心房細動中の心房電位の解析 —自己相関関数と心房電位間隔—

清水昭彦*¹ 山縣俊彦*² 上山 剛*² 早野智子*²
大村昌人*² 田村健司*² 木村征靖*² 板垣和男*²
松崎益徳*²

今回我々が新たに使用した方法で得た心房電位波形の自己相関関数 $R_x(\tau)$ が、心房粗動 (AFL) および細動 (AF) 中の心房電位間隔周期に対してどのように反映しているかを検討するために、AFL および AF 中の $R_x(\tau)$ と心房電位間隔ヒストグラムを比較した。方法：電気生理学的検査中に記録された AF 4 エピソードと AFL 6 エピソードの心房電位波形データを新たに作成したプログラムソフトを用いて汎用情報解析プログラム用に変換後、 $90 < \tau < 250\text{msec}$ の $R_x(\tau)$ と心房電位間隔の 2msec 間隔ヒストグラムを求めた。 $R_x(\tau)$ の最大ピークパターンの大きい順に type I, II, III の 3 つに分類した。結果：AFL 中の $R_x(\tau)$ にて、 $\tau = 0$ から次に最大 $R_x(\tau)$ を示した時 (= R 値) の τ (= τ 値) は、ヒストグラムのピーク値と有意な正相関 ($r = 1.0$) を示した。AF の $R_x(\tau)$ はヒストグラムに類似し、type I, II の τ 値は、ヒストグラムのピーク値と有意な正相関 ($r = 0.9$ 以上) を示した。AF の τ 値 ($157 \pm 26\text{msec}$) は、AFL ($228 \pm 34\text{msec}$) より有意に短く、AF 中の R 値 (0.092 ± 0.062) は、AFL (0.547 ± 0.173) より有意に低値を示した。結論：今回我々が使用した方法で得た AFL 中の心房電位波形の自己相関関数から得られた R 値が正確に粗動周期のピークを反映していたことから、この方法で得られた R 値および τ 値は、AF 中の心房電位間隔の特徴付けに有用と考えられた。
(心電図 19 : No.6, 670 ~ 678, 1999)

Key Words

- 心房細動
- autocorrelation function
- AA interval histograms
- atrial refractoriness

* 1 山口大学医学部医療情報部
(〒755-8505 山口県宇部市小串1144)
* 2 同 第二内科

Analysis of atrial electrogram during atrial fibrillation: Relationship between the autocorrelation function and atrial fibrillation interval.
Akihiko Shimizu, Toshihiko Yamagata, Takeshi Ueyama, Tomoko Hayano, Masato Oomura, Kenji Tamura, Masayasu Kimura, Kazuo Itagaki, Masunori Matsuzaki

I. はじめに

心房細動中の心房電位は、心房粗動や上室性頻拍中に記録される電位と異なり、電位高、電位幅、電位間隔が刻々と変化していくため、従来の臨床電気生理学的解析が困難である。特に心房電位間隔の測

1999年2月12日 原稿受領／1999年7月30日 掲載承認

定は、記録部位の心房筋の有効不応期¹⁾や興奮間隙²⁾などといふ相関を示し、心房細動の特徴を表すものとして重要と考えられている^{1)~4)}。実際、心房細動中の心房電位間隔を測定して、心房細動の薬剤に対する反応⁵⁾、除細動閾値の検討⁶⁾、カテーテルアブレーション治療の適応²⁾などの研究が行われている。

心房電位間隔の測定方法に、短時間の測定を視覚的に行う方法^{2), 5)}があるが、測定に膨大な時間を要したり、活動時間の決定が測定者により異なるため、測定者により測定値が異なる可能性がある。そこで、心房細動中の心房波（いわゆる small f wave）や心房電位波形をランダム波形としてとらえて、コンピュータを用いて周波数解析^{7), 8)}、cross-correlation⁹⁾や coherence spectrum¹⁰⁾を用いて解析しようとする試みが行われている。

