定義する。

$$D(S_1, S_2, \dots, S_N) \equiv \sum_{n=1}^N D(S_n) \quad (11)$$

そして、総歪が小さいほど良いクラスタリングであるとする、良いクラスタリングを見つける問題は次のような組み合わせ的最適化問題として定式化することができる。

クラスタリング問題 パターンの有限集合  $W$  に対して、総歪  $D(S_1, S_2, \dots, S_N)$  を最小にするような  $W$  の直和分割を求めよ。

#### k-means 法

$M$  個の要素を持つ有限集合  $W$  を  $N$  個の部分集合に直和分割する仕方は有限通りしかなく、クラスタリング問題は枚挙法によって必ず解くことができる [4]。しかし、枚挙法による直和分割の仕方は通常取り扱うサイズの問題に対して巨大数になる。そこで最適解を求めるのではなく、準最適解を求める手法を考える。次のようにして総歪が単調に減少する直和分割の列を構成する。

$\{S_1, S_2, \dots, S_N\}$  を  $W$  の任意の直和分割とする。また、 $z_n$  を

$S_n$  のセントロイドとし、 $z_1, z_2, \dots, z_N$  の勢力圏から定まる  $W$  の直和分割を式 (12) とする。

$$\{S'_1, S'_2, \dots, S'_N\}, S'_n \equiv V(z_n) \cap W \quad (12)$$

ここで、 $V(z_n)$  は  $z_n$  の勢力圏である。このとき式 (13) が成り立つ。

$$\sum_{n=1}^N D(z_n, S'_n) \leq \sum_{n=1}^N D(z_n, S_n) \quad (13)$$

ここで、 $D(z_n, S'_n)$  や  $D(z_n, S_n)$  は式 (8) で定義されたものである。さらに  $z'_n$  を  $S'_n$  のセントロイドとすれば、式 (14) が成り立つ。

$$\sum_{n=1}^N D(z'_n, S'_n) \leq \sum_{n=1}^N D(z_n, S'_n) \quad (14)$$

式 (13), (14) より

$$D(S'_1, S'_2, \dots, S'_N) \leq D(S_1, S_2, \dots, S_N) \quad (15)$$

が得られるので、セントロイドの初期値を適当に設定しておき、以後セントロイドの勢力圏により  $W$  の直和分割を求めてクラスタを形成し、そのクラスタのセントロイドを計算しなおすという手順を繰り返すことにより、総歪が単調に減少する直和分割の列が得られる。

## 4. 提案手法

2ch の心電図データを用いて  $R$  波の検出を行い、 $R$  波検出点の前後 40 点のデータを一波形として切り出す。ここで、クラスタリングを行うにはあらかじめ分類する波形数を決定しておく必要があるため、まずテンプレートマッチングを行い、得られたテンプレート数をデータに対する最大波形分類数と考え、その数をクラスタリングで行う波形分類数とする。そしてクラスタリングを行うことでノイズ波形をまとめ、後処理によって最適な心電図波形分類を行う。クラスタリングには k-means 法を用いる。その流れを図 4 に、概要を図 5 に示す。

