

不整脈の計量診断*

—RR 間隔の統計的解析—

統計数理研究所	馬	場	康	維
"	駒	澤		勉
"	村	上	征	勝
日本医科大学第一内科	加	藤	貴	雄

(1978年2月 受付)

Statistical Analysis of Arrhythmias
- Computer Aided Diagnosis of Arrhythmias -

Yasumasa Baba, Tsutomu komazawa,
Masakatsu Murakami

(The Institute of Statistical Mathematics)

Takao Kato

(Department of Internal Medicine, Nippon Medical School)

A new method for computer aided diagnosis of arrhythmias is proposed, in which serial correlation diagrams of RR-interval in electrocardiogram are used. The results obtained were considerably satisfactory.

<目 次>

- 1 はじめに
- 2 心電図リズムとその計測
- 3 RR 間隔の統計的性質
- 4 不整脈の分類法
- 5 系列相関図のパターン認識と不整脈の自動診断
- 6 おわりに

1 はじめに

電算機の発達にともない医療の各分野において自動診断に関する研究が盛んになりつつある。中でも心電図の自動診断に関する研究はすでに実用に供されてはいるが、不整脈の自動診断についてはまだいろいろの問題点が残されている[1]。

その一つの問題として、不整脈の判読には心房興奮波である P 波の分析が絶対必要であるが、この波はしばしば非常に小さかったり、QRS 波との関係が一定しなかったりするため、自動認識が困難であることがあげられる。

この問題を解決する一つの方法は、P 波にかんする情報を用いず、QRS 波のリズム（すなわ

* この研究は、文部省科学研究費特定研究「心臓血管系の基礎研究」(昭和49年4月～昭和52年3月)および、昭和52年度文部省科学研究費奨励研究(A)「心臓電気現象の統計的解析」(277295)による。

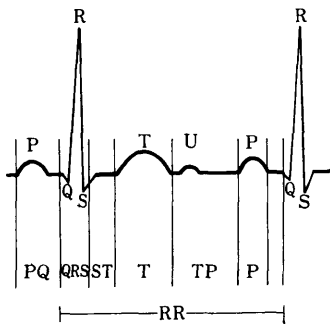
ち RR 間隔) にかんする情報のみを用いて, 不整脈の診断を行うことである. この観点から, 我々は RR 間隔のみによって不整脈を分類し, 診断する方法の開発をこころみ, 典型的な各種の不整脈例について, RR 間隔にかんする種々の統計量, 分布の形及び系列相関図の比較検討を行った. その結果にもとづき, 系列相関図による分類が不整脈の診断に有効な手段となることを示し, そのパターン認識による不整脈の自動診断法を考案した.

2 心電図のリズムとその計測

2.1 心電図の波形

第1図は心電図波形を模型的に描いたもので, その各棘波に対し P, Q, R, S, T, U の名称が与えられている[2].

QRS 波の始めから, 次の QRS 波の始めまでを RR 間隔といい, $60/RR$ 間隔が心拍数(脈拍数)に相当する. RR 間隔に不整のあるとき, すなわち心拍リズムの乱れているものを, 不整脈という. この RR 間隔が我々の分析の対象である.



第1図 心電図波形と名称

2.2 RR 間隔の計測

RR 間隔の電算機による計測の方法の概要は以下のごとくである.

1) 入力データ

心電図データとして, 日本医科大学第一内科において1人当たり約3分磁気テープに収録したものを用いた. 第II誘導を原則とする. このデータを A-D 変換装置を通して 500 データ/秒でデジタル量に変換したものを入力データとした.

2) データの整形

データの収録の際には種々の雑音が入る. そのうち著明なものは, 電燈線の影響による 50Hz の交流雑音と, 患者の体動などに起因する高周波雑音および低周波雑音である(第2図). 特に低周波雑音は基線の移動を引き起こし, P 波の認識を面倒なものにする. これらの雑音を考慮して, 次のようなデータの整形を行ったのち微分波形を求めることとした.

- (a) 高周波雑音を除くために, 10 項移動平均を用いて入力原データを修正する. この処理により 50Hz 交流雑音はほぼ除去され, 高周波雑音もある程度平滑化される.

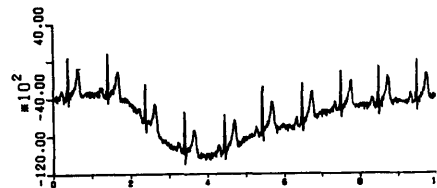
- (b) 修正データから微分(差分)波形を作り, QRS 波の識別用微分データとする. 実際には上記の (a), (b), 2つの処理を同時に行い, 次式により微分波形データを得る[3].

$$X'_i = \frac{1}{5} \{ (X_{i-3} + X_{i-1} + X_{i+1} + X_{i+3} + X_{i+5}) - (X_{i-4} + X_{i-2} + X_i + X_{i+2} + X_{i+4}) \}$$

ただし, X_i は原データ, X'_i は微分波形データである.

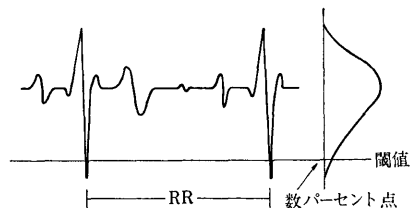
3) QRS 波の識別と RR 間隔の計測[3], [6]

- (a) QRS 波識別用の閾値の初期値設定のため, まず微分データの始めの 1000 データの分布を求める. 1000 データを用いるのは, これが 2 秒に対応しており, 通常は少なくとも 1 個の



第2図 心電図実例

QRS 波を含むからである。一心拍の間で QRS 波の占める時間は、大きくても 10パーセントを少しこえる程度である。このことから、微分心電図において QRS 波に対応するピークを見出すには、1000 データのうちの絶対値最大のデータが第 3 図の如く負のさいには、上記の分布の数パーセント点を閾値として採用すればよい。絶対値最大のデータが正のさいには、 $(100 - \text{数})$ パーセント点を閾値とすればよい。我々のプログラムでは閾値として 1~2 %点を選んだ。



第 3 図 微分心電図波形と閾値および RR 間隔の定義

- (b) 閾値と微分波形データから QRS 波を認識する。すなわち、閾値を越えた時刻から QRS 波が始まったと考え、その後の 50 データ (100 msec) の範囲を QRS 波であるとする。この QRS 波とみなした部分のうち、絶対値が最大となる時刻を R 波の代表点とする。次に R 波から 100 データ (200 msec) 後から、次の QRS 波を同様にして探し、次の R 波の代表点を求める。このようにして求められた引き続く二つの代表点の間隔が第一番目の RR 間隔となる。

N 番目までの RR 間隔が求められた時、次の QRS 波の認識は、最後の R 波の代表点から数えて次の式で求められる n 個のデータだけ後から始める。

$$n = \frac{1}{3N} \sum_{i=1}^N X_i \quad X_i \text{ は } i \text{ 番目の RR 間隔}$$

これにより次々に QRS 波を認識する。但し 1000 データ (2 sec) の範囲に次の QRS 波が見出しえない場合には、閾値を下げて QRS 波を探す。

- (c) RR 間隔の計測

ここでいう RR 間隔は、閾値が正であれば QRS 波の最大値を与える時刻と次の QRS 波の最大値を与える時刻との差、閾値が負であれば連続した二つの QRS 波のそれぞれの最小値を与える時刻の差であると定義する。本研究では 100 秒間の心電図データを用いて RR 間隔の計測を行った。

以上の手続きにより RR 間隔の計測を行ったが、このプログラムはまだ開発中であり、今後改良を加えて行く予定である。論文にかかげた様々な数値は、試みの数値であり、多くの症例についての分析が進めば、別の値に置き換えられるべきものである。

