

Experimental Study and Clinical Utilization of a New Epicardial Mapping System

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-04 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/7935

多極同時誘導心表面マッピングに関する実験的臨床的研究

金沢大学医学部第一外科学講座 (主任: 岩 喬教授)

九 沢 豊

(昭和62年2月13日受付)

難治性不整脈である WPW 症候群や心室性頻拍 (ventricular tachycardia, VT) の外科治療に際しては、心表面マッピングによる心表面興奮伝播図の作製を必要とする。この術中心表面マッピングに要する時間を短縮するため、多極同時誘導およびそのコンピュータ処理システムを開発した。このシステムの信頼性を証明するため、雑種成犬 20 頭を用いて、洞調律時、ペースング時および急性心筋梗塞作成犬で心室頻拍時にそれぞれ心表面マッピングを行い、心表面興奮伝播図を自動表示させた。洞調律時には、右室前面の生理的 break through 部位を、ペースング時にはペースング部位を、心室頻拍時には虚血部位を、それぞれ最早期興奮部位とする心表面興奮伝播図が自動的に作製された。これは手作業により作製した心表面興奮伝播図と一致した。非虚血性 VT 症例 6 例に対し、外科治療を行う際、このシステムを用いて、術中心表面マッピングを行った。術中、誘発された VT あるいは心室性期外収縮 (premature ventricular contraction, PVC) は 12 誘導心電図上、術前発作時あるいは電気生理学的検査時にプログラム刺激によって誘発された VT と同一波形であった。本システムを用いて術中に決定された頻拍起源の部位は術前の 12 誘導心電図、体表面心電図および他の電気生理学的検査 (pacing study, pace mapping) により推定された頻拍起源の部位と一致した。また、術中マッピングに要する時間を数分間に短縮できた。本システムは、術中、持続性の VT が誘発できない症例に対して特に有効で、非持続性の VT あるいは一拍の PVC を捉えてマッピングすることにより頻拍起源の部位を決定できた。

Key words ventricular tachycardia, epicardial mapping, computer assisted mapping system

心表面マッピングにより作製される心表面興奮伝播図は心外膜面から単極または双極誘導により心臓の活動電位を記録し、心外膜面の各位置における興奮伝達時間を等時線で表示することにより得られる。この方法はもともと犬の正常心の心臓興奮伝播の実験的研究の一環として Rothberger ら¹⁾により開発され、やがて人の心臓についても応用されるようになり^{2,3)}、WPW 症候群^{4)~14)}をはじめ心室性頻拍 (ventricular tachycardia, VT)、上室性頻拍の発生機序の解明ならびに外科治療^{15)~18)}などに不可欠の検査法となっている。

当教室では、従来、心表面の多数点より、1点ずつ電位を記録し、コンピュータによる興奮伝播時間の自動計測、心表面興奮伝播図の自動作図を行ってきた^{19)~23)}。本研究は 15 極同時誘導およびそのコンピュータ処理を行うことにより心表面マッピングをさらに簡略化し、術中心表面マッピングをさらに迅速か

つ正確に行うことを目的として行われた。本研究においてはこの新しいシステムを使用した心表面マッピング法を犬の心臓を用いて実験的に確立し、さらに VT 症例 6 例に対してこのシステムを臨床応用した。VT に対する外科治療に際しては、術前および術中検査による頻拍起源の正確な部位診断が必要とされる。すなわち術前の 12 誘導心電図、体表面心電図および他の電気生理学的検査 (pacing study, pace mapping など) により推定された頻拍起源の部位を根治手術施行時に術中心表面マッピングにより確認した。この際、本システムを使用し、その有用性を確認した。

対象および方法

I. マッピングシステム

本システムのブロックダイアグラムを図 1 に示す。15 チャンネル双極マツト電極 (図 2) を心表面にあて

Abbreviations: A-D 変換, analogue-digital 変換; ARVD, arrhythmogenic right ventricular tachycardia; PVC, premature ventricular contraction; VT, ventricular tachycardia.

て、15極の電極から同時に心表面電位波形をとりこみ、データ記録装置(図3、後述)により記録し、さらに興奮伝播図作製装置(図3、後述)に入力して各点での興奮伝達時間を自動計測し、興奮伝播図を自動作製した。またフロッピディスクは電位波形の集録、プログラム、心表面の形態の記憶に用いられた。

1. 15チャンネル双極マット電極(図2)

シリコンゴムマット上に電極間距離1mmの双極電極を縦1.5cm、横2.0cmおよび縦1.0cm、横1.2cmの間隔で格子状に15個配列した大小の15極双極電極を考案、作製した。15極とした理由は、現在、日本で入手し得る最大のマルチチャンネルレコーダーは16チャンネルであり、また後述するようにこのマットの大きさで一心室の約半分をカバーできるからである。