自己相関関数 $R_x(\tau)$ は、スペクトル周波数解析の一つで、時間差 τ の関数として表わされ、ある一定差（周期）ごとに類似性が強くなる^{11), 12)}。この関数の性質を利用すれば、心房細動中の各心房電位において最も高い確率の心房電位間隔が得られると想定される¹³⁾。そこで、今回我々が新たに使用した方法で得た心房電位波形の自己相関関数 $R_x(\tau)$ が、心房粗動（AFL）および細動（AF）中の心房電位間隔周期をどのように反映しているかを検討するために、AFLおよびAF中の $R_x(\tau)$ と心房電位間隔ヒストグラムを比較し、心房細動中の心房電位を自己相関関数にて解析する意義を検討した。

II. 対 象

臨床電気生理学的検査を受けた発作性心房粗動4例（63 ± 7歳）と発作性心房細動6例（64 ± 4歳）、計10例である。全例、心電図、胸部X線、心エコーにて明らかな基礎心疾患は認められない。

III. 方 法

臨床電気生理学的検査中に心房粗動4エピソードと心房細動6エピソードをEPLab（Quinton社製、カナダ）にて記録した。電極間2から5mmの4極か

ら20極の多極双極電極カテーテルを用いて高位右房、His束、右房外側、冠状静脈洞を1kHzのサンプリング頻度で周波数帯域幅30～400Hzのフィルターを用いて記録した。検査終了後、EPLabのハードディスク内に一旦記録を転送した後に、オフラインにて記憶媒体にバイナリーデータを転送した。次にそのデータを多用途生体情報解析プログラム（BIMUTAS II, キッセイコムテック、日本）に対応するようにパソコン（NEC）上で変換した。各記録より記録良好な部位を任意に選んで、記録開始より15secから30sec間のデータを選択した。心房細動開始あるいは停止する15sec間は今回の対象から除外した。その後、同解析プログラムを用いて、自己相関関数と心房電位間隔ヒストグラムを求めた。

1. 自己相関関数

自己相関関数は、パワースペクトルのフーリエ逆相関によって以下の式で求めた。

$$R_x(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} P_x(f) e^{i2\pi f \tau} df$$

$R_x(\tau)$ = 自己相関係数, $P_x(f)$ = パワースペクトラム

事例：通常型心房粗動の高位右房遠位端双極誘導で心房周期198～200msecを示す記録（図1上段）の自己相関関数（図1下段）をみると、自己相関関数： $R_x(\tau)$ は、 $\tau = 0$ にて鋭いピークをなし、その後、正負対称の波形を呈している。 R_x のピークは、 $\tau = 0$ で1と最も大きく、 $\tau = 0$ から遠ざかるほど低くなっている。カーソルで示した正方向の次のピーク（ $R_x = 0.370$ ）の位相差（ τ ）は199msec（5.025Hz）を示している。すなわち、この条件での τ は記録中の心房粗動周期を反映している。そこで、心房粗動、心房細動の心房電位周期は $R_x(\tau = 0)$ での波形から正方向に次の最大ピークを示す R_x の値（以下R値）とし、その時の τ を各記録部位の心房電位周期（msec）（以下 τ 値）として求めた。

心房電位間隔ヒストグラムとの比較のために、心房細動中の心房電位各部位の $R_x(\tau)$ 波形を $0 < \tau < 300$ msecの範囲で描出し、その関数の波形を視覚的に見て任意に以下の3つに分類した（図2）。

図1 通常型心房粗動の高位右房での電位（上段）および自己相関関数（下段）

上段：最上段の波形は体表面心電図Ⅰ誘導（＝Ⅰ），続く波形は体表面心電図Ⅱ誘導（＝Ⅱ），最下段の波形は心腔内心電図高位右房遠位（＝HR12），心房電位間隔の数値は心房電位間隔（msec）．
下段：波形は上段の心房粗動中の自己相関関数グラフ，下方の数値は位相（ τ ）を示している．