一方 RR 間隔計測のためのハードウェア[4]の開発も行いつつあるので、将来はより簡単に計測が行われるようになると考えている。

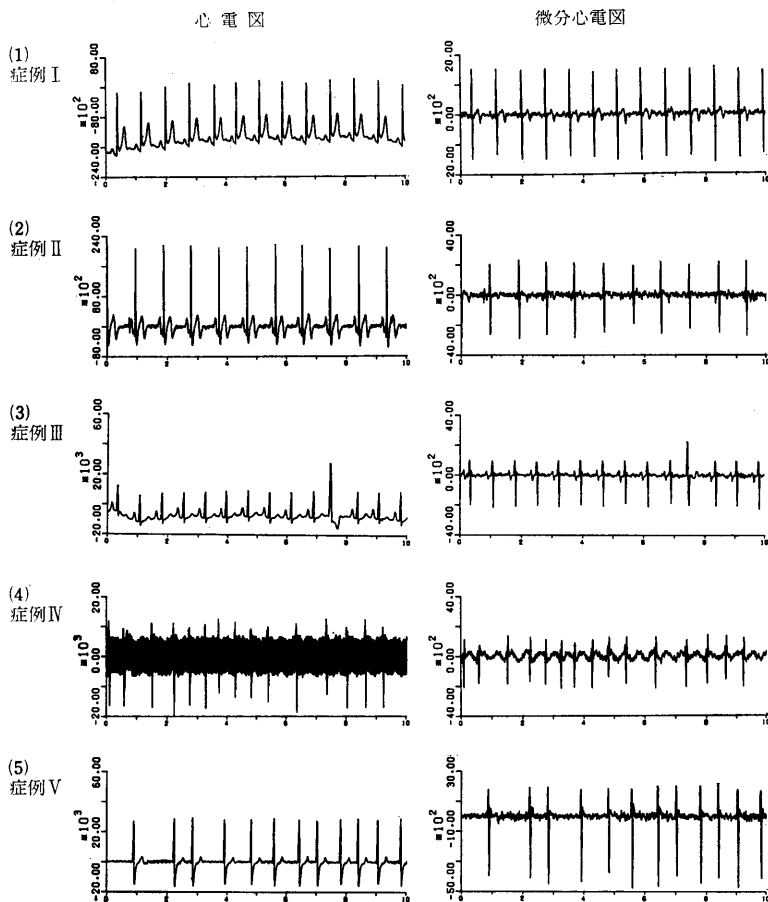
3 RR 間隔の統計的性質

不整脈の分類法を述べる準備として、我々の収集したデータの解析結果に基づいて、いくつかの典型的な症例の RR 間隔の系列の特徴について述べておこう。

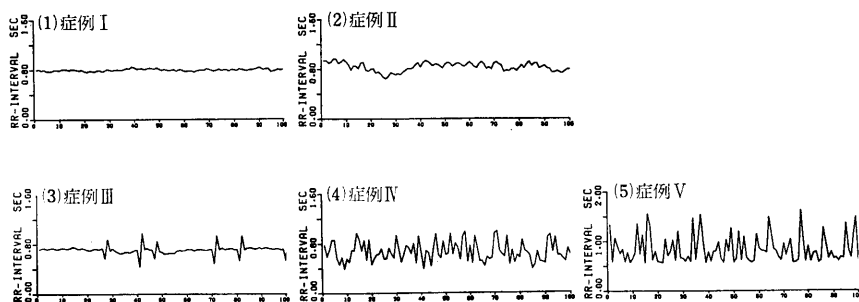
解析を行うために用いた症例は、正常洞調律 18 例、呼吸性不整脈 2 例、心房細動 14 例、期外収縮 4 例、種々の不整脈の混在するもの 8 例、計 46 例である。

第 4 図に代表的症例の心電図および整形された微分心電図を示す。症例 IV のように高周波を含む心電図の場合も比較的きれいな微分心電図が得られた。

RR 間隔のデータの規則性を調べるには、時系列データとして取扱うのが妥当である。第 5 図は上記各症例の時系列グラフを、第 6 図は各症例の RR 間隔の分布を示す。いずれも 100 秒



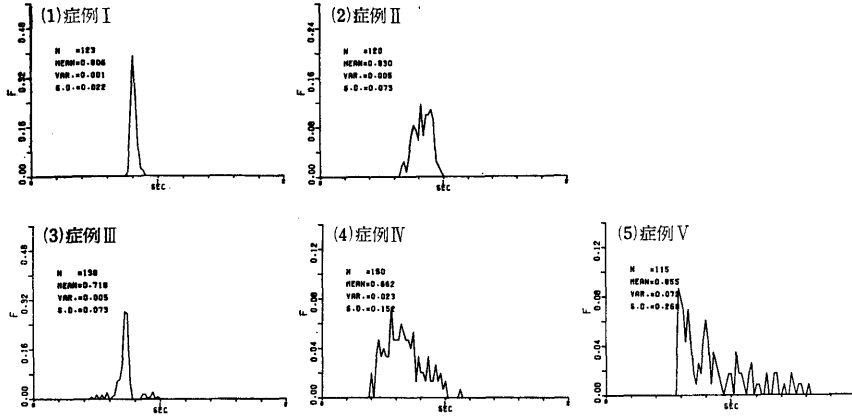
第4図 心電図および微分心電図



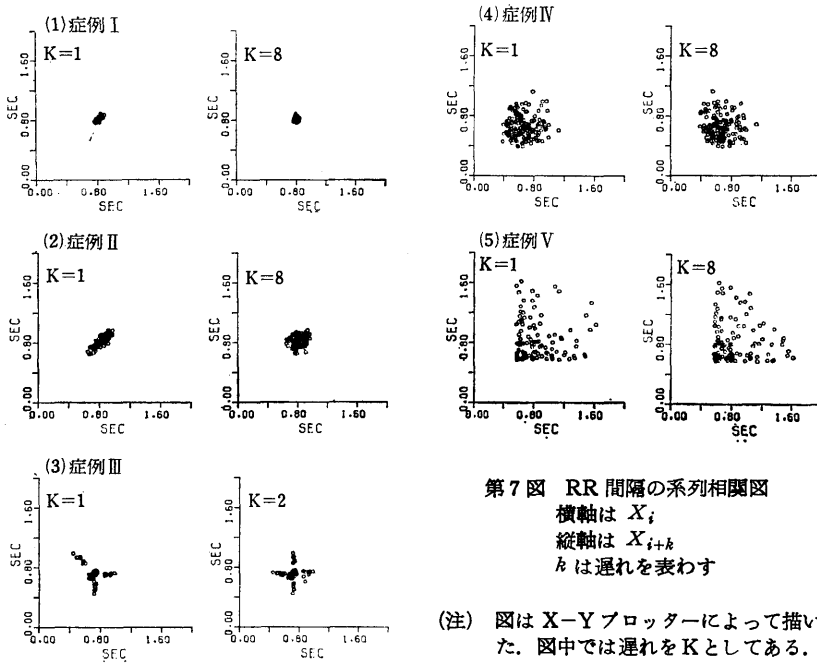
第5図 RR 間隔の時系列
横軸は RR 間隔の番号を表わす

間の心電図の解析によるものである。

また表1は各分布の平均および標準偏差, 第7図は遅れ k の系列相関図, 表2は第7図に対応する系列相関係数を示す. これらの図および表を参考にして, いろいろの不整脈についてその特徴を述べる.