2. データ記録装置(図3)

16チャンネルポリグラフ(MIC9800s、時定数0.003秒、high cut 500Hz、フクダ電子、東京)を用い、紙送り速度200mm/秒で記録した。

3. 興奮伝播図作製装置(図3)

本装置は16チャンネルポリグラフより入力した電位を16チャンネルのA-D(analog-digital)変換器を使用してA-D変換し、サンプリング間隔1msecのデジタル波形とし、デジタル化された信号をコンピュータにより自動認識し、興奮伝達時間を自動計測して興奮伝播図を自動表示するもので、コンピュータには16ビットパーソナルコンピュータ(PC-9801F2に16チャンネルA-Dコンバータ、数値データプロセッサを装着、NEC、東京)を使用した。興奮伝播図は、カラーグラフィックディスプレイ上に自動表示可能なので、必要に応じてカラープリンタで印刷した。

II. 電位波形の自動認識および興奮伝達時間の自動計測

時間基準波形として各心拍毎に安定した波形が得られる四肢誘導心電図II誘導を用い、振れの最大となる

時点をもって時間基準点とした。時間基準点と興奮到達時点との差から局所の相対的な興奮伝達時間を求めた。まず、時間基準点の前後それぞれ100msecを20msec毎のブロックに分割し、その中で振幅の総和の最も大きなブロックを検索する。そのブロックを1msecごとに分析し、最大値をとる点を抽出し、さらにその点の前後50msecを分析し、波形の自動認識を行った。心表面電位波形では各測定点ごとに、また各心拍ごとにかなり異なった形態が観測される。このような心表面で計測記録される波形から興奮到達時点について、発生モデルと関連づけた研究から、最も大きな振れを示す主峰の頂点が妥当な興奮伝達時点とされている²⁴⁾²⁵⁾。しかし、主峰を同定できない波形も多く測定されるので、与えられた電位波形から興奮到達時点を一意に定めることは不可能なことが多い。そこで本研究では、発生モデルに立ち入らないで波形の自動認識という観点から、心表面より得られる双極誘導波形を図4の5群に分類した¹⁹⁾²⁰⁾。すなわち、1.R(またはS)型、2.RS型(またはSR型)、3.RSR'型(またはSRS'型)、4.RsR'型(またはSrS'型)、5.以上のいずれにも属さない型、の5群である。第1群では主棘の頂点を、第2群ではRS部分の最も急峻な部分を、第3、4群では波形中央部の頂点を、第5群、分類不能の群ではデジタル波形を微分フィルターにかけ、えられた微分波形の3乗を重みとした重心位置、すなわち振幅を x_i ($i=1, 2, \dots, 100$)とすると

$$\frac{\sum_{i=1}^{100} ix_i^3}{\sum_{i=1}^{100} x_i^3}$$

で表される点をもってそれぞれ電極直下の興奮到達時点とみなした。

III. 興奮伝播図の自動表示

1. 表示法

マットをそのままディスプレイに表示し、興奮伝播図を描かせるものおよび心室を後室間溝で切り開くこ

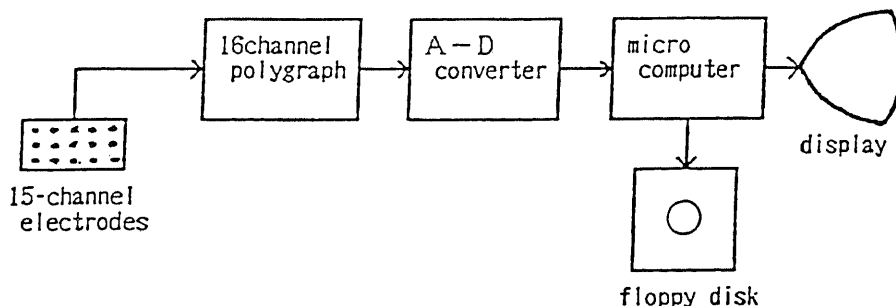


Fig. 1. Block diagram of the new epicardial mapping system.

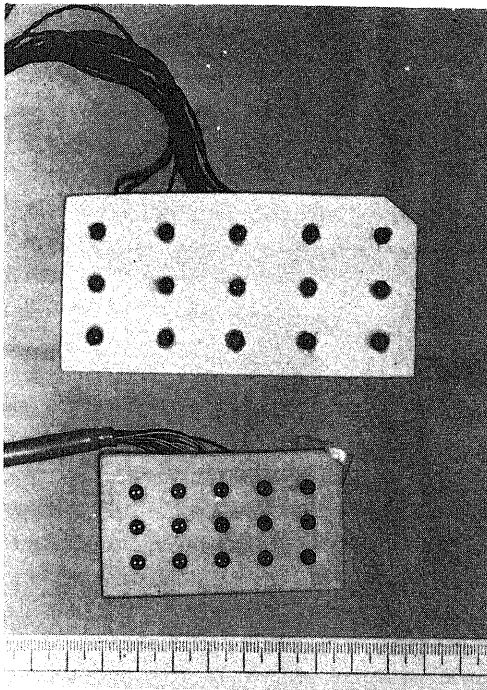


Fig. 2. Fifteen channel bipolar electrodes.
Fifteen electrodes are spaced 15 to 20 mm apart in a large matt and 10 to 12 mm apart in small one. These electrodes are arranged on silicon rubber matt in three rows of five electrodes each.