Type I：大きなピークをもつ波形（◆）とそれに付随する波形で一連の波形群を形成しており， $\tau = 0$ での波形との間にそれ以外のピークを認めない．Type II：大きなピークをもつ波形（◆）とそれと一連の波形で作られた波形群と， $\tau = 0$ での波形との間にそれ以外のピーク（矢印）を認め，type I と type III の中間的波形．Type III：ある程度のピークを認めるが， $\tau = 0$ での波形との間にも多くのピークを認める．

2. 心房電位間隔ヒストグラム

解析プログラムの中にある，ピーク検索機能を用いて心房電位間隔ヒストグラムを求めた．閾値レベルは，ピークのトリガーレベルを視覚的にみて可能な限り正確に心房電位間隔の抽出ができるように設定した．なお，電位の二重カウントを防ぐために他の報告¹⁾同様に50msecの非検出時間を設けた．

自己相関関数の波形がtype IIIを示した症例では，

心房電位間隔ヒストグラムの最大ピークが非検出時間の50msecに近い60～80msecにあった場合（図2右下），90msec以上でのヒストグラムでのピークを心房電位間隔ヒストグラムのピークとして扱った．また， τ 値も同様に90msec＜ τ ＜250 msecの範囲で最大のRxを示した時の値をそれぞれR値と τ 値とした．

IV. 結 果

1. 心房粗動

心房粗動中の記録部位（ $n = 4$ ）では， τ 値は心房電位間隔ヒストグラムのピーク時の心房電位間隔に近似していた（図2左上）．したがって， τ 値と心房電位間隔ヒストグラムのピークは，有意な一次相関（ $n = 4$ ： $y = 0.964x + 11$ ， $r = 0.1$ ， $p < 0.0001$ ）を認めた（図3）．この場合，両者は同一であると考えられた．

図2 心房粗動および心房細動中の自己相関関数および心房電位間隔ヒストグラムとトレンドグラフ

左上段：AFI (= atrial flutter) 中の自己相関関数 ($0 < \tau < 300\text{msec}$)。 $\tau = 200 \text{ msec}$ 付近に比較的大きなピークをもつ波形 (◆) と $\tau = 0$ による波形のみ認める。

右上段：心房細動中の心房電位の自己相関関数でtype Iとしたもの。大きなピークをもつ波形 (◆) とそれに付随する波形で一連の波形群を形成しており、 $\tau = 0$ での波形との間にそれ以外のピークを認めない。

左下段：心房細動中の心房電位の自己相関関数でtype IIとしたもの。大きなピークをもつ波形 (◆) とそれに付随する波形で作られた一連の波形群と、 $\tau = 0$ での波形との間にそれ以外のピーク (矢印) を認める。

右下段：心房細動中の心房電位の自己相関関数でtype IIIとしたもの。ある程度のピークを認めるが、 $\tau = 0$ での波形との間にも多くのピークを認める (矢印)。

2. 心房細動

Type I の自己相関関数を示した記録部位 ($n = 17$) における心房電位間隔のヒストグラムは、心房粗動のそれと比較すると幅広かったが、非検出時間 50msec 付近の検出はなかった (図2)。したがって、 τ 値 ($160 \pm 17\text{msec}$) と心房電位間隔ヒストグラム

のピークは、有意な一次相関 ($n = 17$: $y = 1.054x - 7$, $r = 0.943$, $p < 0.0001$) を認め、心房粗動と同様に両者はほぼ同一のものと考えられた (図3右上)。