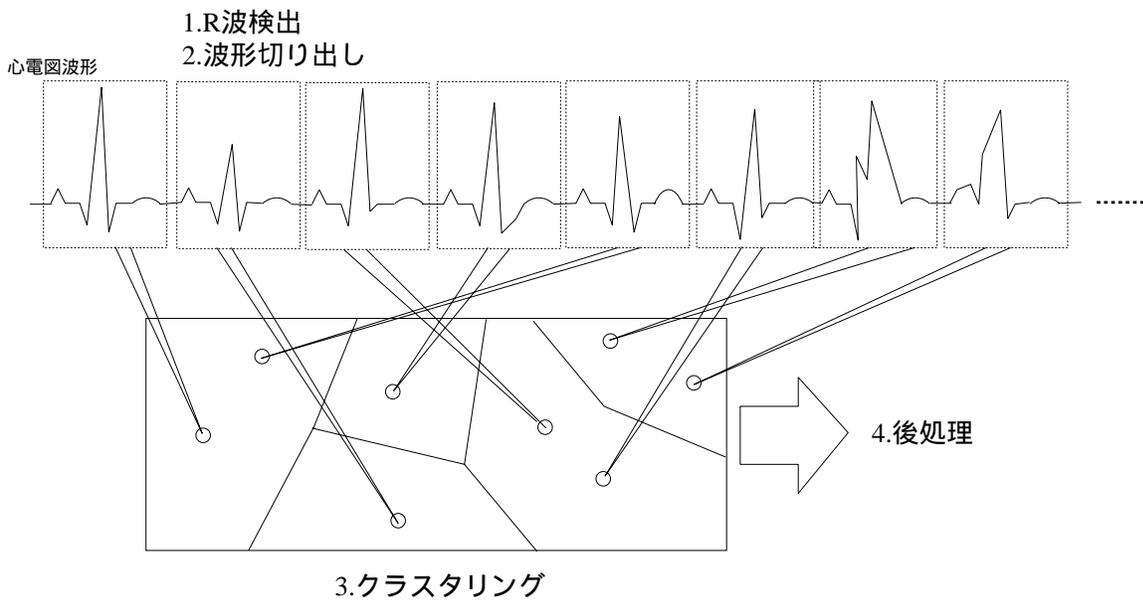


図 5 提案手法の概要

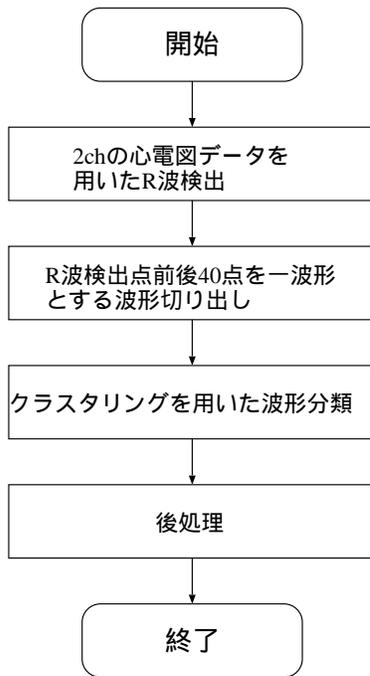


図 4 提案手法

#### 4.1 クラスタリングにおける初期基準パターンの選択方法

本研究ではクラスタリングによってテンプレートマッチングによるテンプレート数と同数の分類を行うため、クラスタリングによってノイズ波形をまとめるには初期基準パターンの選択方法を考える必要がある。そこで、初期基準パターンの選択目標として、テンプレートマッチングによって得られたテンプレートがノイズ波形であるテンプレート数よりも初期基準パターンで選択するノイズ波形数を少なくする。初期基準パターン選択の概要を図 6 に示す。この際ノイズの定義が必要となるが、本研究では R 波検出により切り出された各波形の分散を求め、分散の値が大きいものと小さいものをノイズとして判断した。

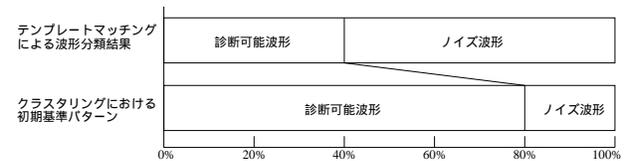


図 6 初期基準パターン選択

#### 4.2 後処理

クラスタリングによって分類された波形は、初期基準パターンの選択において診断可能波形の分類をテンプレートマッチングによって分類される場合よりも多く分類するようにしてあるために、同じ分類をされることができるとも多いため、そこで以下の後処理を行うことで、最適な分類を行う。まずクラスタリングによって分類された波形群の重心を計算し、その波形をその分類の代表波形として扱う。そして各代表波形に対する相関係数を計算し、閾値を越えたときに波形群の統合を行う。後処理の流れを図 7 に示す。

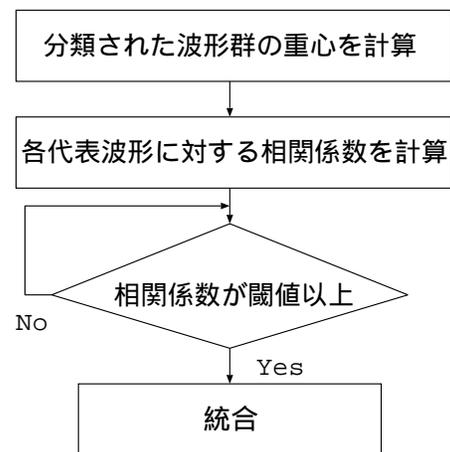


図 7 後処理

## 5. 初期基準パターン選択実験

初期基準パターンの選択において、テンプレートマッチングによる波形分類数を  $X$ , R 波検出によって切り出された全波形数を  $Y$  とする。本研究では各波形の分散が大きいものと小さいものをノイズと判断し、値の小さいものと大きいものから順に

$$X \times \frac{Z}{100} \quad (16)$$

波形を選択する。そして残りの

$$X \times \frac{100 - 2Z}{100} \quad (17)$$

波形を  $Y/2$  点を中心に選択する。 $Z$  [%] はノイズ波形を選択する割合である。

ここで、最適な  $Z$  を求めるために 3 つのデータに対して  $Z$  の値を変化させ、テンプレートが診断可能な波形であるときに含まれるノイズ波形数とテンプレートがノイズ波形であるときに含まれる診断可能波形数を調べることで  $Z$  を評価する。

実験データは 3 名の不整脈患者の心電図データであり、データ数は各被験者毎にサンプリング周波数を 125Hz として、データ 1 は 95000 点 (約 12 分 56 秒)、データ 2, 3 は 97000 点 (約 12 分 32 秒) である。実験の結果を表 1, 2 に示す。