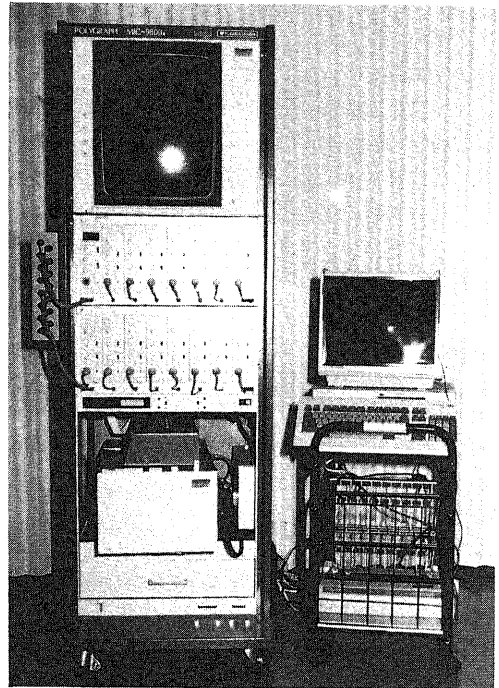


Fig. 3. Data acquisition and analysing system.
The system consists of 16 channel polygraph MIC 9800s and personal computer for data analysing.

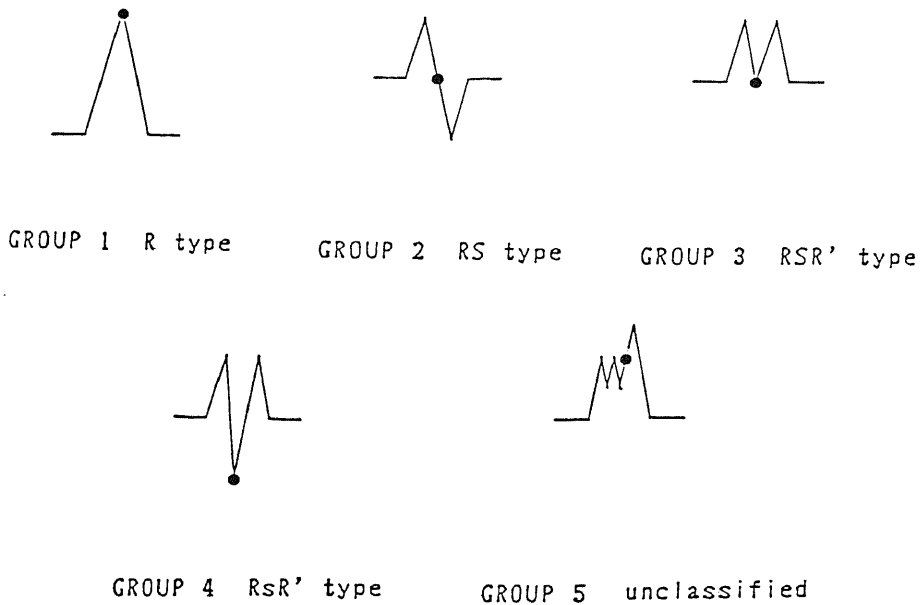


Fig. 4. Pattern classification of epicardial potential wave.
Solid circles indicates the arrival points of excitation.

とによって作られる扇形の展開図上にマットを表示し、その上に興奮伝播図を描かせるものの2種類の表示法をとった。

2. 興奮伝播図の自動作図

1) スプライン関数の決定

マット上の各測定点における興奮伝達時間には、各心拍毎の測定誤差や生体固有の変動分が含まれていると考えられ、測定値をそのまま真の値とすることは妥当ではないと考えられる²⁶⁾。この点を考慮して、抽出された測定値を近似的に表現する二次元関数を求め、その関数の等高線表示法で等時線を描くことによって興奮伝播図を自動作図した。作図に用いる関数はデータ平滑化の手法を適応することによって求められた。本システムではこの2次元関数として3次のB-スプライン関数を用いた²⁷⁾。マット上の各測点Pk (x_k, y_k) (k=1, 2, …, N)における測定値d_kには誤差の影響ε_kが含まれているものとする。そこで真の興奮伝達時間をf_kとすると、