Type II の自己相関関数を示した記録部位 ($n = 22$) における心房電位間隔のヒストグラムは、心房粗動のそれと比較するとかなり幅広い範囲に認められ

図3 心房粗動および心房細動中の τ 値と心房電位間隔ヒストグラムのピーク値の相関
AFI = atrial flutter,

た。非検出時間50msec付近の検出を多少認めるが、両者の最大ピークはほぼ一致しており、また両グラフの形も類似していた。したがって、 τ 値と心房電位間隔ヒストグラムのピークは、有意な一次相関 ($n = 22$: $y = 0.967x + 3$, $r = 0.910$, $p < 0.0001$) を示し、 τ 値と心房電位間隔ヒストグラムの最大ピーク値はほぼ同一のものと考えられた (図3左下)。

Type IIIの自己相関関数を示した記録部位 ($n = 35$) における心房電位間隔のヒストグラムは、自己相関関数と同様に心房電位50~200msec前後まで幅広い範囲のヒストグラムを認めたが、個々のピークは正

確には自己相関関数波形と必ずしも一致しなかった。しかし、非検出時間50msec付近のグラフを削除して周期90msec以上の範囲での心房電位間隔ヒストグラムの形は、その範囲内での自己相関関数の波形と類似していた。 τ 値 (160 ± 32 msec) と心房電位間隔ヒストグラムのピークとの関係は、有意な一次相関 ($n = 35$: $y = 0.364x + 109$, $r = 0.411$, $p < 0.0001$) を示した (図3右下) が、その相関は必ずしも高くなく、特に、ヒストグラムでの値が140msec以下で両者の値が大きく異なる例が認められた。

表1 自己相関関数と心房電位間隔ヒストグラムのピーク値

心房電位の分類		記録部位	一次相関	τ 値	R 値
心房粗動		HRA 4	$Y=0.964X+11$ ($n=4, r=1.0,$ $p<0.0001$)	228 ± 34 ms (199-276 ms)	0.547 ± 0.173 (0.370-0.779)
心房細動	全体	HRA 12 TV 37 HBE 17 CS 11	$Y=0.426X+83$ ($n=74, r=0.472,$ $p<0.0001$)	157 ± 26 ms (93-220 ms)	0.092 ± 0.062 (0.019-0.390)
		Type I HRA 6 TV 11	$Y=1.054X-7$ ($n=17, r=0.943,$ $p<0.0001$)	160 ± 17 ms (136-190 ms)	0.111 ± 0.056 (0.030-0.233)
		Type II HRA 4 TV 8 HBE 7 CS 3	$Y=0.967X+3$ ($n=22, r=0.910,$ $p<0.0001$)	150 ± 17 ms (119-180 ms)	0.090 ± 0.043 (0.027-0.198)
		Type III HRA 2 TV 18 HBE 7 CS 8	$Y=0.364X+109$ ($n=35, r=0.411,$ $p<0.0001$)	160 ± 52 ms (93-220 ms)	0.085 ± 0.074 (0.019-0.390)

平均値±標準偏差

x：心房電位間隔ヒストグラムのピーク値，y： τ 値（最大Rx（ $50 < \tau < 250$ msec）を示したときの τ ），
HRA：高位右房，TV：三尖弁上（右房外側），HBE：His束心電図，CS：冠状静脈洞， τ 値およびR値
の下段（ ）内の数値はそれぞれの値の範囲。

心房細動における全記録74部位では， τ 値と心房電位間隔ヒストグラムのピーク値との関係は，有意な正相関（ $n = 74$ ： $y = 0.426x + 93$ ， $r = 0.472$ ， $p < 0.001$ ）を示した（表1）。

3. 心房粗動および細動中の記録部位のR値と τ 値

全記録の心房細動中のR値（ 0.092 ± 0.062 ）は心房粗動（ 0.547 ± 0.173 ）より有意（ $p < 0.0001$ ）に低く，心房細動中の τ 値（ 157 ± 26 msec）は心房粗動（ 228 ± 34 msec）より有意（ $p < 0.0001$ ）に短かった。