第6図 RR 間隔の分布
データは100秒間の心電図を分析して得られたもの



第7図 RR 間隔の系列相関図
横軸は X_i
縦軸は X_{i+k}
 k は遅れを表す

(注) 図は X-Y プロッターによって描いた。図中では遅れを K としてある。

(1) 正常 (症例 I, 症例 II)

正常者の心電図及び微分心電図の例を第4図の症例 I および II に示す。正常例ではほぼ一定の間隔で QRS 波が現れる。

症例 I は心臓拍動が非常に安定している例である。心臓拍動が安定であることを反映して、RR 間隔の分布 (第6図症例 I) は比較的分散の小さな単峰の分布となる。

症例 II の場合には数秒間の心電図を観察した限りでは心臓拍動のリズムはほぼ一定であるが、100秒間の RR 間隔の分布をみると、症例 I の場合とは異なり、分布は単峰ではなく幾分広がったものとなる。時系列のグラフ (第5図症例 I, 症例 II) を比較すると、症例 II の場

合はゆるやかな傾向変動が存在していることがわかる。この変動はきわめてゆるやかで、呼吸の影響ではない。自律神経の緊張状態の変化等が関与しているかもしれない。

症例 I と II との相違は系列相関図（第7図症例 I, 症例 II）でも明白である。症例 I の安定な心臓拍動の場合には、相関図上の点は各遅れに対してほぼ一点に集中する。一方症例 II の場合には、相関図上の点は遅れ1では棒状に分布し、遅れが増加するにしたがって相関が小さい分布となる。これは症例 II の場合、RR 間隔が周期的ではないゆるやかな変動をしていることを示す。拡大してみれば症例 I の場合も完全な点ではなく、症例 II と同様の傾向を持っているが、症例 II に比較して変動は小さい。

(2) 心室性期外収縮（症例 III）

期外収縮は心臓拍動の基本リズムを散発的に乱す異常興奮であり、それを起す興奮部位および出現様式により数通りに分類される。症例 III は代償性の心室性期外収縮である。通常、期外収縮の前後の RR 間隔には規則性があり、この代償性期外収縮の場合には短い RR 間隔と長い RR 間隔とが対になって出現し、その和は正常 RR 間隔のほぼ2倍を示す。

症例 III の各図にはこのタイプの RR 間隔異常の特徴が良く現われている。正常な心臓のリズムの中に散発的に期外収縮が現われるので、RR 間隔の分布（第6図症例 III）は基本リズムに対応する主分布と、期外収縮に対応する副分布とからなる分布になる。期外収縮が起きたとき、RR 間隔が正常—短い—長い—正常という順序に並ぶ代償性期外収縮の特徴を殊に良く表現しているのは系列相関図（第7図症例 III）である。遅れ1の系列相関図には正常な場合と同様の図形に加えて、Y字型に分布した点が見われ、遅れ2以上の系列相関図では十字型の分布が見られる。

(3) 心房細動（症例 IV, 症例 V）

心房における刺激生成が非常に多く、かつ全く不規則であるため、心室への興奮伝播も全く不規則となり、従って RR 間隔の全く不規則なのが、心房細動の特徴である。臨床的には絶対性不整脈ともいわれる。しかしその統計的性質はまだ十分に解明されていない。

我々が心房細動における RR 間隔の分布をしらべたところ、まず正常に比較して分散の大きいのがみられた。その典型的な例として症例 IV と症例 V をあげる。この2例の RR 間隔の分布（第6図症例 IV, V）および系列相関図（第7図症例 IV, V）は全く異なるパターンを示す。系列相関図では、RR 間隔の時系列に何らの規則性もないように見えるが、症例 V の場合には遅れ8の図で点が三角形に分布しているのがみられた。これは RR 間隔の時系列に何らかの規則性があることを示している。したがって心房細動における不整脈にも、RR 間隔に規則性のある場合があるといえる。この他に異ったパターンを示す心房細動があるかどうかは不明であるが、今後データの収集とともに明らかになるであろう。

このような異ったパターンを呈する理由として、原因疾患、細動の持続した時間、年齢、治療の有無等様々な因子が考えられる。

4 不整脈の分類法

4.1 系列相関図の利点

通常用いられるところの統計量のみから不整脈を分類するのは困難である。上記の典型的な症例から得られた統計量（表1, 表2）を参考にして、その理由について考えてみる。

RR 間隔の平均は当然のことながら不整脈の分類の基準とはなり得ない。標準偏差については、正常例に比較して心房細動型の不整脈では標準偏差がかなり大きいことから、分類の基準となり得る。しかし症例 II の型の正常例と症例 III の期外収縮をくらべると、標準偏差

のみによっては区別できない。期外収縮は散発的に起るものであって、その発生数は症例 III の場合より少ないこともあり、そのさいには期外収縮の方が正常例よりも小さな標準偏差になる可能性がある。すなわち標本標準偏差は期外収縮と正常の分類の基準とはなり得ない。

時系列の持つ規則性を調べるために、RR 間隔の系列相関係数を求めたものが

表1 第4, 5, 6, 7 図に示した代表的症例の RR 間隔の平均および標準偏差

症例	心電図所見	RR間隔(秒)	
		平均	標準偏差
I	正常(男27才)	0.806	0.022
II	正常(男25才)	0.830	0.073
III	心室性期外収縮(男33才)	0.718	0.073
IV	心房細動(男70才)	0.662	0.152
V	心房細動(女57才)	0.855	0.269

表2 系列相関係数

遅れ 症例	1	2	3	4	5	6	7	8
I	0.730	0.570	0.593	0.431	0.188	0.167	0.182	0.060
II	0.826	0.689	0.697	0.671	0.544	0.454	0.446	0.436
III	-0.375	0.106	0.047	0.116	-0.036	0.085	0.030	-0.004
IV	0.016	0.048	0.053	-0.056	-0.140	-0.072	-0.137	-0.073
V	-0.041	-0.091	-0.029	-0.112	-0.014	-0.083	-0.171	-0.120

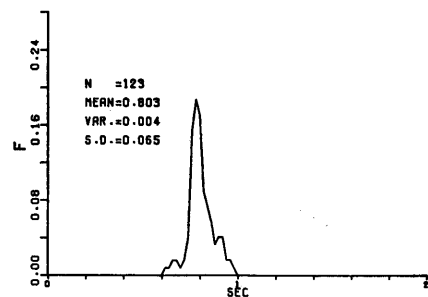
表2である。心房細動(症例 IV, V) の場合には正常例(症例 I, II) に比較して遅れ1の系列相関係数が非常に小さい。また期外収縮の場合には遅れ1の相関図に Y 字型の図形が現われることを反映して、その系列相関係数は負の値をとる。従って系列相関係数は不整脈分類の基準となり得るようである。

分布の平均、分散等にくらべ系列相関係数の方が時系列の持つ性質をとらえ易いが、これも平均値の一種であるから、データの持つ構造を表現し得ない。例えば心房細動型の不整脈の場合、RR 間隔の分布とその系列相関図からみて、少なくとも二つ以上の型があるらしいが、相関係数でそれらの型を判定するのは難しい。また期外収縮のように散発的な乱れを示すものを識別することは不可能である。

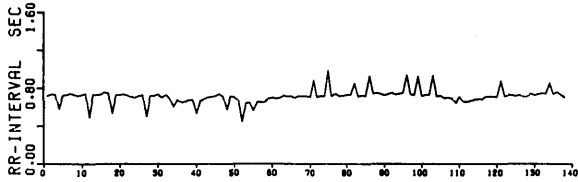
データの構造を見るためには分布を見るのが一つの方法であるが、分布もまた不整脈の分類にはかならずしも有効とはいえない。同じ症例であるにもかかわらず二つの分布は同一のものとは判定し難いことがある。たとえば症例 II では RR 間隔が周期的ではないゆるやかな変動をしているために、異なる時刻でとられたデータの分布が異なるものになっている。(第6図症例 II と第8図参照)