$$d_k = f_k + \epsilon_k \quad (1)$$

と表される。ここでε_kは測定点毎に独立で、平均値0、分散σ² (<∞)の正規分布をもつ確率変数とする。{δ_i}_{i=1}^sをδ_i<δ_i+mを満足する非減少数列とし、また、(δ-x)^{m-1}・w_j(x)を

$$(\delta-x)^{m-1} = \begin{cases} (\delta-x)^{m-1}, & x \leq \delta \\ 0, & x > \delta \end{cases}$$

$$W_j(x) = \prod_{i=1}^m (x - \delta_{i+j})$$

とおくと、m階の1次元B-スプライン関数は

$$M_{mj}(x; \delta_j, \delta_{j+1}, \dots, \delta_{j+m}) = \frac{m}{s} \frac{(\delta_{j+i} - x)^{m-1}}{w'_j(\delta_{j+i})}$$

で表される (j=1, 2, …, s-m)。ここで{δ_i}は節点と呼ばれている。さらに、

$$N_{mj}(x) = (\delta_{j+m} - \delta_j) \cdot M_{mj}(x; \delta_j, \delta_{j+1}, \dots, \delta_{j+m}) \quad (2)$$

とおくと、1次元スプライン関数S₁(x)は

$$S_1(x) = \sum_{j=1}^{s-m} c_j N_{mj}(x) \quad (3)$$

と表される。{c_j}_{j=1}^mは関数S₁を定める係数である。階数mと節点{δ_i}が与えられるとN_{mj}(x)が定まるが、とくに節点を重ねてδ_l=δ_l+1=…=δ_l+pとするとあるjに対してN_{mj}(x)はx=δ_lでC^{m-p-2}級の関数となる。これをx, y 2次元平面上に適用し、x軸方向のB-スプライン関数を式(2)のN_{mj}(x)で表し、y軸方向については階数n、節点{η_i}_{i=1}としてB-スプライン関数を

$$N_{ni}(y) = (\eta_{i+n} - \eta_i) \cdot M_n(y; \eta_i, \eta_{i+1}, \dots, \eta_{i+n}) \quad (4)$$

で表現する。このとき2次元スプライン関数S₂(x,

y)は、{c_{ji}}を適当な係数として

$$S_2(x, y) = \sum_{j=1}^{s-m} \sum_{i=1}^{s-n} c_{ji} N_{mj}(x) N_{ni}(y) \quad (5)$$

と表される。本システムでは階数m, n=3、節の数s, t=6と定め、式(5)は

$$S(x, y) = \sum_{j=1}^3 \sum_{i=1}^3 c_{ji} N_j(x) N_i(y) \quad (6)$$

となる。次に最小2乗法によって平滑化を行う。すなわち、測定点(x_k, y_k)における測定値と関数値の差の2乗和Q

$$Q = \sum_{k=1}^N \left(\sum_{j=1}^3 \sum_{i=1}^3 c_{ji} N_j(x) N_i(y) - d_k \right)^2$$

が最小となるように{c_{ji}}を決定する。そのため上式を各c_{ji}に関して偏微分し、正規方程式を導いて求めることができる。すなわち、

$$C = (C_{11}, C_{21}, C_{31}, C_{12}, C_{13}, C_{22}, C_{23}, C_{32}, C_{33})$$

$$D = \left(\sum_{k=1}^N N_1(x_k) N_1(y_k) d_k, \sum_{k=1}^N N_2(x_k) N_1(y_k) d_k, \dots, \sum_{k=1}^N N_3(x_k) N_1(y_k) d_k, \dots, \right.$$

$$\left. \sum_{k=1}^N N_1(x_k) N_2(y_k) d_k, \dots, \sum_{k=1}^N N_3(x_k) N_3(y_k) d_k \right)$$

とおき、また行列Aのu行v列要素A_{uv}を、

$$A_{uv} = \sum_{k=1}^N N_{j_1}(x_k) N_{i_1}(y_k) N_{j_2}(x_k) N_{i_2}(y_k)$$

$$(ただし、u=3(i_1-1)+j_1, v=3(i_2-1)+j_2)$$

とおくと、

$$AC = D \quad (7)$$

の解として係数{c_{ji}}を求めることができ、興奮伝播パターンを表現する推定関数S:

$$\hat{S}(x, y) = \sum_{0 \leq i, j \leq 3} \hat{c}_{ji} N_j(x) N_i(y) \quad (8)$$