自己相関関数の型別では，R値はtype I，type II，type III順に低値を示したが，統計的に有意差はなかった。Type Iの τ 値は，type IIよりやや長いが統計的に有意差はなかった。Type IIIの平均 τ 値はtype IIとほぼ同じだが， τ 値の範囲はより広くそのため標準偏差は大きかった。これは，R値も同様で変動幅は他の2つの型に比較して大きかった。すなわち，type IIIを示す心房電位は他の2つの型に比較してR値， τ 値の範囲が大きいことが一つの特徴と考えられた。

4. 心房細動中の心室波における自己相関関数

今回の検討では，心房細動中の心房電位に心室波が混入する部位（冠状静脈洞遠位および近位，His束遠位）での自己相関関数も比較したが，心房細動中の心室における自己相関関数の最初のピークは0.4secより大であるのに対して，心室波が混入する部位でも心室波が混入しない部位同様に心房波の自己相関関数波形を示していた（図4）。

V. 考 察

心房細動中の心房電位間隔の測定は，その最小値，平均値，中間値が，記録部位の心房細動中の有効不応期と良い相関関係を示す¹⁾ことから，心房細動の特徴付けを行う有効な手段の一つとして用いられている^{2)~7)}。

心房細動の特徴付けをするための測定時間として，我々は15sec間を今回用いたが一般的にも，10sec以上^{2), 3)}必要と考えられている。Botteronら⁹⁾は，慢性あるいは長時間継続している心房細動のactivation space constantは30sec間のデータで93%

図4 心室電位が混入する部位での心房細動中の心房電位（左）および自己相関関数（右）

II：体表心電図，RV：right ventricle，CSd：coronary sinus distal，
CSp：coronary sinus proximal，HBEd：His bundle electrogram distal

の相関を，45～60sec間のデータでは97%の相関を認め，逆に60sec以上のデータを探っても再現性が改善することは少ないとしている。

心房細動中の心房電位を波形データとし，コンピュータを使用して，種々の関数を用いて解析する試みが近年行われている．Ropellaら¹⁰⁾は，coherence spectrumは2つの電位の周波数を比較していわゆる2つの電位間の伝達を調べることができ，これによって心房電位のorganizationあるいはdisorganizationを数値化可能であることを報告した．また，Botteronら⁹⁾はcross-correlationを用いて心房細動中のspatial organizationを評価することを試みている．また，これらの研究結果から，心房細動中の心房電位波形は完全なランダムデータ（いわゆるノイズ）ではなくて，心房の解剖学的障壁あるいは心房電位の電気生理学的特性などの規制を受けたものであることが判明した．上記2つの報告は心房細動中の異なる2点間の関係を解析したものである．

一方，岩ら⁷⁾は心房細動中の心電図のf波をスペクトル周波数解析し，疾患によって周波数のピークが異なり心房細動の分類や機序の解明に有用であることを報告した．さらに，藤木ら⁸⁾は心房細動中の心電位に対してスペクトル周波数解析を試み，周波数の最大パワーを示す成分の平均周波数は6.12Hz

（周期163msec）でこれはプロカインアミドの静注にて延長することを報告している．しかし，彼らは得られた周波数のピークと実測した値との比較は行っていない．

本研究では，自己相関関数から得られた値と実際に心房電位間隔のヒストグラムを作成して，自己相関関数から得られた心房電位間隔のデータと比較した．自己相関関数から得られた τ 値は，理論的には心房電位間隔の平均値あるいは中間値に近い値と考えられる．実際，心房粗動あるいは心房細動でも自己相関関数にて明らかなピークが存在するtype IあるいはII型では，ヒストグラムのピーク値とも値が一致することから，それが実証された．しかし，double potentialやfragmented electrogramが多く混在するtype IIIでは，解析ソフトにあるピーク検索機能により多くのピークが検知され，ピークと次のピーク値の差がわずかな場合を多く認めた．double potentialやfragmented electrogramでの二重カウントを避けるために今回我々はピーク検索での非検出時間（次のピークとして検知しない時間）として50msecを用いたが，type IIIでのヒストグラムに示されたように，このような記録部位では，非検出時間として設定した50msec付近の心房電位間隔ヒストグラムに最大ピークを認める場合がある．これは，