分布が役に立たないもう一つの例を挙げる。第9図は症例 III の RR 間隔の列を並べ換えて得られた人工的な時系列とその分布である。この時系列は代償性期外収縮の RR 間隔の時系列(第5図症例 III)とは明らかに異なるにもかかわらず、分布は全く同じものになる(第6図症例 III 参照)。従って RR 間隔の分布によって二つの系列を分類することはできない。

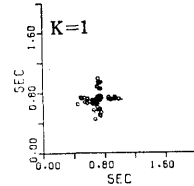
分布形や種々の統計量が単独では不整脈の分類に役に立たないのは、データの持つ情報の一部しか表現し得ないためである。例えば平均や分散等の統計量および分布形は RR 間隔の時系列



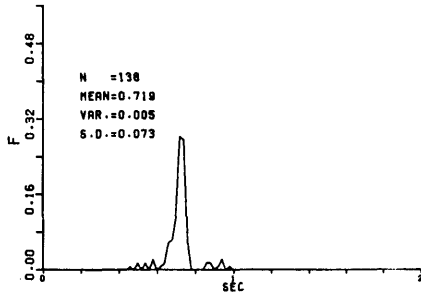
第8図 症例 II の RR 間隔の分布(第6図の症例 II とは異なる時刻で計測したデータ)



第9-1図 症例Ⅲの時系列を並べかえて得られたデータ



第10図 並べ換えたデータ(第9図)の系列相関図



第9-2図 第9-1図の時系列の分布

としての情報を全く含んでいない。また系列相関係数、平均、分散等の平均値はデータの系列の局所的な性質を反映できない。

種々の統計量および分布形を用いた判定の他に、データの局所的な不規則性を認識できるアルゴリズムを加えるならば、不整脈の分類も可能であろう。しかしながらそのような方法では分類のアルゴリズムは複雑なネットワークを構成することになる。むしろ単純な方法を見出す方が実用でありまた誤りも少い。この点系列相関図はアルゴリズムを単純にするという意味でも不整脈分類に適

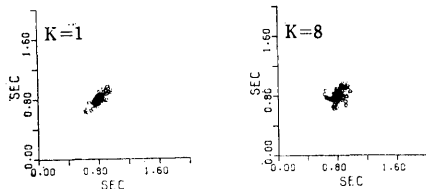
している。

自動診断のための分類の手段としてはRR間隔の時系列を直接認識するのが望ましいが、これは困難である。時系列データの持つ情報のうち我々の目的にとって最も重要な情報は、RR間隔の続き具合である。一次元的時系列の二次元的な表現としての系列相関図は、我々にとって最も重要な上記の情報を含んでいる。さらに系列相関図を描く際に必要な二次元分布は、時系列の分布形や種々の統計量を情報として含んでいる。これらの点から系列相関図は不整脈の分類の一つの手段として有効なものであると考えられる。

系列相関図が分類の手段として多くの利点をもっていることを例によって示そう。

第5図症例Ⅲの時系列と第9図の時系列とは明らかに異なるものである。前者は大小二つのデータが小、大の順に対になって出現するが、後者では大小二つのデータは対になっていないにもかかわらず、二つの系列の分布は同一である。ところが遅れ1の系列相関図では一方はY字型(第7図症例Ⅲ)、他方は十字型(第10図)の図形が現われる。これは二つの系列のデータのつながり具合を良く反映しているものである。

系列相関図は系列の局所的な変化に対しても良い表現となる。例えば代償性期外収縮が100心拍に1回程度起きたとき、平均値は正常の場合と区別できないが、遅れ1の系列相関図には代償性期外収縮の特徴であるY字型の図形が現われる。



第11図 症例Ⅱ(第8図)のRR間隔の系列相関図

症例Ⅱの時刻の異なる二つのデータに対してRR間隔の分布は同一とはみなせないことはすでに述べた。これに対して系列相関図(第7図症例Ⅱ, 第11図)は二つのデータに対して同じ様な傾向を持っている。これはこの症例ではRR間隔の系列は非周期的なゆるやかな変動をしており、そのことを系列相関図が反映しているためである。

以上述べてきたように系列相関図は不整脈の分類の情報として多くの利点を持っている。不整脈の分類の手段としては、系列相関図を用いる分類は複雑なネットワークを必要としないし、新しいカテゴリーが発見された時には、そのパターンを認識する方法を付加するだけでよい。

4.2 系列相関図パターンの分類

我々の解析の対象である RR 間隔の系列は時系列の特徴に注目すれば以下のように大別される。

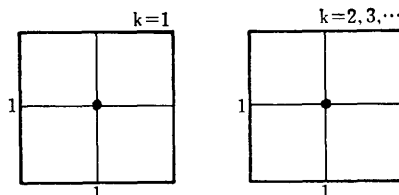
- (1) 変動の小さいもの
- (2) 傾向変動をもつもの
- (3) 変動の小さな系列が散発的に乱れるもの
- (4) 周期的に変動するもの
- (5) 変動の大きなもの
- (6) その他

上記の分類に従っていくつかの典型的な場合のパターンについて述べてみよう。なお以下では、散発的に乱れる系列の場合には基本系列を形成する RR 間隔の平均を 1 に規格化しそれ以外の場合には全 RR 間隔の平均を 1 に規格化している。

説明の便宜上、規格化されたデータを 3 つのグループに分け、短い RR 間隔を s 、長い RR 間隔を l 、中間を m と表示する。

(1) 変動の小さいもの

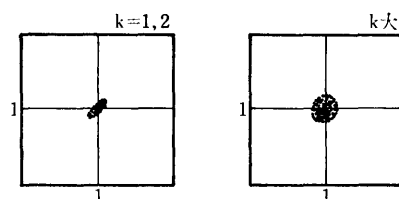
症例 I の型の正常脈の系列はこれに属する。以下この型を正常 I 型とする。系列相関図上の点は (m, m) のみで構成される。そのパターンは第 12 図のようになる。



第 12 図 正常 I の系列相関図

(2) 傾向変動を持つもの

症例 II の型の正常脈がこれに属する。以下この型を正常 II 型とする。データの系列は $ss \dots smm \dots mll \dots lmm \dots mss \dots s \dots$ となっているため、遅れ 1 の系列相関図では棒状の図形が出現するが、遅れを大きくして行くところの図形は円形に拡がる。(第 13 図)



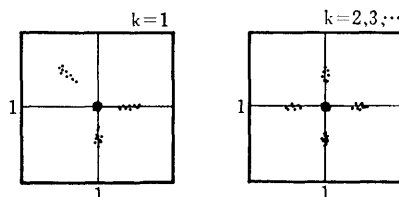
第 13 図 正常 II の系列相関図

(3) 変動の小さな系列が散発的に乱れるもの

基本系列は $mmm \dots$ から成っており、この中に散発的に s, l が混じる場合である。

(i) 代償性期外収縮

この型では s, l が対になって出現する。 $(s+l)/2$ は m に属する。従って遅れ 1 の系列相関図は主分布に対応する点 (m, m) の他に (m, s) , (s, l) , (l, m) で表わされる点が現われ、Y 字型の図形を形作る。遅れ 2 以上の系列相関図ではこの Y 字型の図形は (m, s) , (s, m) , (m, l) , (l, m) によって



第 14 図 代償性期外収縮の系列相関図

形成される十字型の図形に変化する。(第14図)