を得ることができる。

2) 等時線表示

2次元スプライン関数S(x, y)が求められると、次にこの関数をもとにして等しい関数値を持つ点どうしを結んだ線、すなわち等時線を引くことができる。まず、マット上に図5の黒点で示す如く61点の等時線描写のための計算点を想定した。さらに計算点と計算点を結ぶ格子線を設定する。実際の15点での測定値をもとにこの各計算点での関数値を計算し、測定値の最大値と最小値を10等分した各値の等時線を早い順に赤1本、緑2本、青2本、水色2本、黄色2本、紫1本、の10本の曲線でカラー表示させることとした。この時、実際の等時線が格子線と交わる点の座標を求め、これらの交点のうち隣り合う格子線上にあるものを見つけ出して直線補間し、これを近似等時線として表示する。例として図6のような場合を考える。各格子点

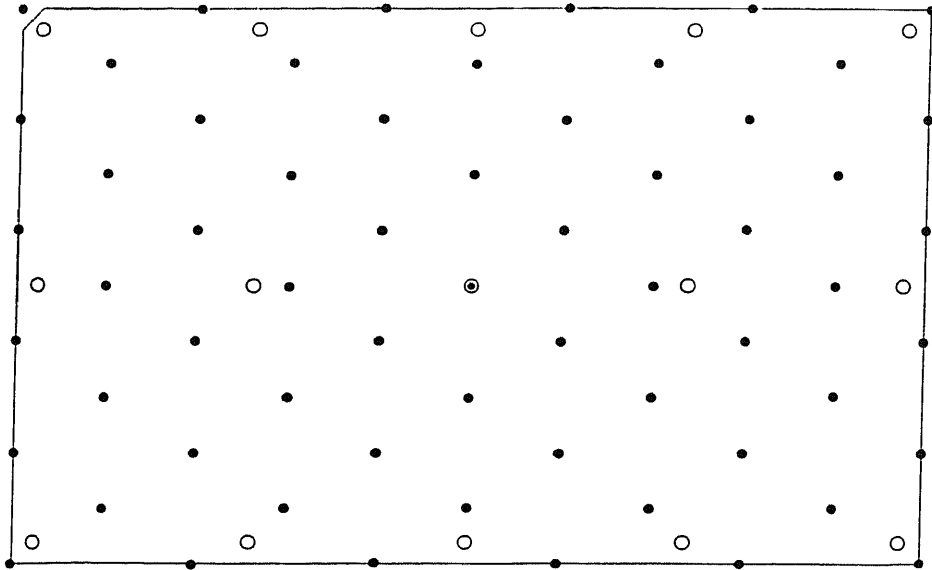


Fig. 5. Measurement points and calculation points for drawing isochronous lines on the matt. To draw isochronous lines on the matt 61 of calculation points (solid circle) are set. The function of each 61 points is calculated from measured values of 15 measurement points (open circle).

に図6に記入したような関数値(単位は msec)が与えられている時, 50 msecの等時線が関数の上では図の点線のような形で存在しているとす。この等時線が格子線と交わる点(*で示した点)を求め, これらを直線で結ぶ, この折れ線を近似的に等時線としてディスプレイに表示する。ここで計算点の間隔を十分細かくとることによって線の折れ目が目立たないような等時線を描くことができる。

以上のII, IIIの処理をコンピューターを用いて行った。Operating SystemにはMS-DOS, プログラム言語には Turbo-Pascal を使用した。

IV. 実験的検討

1. 実験モデルの作成

雑種成犬(体重10 kg~20 kg)を用い, 塩酸ケタミン 20 ml/kgの筋肉内投与による全身麻酔を施し, 気管内挿管によりハーバード型人工呼吸器を用いて調節呼吸を行った。第5肋間で胸骨横断, 両側開胸後, 心膜を逆Y字切開にて切開し, 心臓を露出した。次に, 左冠動脈前下行枝を第一対角枝分岐の末梢で一期的に結紮し, 完全閉塞させ, さらに左冠動脈回旋枝と前下行枝の分枝を心尖部寄りでも結紮する多重結紮²⁸⁾²⁹⁾を追加し, 心筋梗塞を作成し, いわゆる Harrisの第1相の虚血性の心室頻拍^{30)~32)}を発生させた。

2. 心表面マッピング

1) マットを用いて自動表示される興奮伝播図の信

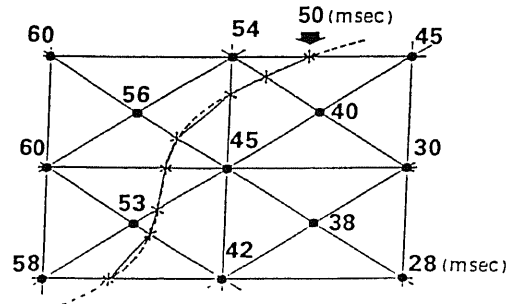


Fig. 6. Drawing of isochronous line. The 50 msec approximate isochronous line (solid line) is drawn by binding the 50 msec isochronous points (asterisks) on the lattice lines. Dotted line is the 50 msec real isochronous line