明らかに心房電位の二重カウントを行っていることが想定される。自己相関関数による解析でも、心房電位波形の解析であるため同様に50msec付近にピークを示す場合があった。しかし、心房電位間隔を高密度のマッピングシステムを用いて実際に測定した他の報告から^{1), 3)}、心房細動中の心房電位間隔の平均値あるいは中間値が90msec以下であることは考え難く、本研究では τ 値の最低値は90msec以上とした。同様に上限値が250msec以上となることもない^{1), 3)}と考え、 τ 値の範囲は90msec以上250msec未満とした。

本研究で得られた心房細動中の τ 値は157msecで他の報告者^{3), 7), 8)}のものとはほぼ同じ値を示した。当然のことながら心房粗動の平均 τ 値228msecより短かった。自己相関性を示すR値も心房粗動(0.547)に比べて心房細動(0.092)は有意に低く、心房細動中の電位は粗動と比較して自己相関性が低いことが証明された。

心房細動中の自己相関関数の波形を3つに分類して、 τ 値の臨床的意義を考えてみると、 $90 < \tau < 250$ msecの範囲で明らかに大きなピーク(type Iあるいはtype II)をもつ時の τ 値は、心房間隔ヒストグラムのピーク値と強い正相関($r > 0.9$)を示した。

自己相関関数にて大きく目立ったピークをもたず小さなピークを幾つか認めるtype IIIの場合でも、 $90 < \tau < 250$ msecの範囲での τ 値と心房間隔ヒストグラムのピーク値との相関は有意な一次相関を認めたが、その相関は必ずしも強くなく、この型の τ 値の臨床的意義は依然として明らかではない。Type IIIでの電位にて多く認められるfragmented electrogramやdouble potentialなどの電位は、個々の電位が個々の活動電位から成り立っていることから、本来固有の活動時間を有しないとも報告されている¹⁴⁾。

本研究で使用した自己相関関数を用いた心房周期 τ 値は、その測定に人的要素が入らず測定者の違いによるbiasがないので、心房電位波形を数値として表すものとして妥当と考えられる。例えば、 τ 値あるいはR値が大となった場合には、その部位で

organizationが起こっていると判断することが可能である。

His束電位あるいは冠状静脈洞など心室波形が混入する記録部位の自己相関関数に関しては、心室波の周期は明らかに心房電位間隔周期より長いので、心房細動中の心房電位の自己相関関数から得られた τ 値は、同部位での心房間隔ヒストグラムの最大ピーク値にはほぼ一致し、心室波が混入した記録部位でも心房電位間隔の周期として問題ないと考えられた。

最後に本研究については、ピーク検索機能を用いて求めた心房電位間隔は必ずしも心房電位間隔の標準とはならないこと、心房電位波形に基づいて解析が行われるため、呼吸によるカテーテルの変動や心筋とのコンタクトが必ずしも一定でないことなどが心房電位波形に影響すると考えられること、double potentialあるいはfragmented electrogramが多く含まれたときの τ 値の臨床的意義は依然として明らかでないこと、などの問題もある。また、他の周波数解析による測定との関連など、今後解決していく必要がある問題も多く残されている。

今回の我々の検討によって、一度記録された心房電位波形でも、データをプログラム変換することが可能となり、かつ心房粗動中の心房電位間隔を自己相関関数の τ 値を用いることで正しく測定できることが確認された。また、心房細動中の自己相関関数($90 < \tau < 250$ msec)で得られた最大R値での τ 値は、心房電位間隔のヒストグラムのピーク値と同一であると推測された。今回我々が用いた方法は、コンピュータによって得られる数値なので視覚的に測定される値と比較して、早くかつbiasが入らない利点を有すると考えられた。このように、自己相関関数を用いた心房電位の解析は、今後、心房細動中の各記録部位の特徴付けに有用な手段の一つになる可能性が示唆された。なお、自己相関関数とパワースペクトルはフーリエ変換と逆フーリエ変換の関係にあり、自己相関関数で観察することと、パワースペ