(ii) 非代償性期外収縮

基本系列 $mmm\cdots$ の中に散発的に s が混じる。系列相関図は第15図のようになる。

(iii) 間入性期外収縮

基本系列 $mmm\cdots$ の中に散発的に ss の対が混じる。 (s_1+s_2) は m に属する。系列相関図は第16図のようになる。

(iv) 洞房ブロック

正常脈がつづいている途中で、RR 間隔の2ないし数倍のあいだ心拍が停止を示す不整リズムがあり、その代表は洞房ブロックである。基本系列 $mmm\cdots$ の中に散発的に l が混入する。系列相関図は第17図のようになる。

(v) 以上のまとめ

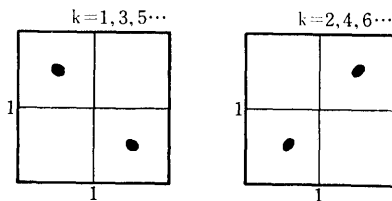
以上、第14、15、16、17図に示した4例はいずれも基本系列の中に散発的に長さの異なる RR 間隔が現われるものである。遅れ2以上の系列相関図は、散発的な乱れが十分離れて起こる場合を考えて描いてあるが、乱れが近くで起きその間に相関があれば、これらの系列相関図は異ったものになるであろう。このことは多くの症例について検討をしなければ判明しない問題であり、ここでは触れないことにする。

(4) 周期的なもの

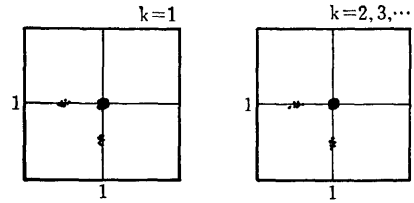
周期を持つ系列の特徴は、周期に一致した遅れのとき系列相関係数が1に近い値を取ることであり、系列相関図でいえば点の分布が棒状になることである。このなかには呼吸性不整脈、2段脈、ウェンケバッハ型房室ブロックなどが含まれる。第18図は2段脈の系列相関図のパターンを示し、第19図には呼吸性不整脈の実例を挙げた。

(5) 変動が大きいもの

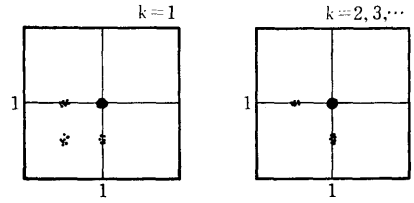
上記の範疇に入らず RR 間隔の変動の大きいもの、例えば心房細動がこれに入る。系列相関図は各遅れに対して拡がった分布を持つ。もし系列がランダムであれば、系列相関図は遅れによらず類似のパターンを示すはずである。系列がランダムかどうかはここでは問題にしない。第20図および第21図に、異った型の心房細動の系列相関図の実例を挙げておく。



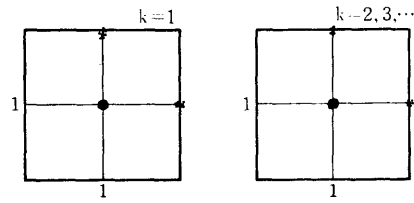
第18図 2段脈の系列相関図



第15図 非代償性期外収縮の系列相関図

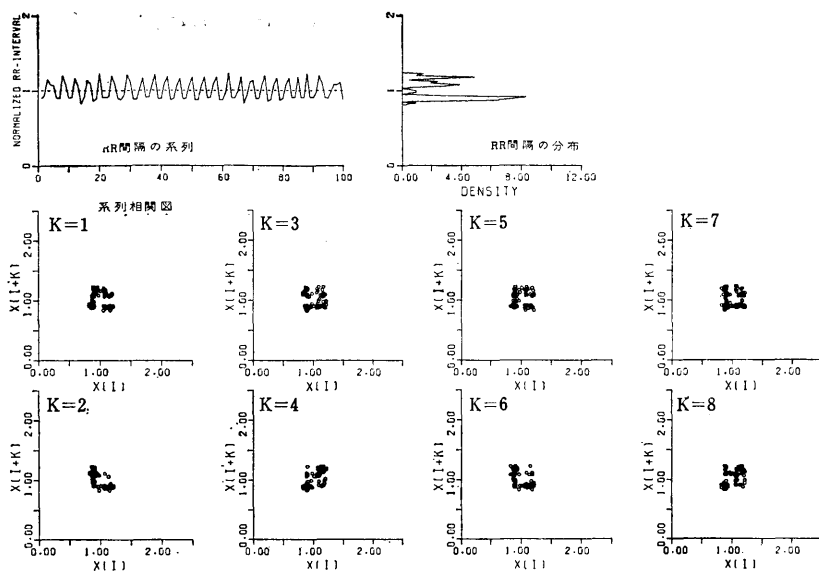


第16図 間入性期外収縮の系列相関図

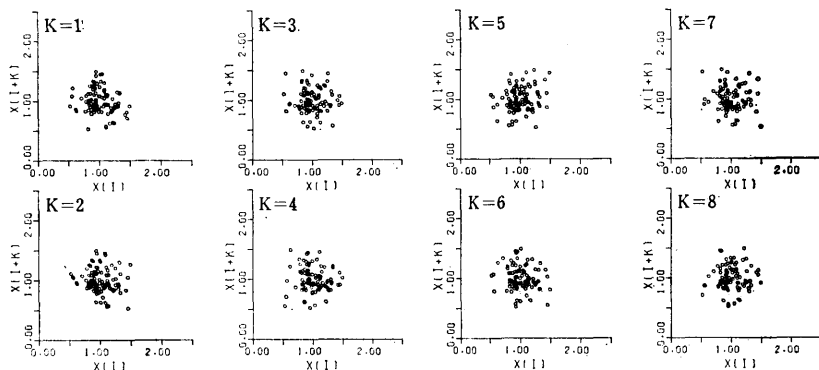


第17図 洞房ブロックの系列相関図

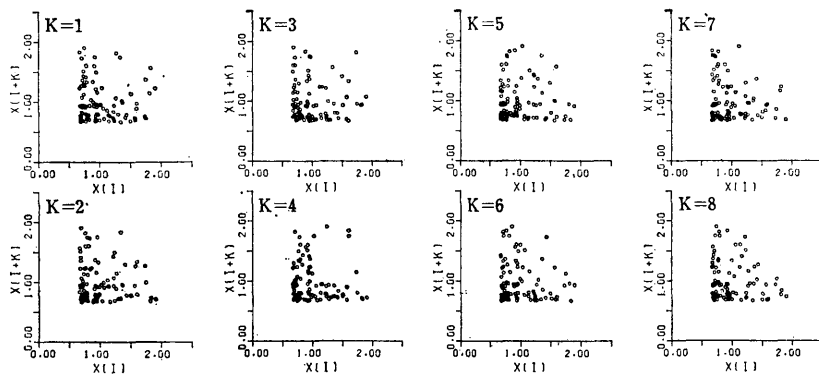
以上いくつかの典型的な症例に対する RR 間隔の系列相関図のパターンを示したが、これら



第19図 呼吸性不整脈例



第20図 心房細動の系列相関図



第21図 心房細動の系列相関図

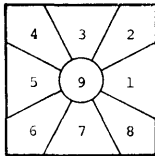
のパターンは各症例の持つ特徴を良く表現しており、系列相関図のみで主要な不整脈を分類できることが解るであろう。

5 系列相関図のパターン認識と不整脈の自動診断

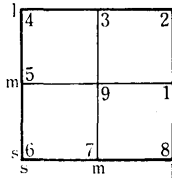
上記のように系列相関図を用いて不整脈の分類を行うことは、系列相関図のパターン認識による不整脈自動診断の可能性を示す。この目的のために我々の考案した実用的な方法を以下に述べる。