頼性を検討する目的で以下の2つの検討を加えた。

i) シリコンゴムマット上に近接双極電極を配列してあるので, 双極電極の軸と電氣的興奮の伝達してくる方向, すなわち, 心筋脱分極の方向とのなす角度によって興奮伝播図が変化する可能性がある。そこで図7のように興奮の伝達してくる方向に対するマットの角度を45度ずつ回転させ, 作製される興奮伝播図を比較検討した。

ii) 健康な心筋壁内の様々な深さでペーシングし,

心外膜側からのマッピングによる興奮伝播図におよぼす影響を検討した。図8に示すように電極間距離1mmの6極針電極を心筋内に斜めに刺入し、先端の電極が心内膜側に位置する様にした。この時、ペーシングにより、先端の電極が心腔内に脱出していないことを確認した後、先端より順に1・2, 2・3, 3・4, 4・5, 5・6でペーシングを行い、それぞれ興奮伝播図を描かせた。

2) 心室の展開図を指標として、洞調律時、右室ペーシング時、左室ペーシング時およびHarrisの実験モデル³⁰¹⁻³²¹による心室頻拍時においてマツト電極を心室表面にあてて心表面マッピングを施行し、興奮伝播図を作製した。

また、コンピュータによる興奮伝達時点の決定と記録されたデータの目測による興奮伝達時点の決定の比較を行った。それぞれの例についてポリグラフに記録されたデータを用いて目測により、興奮伝達時点を決し、そのデータを手作業でコンピュータに入力し、興奮伝播図を自動作図させ、すべてをコンピュータにより自動作図したものと比較した。

V. 臨床的検討

1985年7月から1986年10月までの間に当科で経験した心室頻拍6例を対象とした。性別は男性5例、女性1例、年齢は22才から59才で平均39.3才であった。術前の12誘導心電図、体表面電位図および他の電気生理学的検査(pacing study, pace mappingなど)により頻拍起源が右心室に推定された症例(右心型)は3例で、いずれも右室流出路に推定された。このうち、術前にプログラム刺激法で持続性のVTが誘発された症例はなく、非持続性のVTであった。また、頻拍起源が左心室に推定された症例(左心型)は3例で、

左室心尖部1例、左室側壁2例であった(表1)。左心型の3例ではいずれも術前にプログラム刺激により持続性のVTが誘発可能であった。これらの症例において根治手術施行時に本システムを用いて術中心表面マッピングを施行した。

成 績

I. 実験的検討

1. マットの角度による影響

図9に示すように作製された興奮伝播図は洞調律時には右室前面の生理的 break through を最早期興奮部とし、マツトの角度による差は認められなかった。右室ペーシングにおいても、電気的興奮の伝達してくる方向に対するマツトの角度による影響を受けず、本質的には同一の興奮伝播図を描いた(図10)。

2. 心筋壁内の頻拍起源の深さによる影響

図11に示す様に心筋内の様々な深さでペーシングを行っても最早期興奮部位は直上の心外膜側に反映され、離れた部位に出現することはなかった。

3. 洞調律動時心外膜マッピング(図12)

右心室前面の生理的な break through を最早期興奮部位とする興奮伝播図となった。

4. 右室ペーシング時心表面マッピング(図13)

ペーシング部がマツト中央にくるようにして右心室前面でペーシングし、心表面マッピングを行ったところ、ペーシング部位を最早期興奮伝播部とし、興奮が同心円状に周囲に伝播する興奮伝播図が作製された。

5. 左室ペーシング時心表面マッピング(図14)

左心室前面でペーシングし、心表面マッピングを行ったところ、やはりペーシング部を最早期興奮部位とする同心円状の興奮伝播図となったが、右室ペーシ

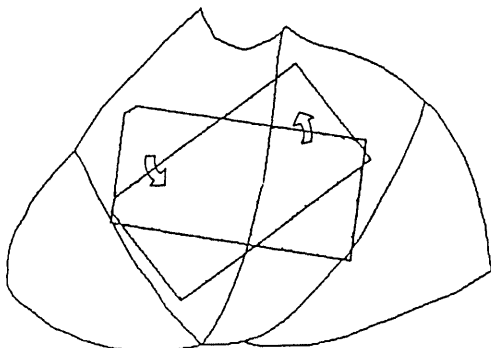


Fig. 7. Recording from all angles.

Epicardial mapping is performed with matt electrode turned every 45 degrees counter-clockwise during sinus rhythm and right ventricular pacing.

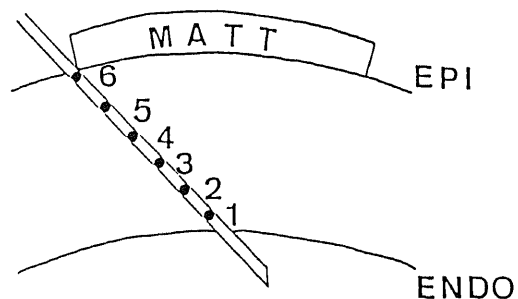


Fig. 8. Recording during pacing from several depth of myocardium.