表 1 診断可能波形に含まれるノイズ波形数  
( $Z$ : ノイズ波形を選択する割合 [%])

データ番号	$Z$ [%]			
	2.5	5	7.5	10
1	14	12	9	8
2	9	9	8	8
3	22	15	17	15

表 2 ノイズ波形に含まれる診断可能波形数  
( $Z$ : ノイズ波形を選択する割合 [%])

データ番号	$Z$ [%]			
	2.5	5	7.5	10
1	1	1	3	3
2	8	3	4	6
3	2	3	5	7

## 6. 心電図波形分類実験

本手法を用いた波形分類結果を専門家によって評価する。

実験データは、初期基準パターン選択実験で用いたデータと同じものを用いる。

本実験ではテンプレートマッチングにおいて、経験則より相関係数に対して用いる閾値を 0.9, 後処理における閾値を 0.98 とする。また、初期基準パターン選択実験より  $Z = 5$  として実験を行った。テンプレートマッチングにより求めたテンプレート数  $T$  とクラスタリングによる波形分類数  $C$  の結果を表 3 に、専門家による本研究を用いた波形分類結果に対する評価を表 4 に示す。

表 3 テンプレートマッチング、クラスタリングを用いた波形分類数  
( $T$ : テンプレートマッチングによるテンプレート数 [個],  
 $C$ : クラスタリングによる波形分類数 [個])

データ番号	$T$ [個]	$C$ [個]
1	97	51
2	60	22
3	59	17

表 4 クラスタリングによる波形分類結果

データ番号	R 波検出数 [個]	分類ミス数 [個]
1	616	24
2	931	7
3	761	13

## 7. 考 察

### 7.1 初期基準パターン選択実験

表 1 の診断可能波形に含まれるノイズ波形数では、初期基準パターンにおいてノイズ波形を選択する割合  $Z$  の値が大きくなるほど、つまりノイズと判定された波形を初期基準パターンとして選択する数が多いほど診断可能波形に含まれるノイズ波形数は減少する傾向にある。また、表 2 のノイズ波形に含まれる診断可能波形数では  $Z$  の値が大きくなるほど、ノイズ波形に含まれる診断可能波形数は増大する傾向にある。この二つの表から、本研究で用いた切り出された波形ごとの分散を用いたノイズ判定は正しく行えていることがわかる。この実験から、3 つのデータ全てにおいて診断可能波形に含まれるノイズ波形数、ノイズ波形に含まれる診断可能波形数のどちらにおいても安定しているのは  $Z = 5$  のときと判断し、次に行った心電図波形分類実験では  $Z = 5$  として実験を行った。

### 7.2 心電図波形分類実験

表 3 の相関係数によるテンプレートマッチングを用いた心電図波形分類数と本研究での提案手法であるクラスタリングを用いた心電図波形分類数の比較では、テンプレートマッチングによる波形分類数に対して本手法を用いた場合、約 40% のテンプレートを減らすことができていることが分かる。また、本手法を用いた波形分類結果を 2 名の心電図専門家に評価していただいたところ表 4 に示してあるように、R 波検出数に対して分類ミスである波形数は約 3% と良好な結果を得ることが出来た。しかし、クラスタリングの性質上基準パターンへの距離に近いテンプレートへ分類されてしまうため R 波の高さのばらつきがみられる場合があることや、ドリフトノイズを含む波形が診断可能波形に含まれることも見られる場合があることから、今後はそれらの対策が必要となる。

## 8. ま と め

本研究ではホルター心電図解析システムにおける心電図波形分類のテンプレート数を減少させるため、クラスタリングを用いてホルター心電図波形分類を行った。その中で、R 波検出による切り出された波形ごとの分散を用いてノイズ判定を行うことでクラスタリングにおける初期基準パターンの選択を行い、ノ

イズ波形をまとめて分類することで総テンプレート数の減少を可能にした。実験の結果から、相関係数を用いたテンプレートマッチングによる心電図波形分類数に対して本手法を用いた場合、約 40%のテンプレートを減らすことができ、その分類結果についても良好な評価を得た。

#### 文 献

- [1] 平成 13 年度版 厚生労働白書, 第 1 部, 第 1 章, 第 1 節, 心身ともに健康で生活するために
- [2] 岡島光治 「心電図コンピュータ診断」中山書店 (1989) ISBN4-521-30061-8
- [3] 和田孝雄 「生体のゆらぎとリズム」講談社 (1997) ISBN4-06-153654-0
- [4] 上坂吉則 尾関和彦 「パターン認識と学習のアルゴリズム」文一総合出版 (1990) ISBN4-8299-2072-6
- [5] 堀田悦伸, 直井聡, 諏訪美佐子 「クラスタリングによる個人筆記特性に基づく数字認識の改善方法」 電気情報通信学会論文誌 2000/3 Vol.J83-D-2