5.1 パターンの量子化

系列相関図のパターンの認識をするため、パターンの量子化を行う[5],[6]。系列相関図の領域



第22図 系列相関図の領域
円の中心は (1, 1)



第23図 格子点。数字は系列相関図の領域の番号

を第22図のように9個の領域に分割する。ここで第9領域の円の半径は、正常I型の系列相関図の全ての点が円の内部に入るような大きさに定める。我々のプログラムでは、RR 間隔の変動がその平均の15~20%以下であれば正常脈とみなすと定義し、中心円の半径を0.15又は0.20とした。

各領域を第23図の格子点に対応させる。領域1は格子点 (l, m) 、2は (l, l) 、... 等である。領域 i に属する点の頻度を f_i とし

$$e_i = \begin{cases} 0 & f_i = 0 \text{ のとき} \\ 1 & f_i \neq 0 \text{ のとき} \end{cases}$$

とする。 $e_i=1$ となるような領域に対応する格子点には黒丸を描くことにすると、各症例のパターンは格子点上の黒丸のパターンで表現される。例えば遅れ1の正常I型のパターンは第24図のようになり、代償性期外収縮の場合は第25図のようになる。

上記のような量子化を行った系列相関図は e_i の列

$$(e_1 e_2 e_3 e_4 e_5 e_6 e_7 e_8 e_9)$$

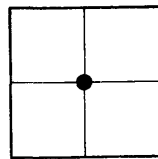
によって表現できる。例えば第24図に対応する列は

$$(000000001)$$

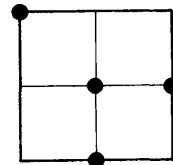
であり第25図に対応する列は

$$(100100101)$$

である。



第24図 量子化されたパターン
(正常I)

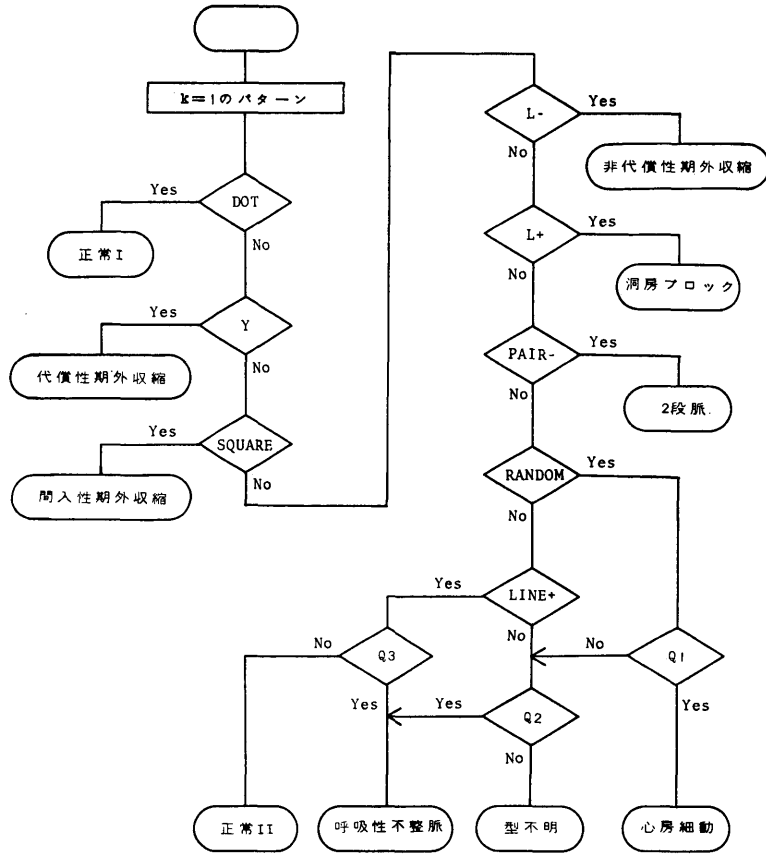


第25図 量子化されたパターン
(代償性期外収縮)

5.2 自動判別

ここで述べる方法は完全な自動診断のための第一次段階として、数種類の不整脈の大分類を行う方法である。不整脈の中には、きわめて複雑なものや、ごくまれにしかみられないものがあり、このようなものまで自動診断の対象とするのは非能率的である。このような観点から、明白な分類のできないデータを無理に判別する必要はない。そのような場合には、未知の型の異常と判定するだけでよい。

自動診断の際最も危険なのは、異常を正常と判定することである。逆の場合は医師のチェックを受けることにすれば、そこで誤りが発見される故、それほど危険はない。従って我々は



Q1 : $2 \leq k \leq 8$ のパターンは RANDOM
 Q2 : $2 \leq k \leq 8$ のパターンの中に LINE- がある
 Q3 : $2 \leq k \leq 8$ のパターンの中に LINE- がある
 k : 遅れ

第27図 不整脈の判別の流れ図

を正常と判定する誤に対しては慎重でなければならない。このため第9領域の円の半径 R を 0.15 に設定して最初の判別を行う。未知の型と判定された場合、R の値が不適当なために正しく判定されなかった可能性がある。従って未知の型と判定された場合には、次に R を 0.20 にしてもう一度判別の手順を繰返して型の判別を行う。

5.3 実験と考察

系列相関図による判別法を実際のデータによってテストした結果を表5に示す。所見の欄は医師が下した診断、判定の欄は電算機の判定である。

(1) 正常リズム例

正常18例のうち、電算機によっても正常と判定されたのは12例である。残り6例のうち1例は代償性期外収縮、1例は間入性期外収縮、4例は判別できない型と判定された。代償性期外収縮と判定された1例は自動計測の際に雑音をQRS波と誤認したためであって、第28図にこの例の微分心電図を示す。本来はBをQRS波の代表点とすべきであるのに、Aを促えたために代償性期外収縮と判定された。また間入性期外収縮と判定された例は、100秒間のデータ

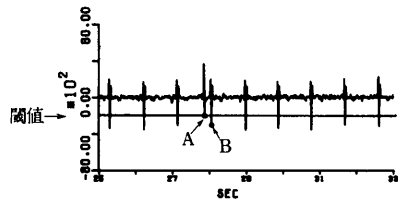
表5 自動判別の結果

判定 所見	正常 I	正常 II	心房細動	代償性 期外収縮	非代償性 期外収縮	間入性 期外収縮	洞房 ブロック	2 段脈	呼吸性 不整脈	型不明	計
正 常	9	3		1		1				4	18
呼吸性不整脈 *										2	2
心房細動			14								14
代償性期外収縮**				2						1	3
間入性期外収縮*						1					1
混合型 *										8	8

* 自動計測によらないデータ ** 自動計測によらないデータを含む

の中にたまたま短い RR 間隔が 2 個つづいたものであった。

さらに型不明とされた 4 例の内容は、(i)計測開始時刻をずらすと正常 I になった例、(ii)計測開始時刻をずらすと正常 II になった例、(iii)自動判別を行った 100 秒間のデータ中にたまたま期外収縮が 3 回起きていたため、正常 II と期外収縮の混合型になり、型不明と判定された例、(iv)計測開始時刻をいろいろにずらすと、正常 I、非代償性期外収縮、型不明など種々の判定になり一定しなかったが、RR 間隔の時系列および系列相関図を描いたところむしろ呼吸性不整脈に近いパターンを持っていた例 (第 29 図) であった。