クトル（いわゆる周波数分析）で観察することは基本的には同一であるが、今回は心房電位間隔の解析が主体であり、この場合、周波数（Hz）で考えるより自己相関による電位間隔（msec）としてとらえたほうが、理解が容易と考えて、自己相関関数を用いて解析した。

〔文 献〕

- 1) Kim K, Rodefeld MD, Schuessler RB, Cox JL, Bouneau JP: Relationship between local atrial fibrillation interval and refractory period in the isolated canine atrium. *Circulation* 94: 2961, 1996
- 2) Gaita F, Riccardi R, Calo L, Scaglione M, Garberoglio L, Antolini R, Kirchner M, Lamberti F, Richiardi E: Atrial mapping and radiofrequency catheter ablation in patients with idiopathic atrial fibrillation—Electrophysiological findings and ablation results—. *Circulation* 97: 2136, 1998
- 3) Konings KTS, Kirchhof CJHJ, Smeets JRLM, Wellens HJJ, Penn OC, Allessie MA: High density mapping of electrically induced atrial fibrillation in humans. *Circulation* 89: 1665, 1994
- 4) Wells JL, Karp RB, Koussouris NT, Maclean WAH, James TN, Waldo AL: Characterization of atrial fibrillation in man: studies following open heart surgery. *PACE* 1: 426, 1978
- 5) Fukushi T, Iwasa A, Inokubo Y, Miura T, Ishizawa H, Hanasa H, Fujino Y: Electrophysiological mechanism, for termination of atrial fibrillation with pilsicainide. *Circulation* 98: 103, 1998
- 6) Everett IV TH, Moorman JR, Haines DE: Prediction of successful intra-atrial defibrillation by analysis of atrial fibrillation waveform. *Circulation* 98: 712, 1998
- 7) 岩 亨, 大田隆之, 渡部圭一郎, 加藤 薫, 服部博高, 水谷 登, 小林 正, 庄田守男, 笠貫 宏: 心電図の時間・周波数解析による心房細動機序の検討. *Jpn Circ J* 61 (Supplement I) : 257, 1997
- 8) 藤木 明, 碓井雅博, 水牧功一, 長沢秀彦, 林 秀樹, 井上 博, 三崎拓郎: 心房細動興奮波の周波数解析による臨床的検討. *Jpn Circ J* 62 (Supplement I) : 254, 1998
- 9) Botteron GW, Smith JM: Quantitative assessment of the spatial organization of atrial fibrillation in the intact human heart. *Circulation* 93: 513, 1995
- 10) Ropella K, Sahakian A, Baerman J, Swiryn S: The coherence spectrum: a quantitative discriminator of fibrillatory and nonfibrillatory cardiac rhythms. *Circulation* 80: 112, 1989
- 11) JSベンダット, AGピアソル: ランダムデータの基本的性質. JSベンダット, AGピアソル (編), 得丸英勝 (訳). ランダムデータの統計処理. 培風館, 東京, 1993, 14
- 12) 日野幹雄: 自己相関関数. スペクトル解析. 朝倉書店, 東京, 1997, 25
- 13) 清水昭彦, 山縣俊彦, 上山 剛, 早野智子, 大村昌人, 田村健司, 松崎益徳: 心房細動中の心房電位の解析—自己相関関数とAA間隔ヒストグラム. 心電図18 (抄録集) : 720, 1998
- 14) Gerdner PI, Ursell PC, Pham TD, Fenoglio JJ, Wit AL: Experimental chronic ventricular tachycardia: anatomic and electrophysiologic substrates. *Tachycardias: mechanism, diagnosis, treatment*. ed by Josephson ME and Wellens HJJ, Lea & Febiger, Philadelphia, 1984, 29