The needle with six electrodes is plunged into the myocardium obliquely. Epicardial mapping was performed during pacing from several levels of depth of myocardium of right ventricle.

ング時に比べ、等時線の間隔が広く、各部位の興奮伝達時間の差が少ないことを示した。

6. 心室頻拍時心表面マッピング

心筋梗塞を作成した4頭中2頭で心室頻拍が誘発可能であった。心室頻拍時に心表面マッピングを施行し

た。肉眼的虚血部位に一致して最早期興奮部位を認めた(図15)。

7. 以上の実験例についてそれぞれ同一のデータを用いて目測により、興奮伝達時点を決定し、興奮伝播図を作製し、自動作図したものと比較したところ、殆

Table 1. Characteristics of the patients with ventricular tachycardia

Case	Age	Sex	QRS form	QRS axis	Heart rate	Site of Origin
1	33	M	LBBB	+ 75	230	RVOT
2	31	F	LBBB	+ 30	220	RVOT
3	57	M	LBBB	+ 80	125	RVOT
4	22	M	RBBB	- 90	133	LVA
5	43	M	RBBB	+120	180	LVL
6	59	M	RBBB	+150	190	LVL

M=male, F=female, LBBB=left bundle branch block, RBBB=right bundle branch block, RVOT=right ventricle outflow tract, LVA=left ventricular apex, LVL=left ventricular lateral wall, QRS form=QRS morphology of ECG lead V1 during ventricular tachycardia, QRS axis=QRS axis of ECG lead V1 during ventricular tachycardia, Heart rate=heart rate during ventricular tachycardia.

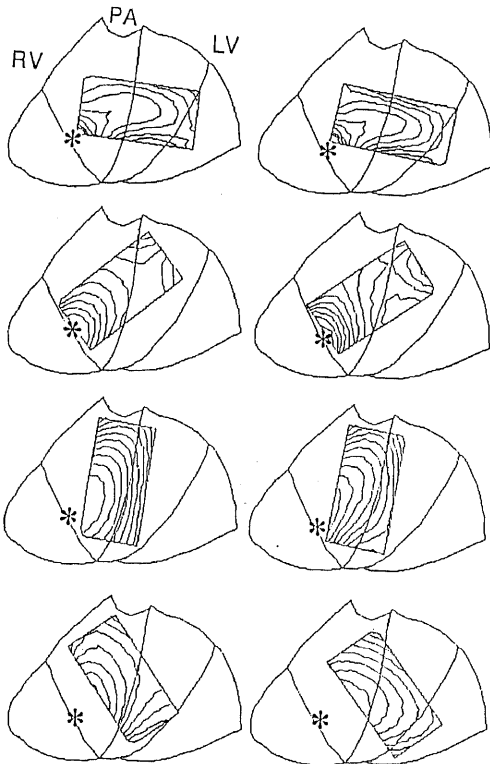


Fig. 9. Isochronous maps during sinus rhythm. The wave of excitation spreads in the same concentric manner from the physiological breakthrough on right ventricle in each map (asterisk).

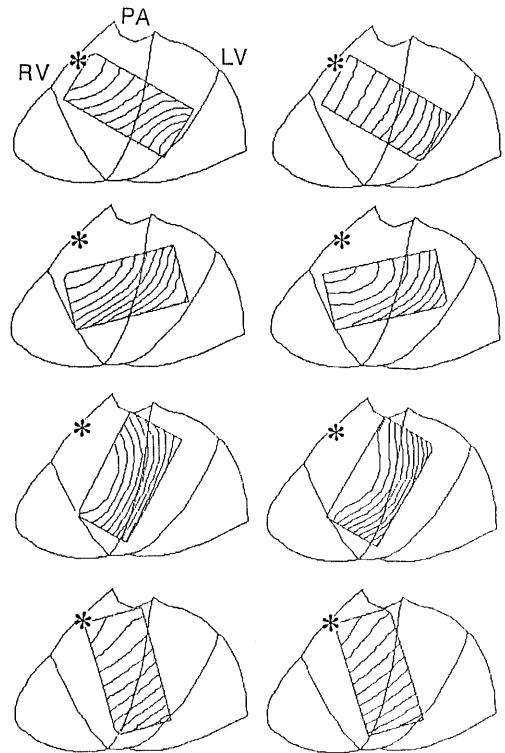


Fig. 10. Isochronous maps during right ventricular pacing. The wave of excitation spreads in the same concentric manner from the pacing point on right ventricle (asterisk).