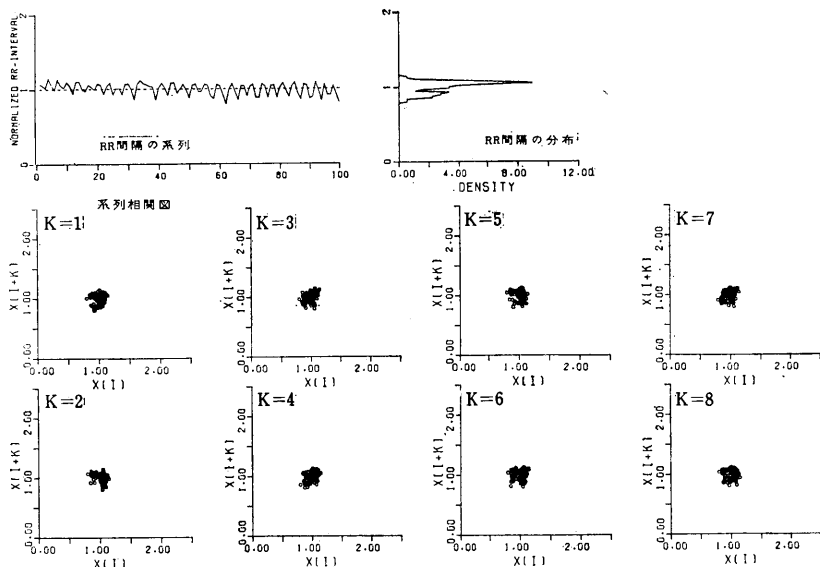
第 28 図 代償性期外収縮と誤認された例の微分心電図

(2) 呼吸性不整脈

量子化されたパターンを見るという単純な方法では正しい判定が困難である。この問題については次の節で述べる。

(3) 心房細動

14 例とも正しい判定がなされた。心房細動では RR 間隔の自動計測が正しく行われな



第 29 図 異常例と誤認された正常例についての分析

がしばしばある。これは雑音が多いためである。しかしそのような場合でも、計測されたRR間隔は（真のRR間隔の系列ではないにもかかわらず）変動が大ききという性質を持っているので、正しく判定された。

(4) 代償性期外収縮

3例中1例は型不明と判定された。この1例は、第9領域の半径を大きくすれば代償性期外収縮と判定されるものであったが、我々のプログラムでは半径を0.15, 0.20の2段階にしていたため型不明となった。

(5) 間入性期外収縮

1例しかなかったが、正しく判定された。

(6) 混合型

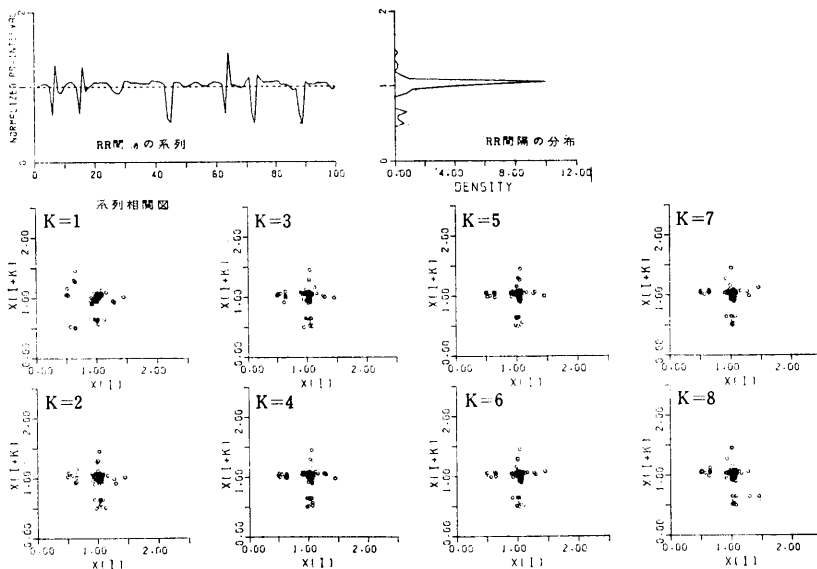
間入性期外収縮、代償性期外収縮、副収縮などが組み合さった複雑な不整脈を8例テストした。我々のプログラムでは前節で述べた不整脈以外は判別の対象としていないので、これらの症例については“型不明”が正しい判定である。8例いずれも型不明と判定された。

以上のように、テストの結果はおおよそ満足のいくものであった。前節で述べたように、正常者を異常と判定するのは良いが、不整脈を正常と判定するのは避けなければならない。上記の結果はこのことも満足している。

次に、心電図の計測開始時刻をずらしたことの影響について検討すると、正しい判定をした例では、ずらした場合も同じ結果が得られた。したがって判定結果には再現性があるといえる。正しい判定がなされなかった例では、計測の時刻をずらすことによって正しい判定になる場合もあり、そうでない場合もあった。したがって再現性のない結果を得るときは、判定が正しくないと考えてよからう。

5.4 補足

型不明と判定されたものの中には、分類の対象に含まれていない不整脈例が含まれていた。もしそれらをも分類の対象としたいならば、そのために必要な基本パターンとアルゴリズムを付加すれば良い。



第30図 代償性および間入性期外収縮の混在例

種々の不整脈の混合型も型不明の中に含まれている。第30図の如く、代償性期外収縮および間入性期外収縮が混在している場合がこれである。この場合遅れ1の系列相関図は代償性期外収縮のパターン‘Y’と間入性期外収縮のパターン‘SQUARE’を重ね合せたパターンを示している。遅れ2では代償性期外収縮のパターンは‘CROSS’であり、間入性期外収縮のパターンは‘L-’である。従ってその重ね合せのパターンは‘CROSS’となる。

混合型のパターンをその成分のパターンに分離することが可能かどうかというと、一般には不可能である。しかし成分に対する予測がつかれば可能である。例えば上の例の場合、この症例が期外収縮の混在したものであることが解っていたとすれば、次のようにして分離可能である。

遅れ k の系列相関図において領域 i に入るデータの個数を f_{ki} とし、 f_{ki} の列

$$F_k = (f_{k1}, f_{k2}, f_{k3}, f_{k4}, f_{k5}, f_{k6}, f_{k7}, f_{k8}, f_{k9})$$

によって系列相関図のパターンを表わすことにする。そうすると第30図の例では

$$F_1 = (3, 0, 0, 3, 3, 3, 6, 0, *),$$

$$F_2 = (3, 0, 3, 0, 6, 0, 6, 0, *),$$

$$F_3 = (3, 0, 3, 0, 6, 0, 6, 0, *),$$

……,

等となる。ここで

$$f_{14} = 3, \quad f_{k4} = 0 \quad (k = 2, 3, \dots)$$

は系列 $mmm \dots$ の中に sl が混じっていることを示している。

代償性期外収縮が3回起きた時そのパターンを F_k^c とすれば

$$F_1^c = (3, 0, 0, 3, 0, 0, 3, 0, *),$$

$$F_2^c = (3, 0, 3, 0, 3, 0, 3, 0, *),$$

……,

となる。従って

$$F_1 - F_1^c = (0, 0, 0, 0, 3, 3, 3, 0, *),$$

$$F_2 - F_2^c = (0, 0, 0, 0, 3, 0, 3, 0, *),$$

……,

は代償性期外収縮の部分を取り除いたパターンである。ところで

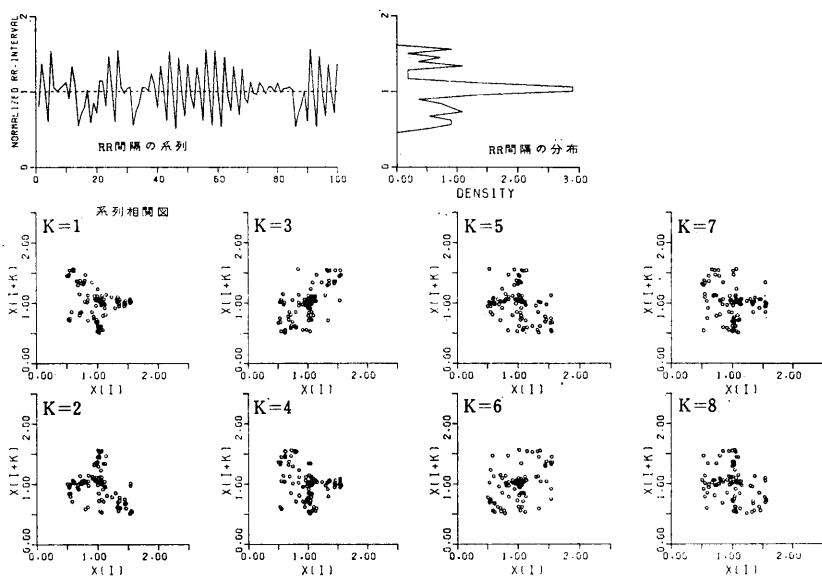
$$f_{16} = 3, \quad f_{k6} = 0 \quad (k = 2, 3, \dots)$$

は系列 $mmm \dots$ の中に ss が混じっていることを示す。従ってこのことは間入性期外収縮が3回起きていることを示している。そのパターンは $F_k - F_k^c$ によって示されるパターンに一致する。従ってこの例では代償性期外収縮と間入性期外収縮とが混在していることがわかる。

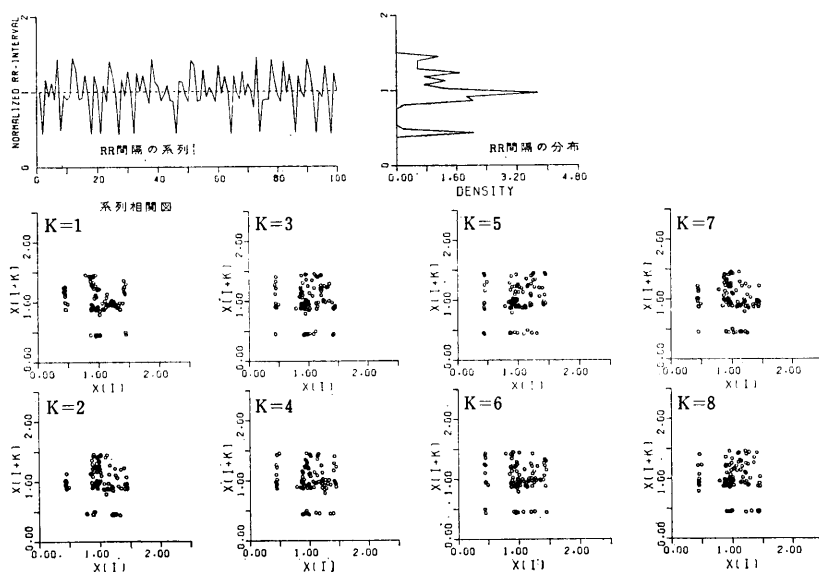
しかしこれを一般的な形にしようとする、種々の問題が生ずる。ここではこれ以上この問題には触れない。

呼吸性不整脈は常に同じ周期でRR間隔が変動するとはかぎらない。ある場合には一周期に3心拍が対応し、ある場合には4心拍が対応する。また位相が度々ずれる。そのために‘LINE+’あるいは‘LINE-’のような理想的なパターンが現われない場合もある。このような場合には誤った判定をすることが多い。5.3節のテストの例はまさにこの場合である。

いくらかでも正しい判断に近づけるには、各領域に入るデータの個数を数え、主要なパターンが‘LINE+’又は‘LINE-’になるかどうかを見る方法が考えられる。これは次のような理由による。 f_{ki} ($i=1, \dots, 8$) のうちで、一つでも零のものがあればこれは心房細動ではない。又、散発的に乱れる系列の場合には f_{k9} に比較して f_{ki} ($i=1, \dots, 8$) は小さい。さらにこの場合は、‘LINE+’, ‘LINE-’のパターンのように2と6の領域、あるいは4と8の領域の点が対になって出現することはない。従って2と6の領域あるいは4と8の領域の頻度がほぼ等し



第31図 副収縮例



第32図 各種の不整脈 (SSS, 心室性期外収縮, 補充収縮) の混在する例

くかつ他の領域に比較して頻度が高いときは、周期性があると判定しても良い。この方法がどの範囲まで用いられるかは、もう少しデータを収集してから検討したい。

正常であっても雑音や誤計測のため異常と判定されることがある。その一例は5.3節で示した。こういう場合は計測開始時刻をずらせば正常と判定されるに違いない。このような場合のチェック機能も検討する必要がある。

型不明と判定される場合を更に2例挙げておこう。第31図は副収縮の例、第32図は混合型の例である。このようなパターンは第23図の枠組ではうまく認識できないが、非常に特徴的な図形が得られる。このようなものを判定できる枠組も、今後作る必要がある。

6 おわりに

本稿では不整脈自動診断の一つの新しい手段として系列相関図を用いる手法について述べた。この手法は不整脈と限らず系列データ一般の分析にも用いられる手法である[7]。

また不整脈の分析にさいしても、たとえば一昼夜にわたるような長時間の心電図の分析を行うのは人間にとって甚だ困難な仕事であるが、計算機にとって特定のパターンを抜きだすことは困難ではない。従って長時間のデータから、例えば期外収縮がどの程度の頻度で何時に起きるかというような問題を検討するのにも、ここで述べた手法は使える。

しかしながら今後検討すべき問題は多く、本稿で用いられた数値、例えばRR間隔計測のための閾値設定のパーセント点、パターン認識のための中心円の半径などは、多くの症例に対する検討を加えて今後よりよいものにしていく必要がある。

謝 辞

本研究のきっかけをあたえていただき、また御教示いただいた統計数理研究所林知己夫博士に感謝の意を表します。

本稿のまとめにあたって有益な助言をいただいた査読者の方に感謝いたします。

なお自動計測のプログラムの作成には松井しおりさんに、またデータの整理、プログラムの開発全体を通して桜井和子さんに協力していただきました。

参 考 文 献

- [1] 高橋暁正編著 (1971) 計量診断学, 東京大学出版会.
- [2] 上田英雄, 樫田良精, 木村栄一 (1962) 臨床心電図学, 南山堂.
- [3] 林知己夫, 駒澤 勉, 村上征勝, 馬場康維, 赤染悌三, 加藤貴雄 (1975) 不整脈の数理統計学的解析, 文部省科学研究費特定研究 心臓血管系の基礎研究報告書 (I).
- [4] 林知己夫, 駒澤 勉, 村上征勝, 馬場康維, 加藤貴雄, 木下重博 (1976) 不整脈の数理統計学的解析, 文部省科学研究費特定研究 心臓血管系の基礎研究報告書 (II).
- [5] 林知己夫, 駒澤 勉, 馬場康維, 加藤貴雄 (1977) 不整脈の数理統計学的解析, 文部省科学研究費特定研究 心臓血管系の基礎研究報告書 (III).
- [6] 林知己夫, 駒澤 勉, 馬場康維, 加藤貴雄 (1978) 不整脈の数理統計学的解析, 文部省科学研究費特定研究 心臓血管系の基礎研究報告書 第II巻.
- [7] 馬場康維 (1977) 粒子の散布状態の表現とパターン認識, 第45回日本統計学会.