ど同一の図が作製された (図 16)。

II. 臨床的検討

1. 右心型

術前検査により頻拍起源が推定される部位にマツト電極をあてて心表面マッピングを施行した。3例とも手術時、麻酔導入後に持続性のVTを誘発することは不可能であった。このような症例では、非持続性のVTあるいは術前のVT発作時と同様の極性を示すPVC

を捉えてマッピングし、興奮伝播図を作製した。図17は症例2の心表面興奮伝播図である。この症例では術中に持続性のVTは誘発されず、非持続性のVTをとらえてマッピングし、興奮伝播図を描かせた。最早期興奮部は右室流出路でこの部を中心とした同心円を描いた。図18は症例3の心表面興奮伝播図である。症例3では術中、PVCが散発するのみでVTは誘発されなかったが、PVCの心電図波形は術前のVT発作と同様の極性を示しており、このPVCを捉えてマッピングすることにより、興奮伝播図を描かせた。この症例でも右室流出路を最早期興奮部とする同心円を描いた。

2. 左心型

右心型と同様に術前検査により頻拍起源が推定される部位を中心にマッピングし、興奮伝播図を作製した。左心型ではいずれも術中に持続性のVTが誘発可能であった。図19は症例5の興奮伝播図である。最早期興奮部は左室側壁にあった。

考 察

近來の心臓電気生理学のめざましい進歩³³⁾³⁴⁾に伴い、不整脈の外科療法も飛躍的な発展をとげ³⁵⁾³⁶⁾、その適応が拡大されつつある。VTはその病因により虚血性と非虚血性に大別される。虚血性VTは心筋梗塞の

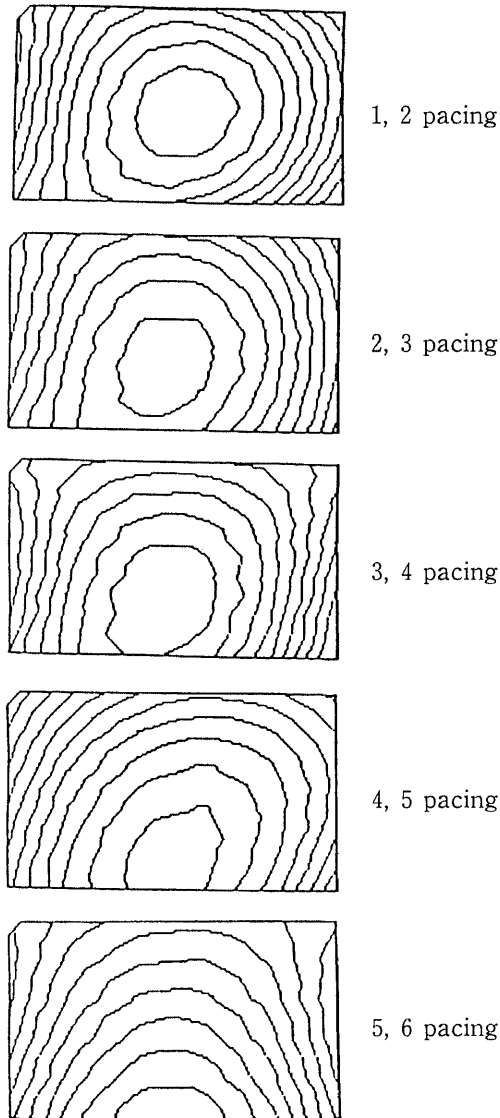


Fig. 11. Isochronous maps during pacing from several levels of depth of myocardium of RV. The earliest excitement point is just above the pacing point.

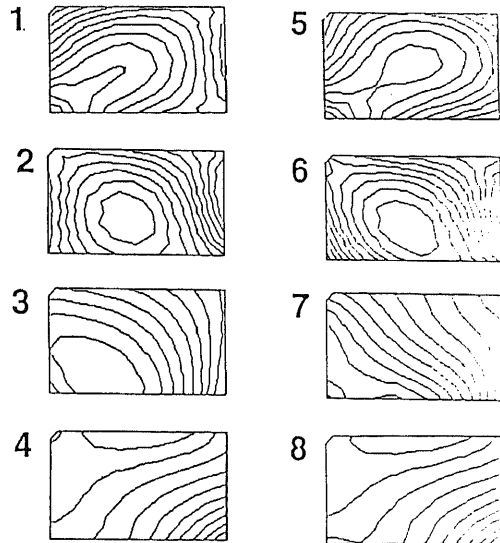


Fig. 16. Comparison of isochronous maps drawn by the computer-assisted automatic system (left column) and by the conventional retrospective manual method (right column). 1, 4 are maps during sinus rhythm, 2, 5 are maps during right ventricular pacing, 3, 6 are maps during sustained ventricular tachycardia.

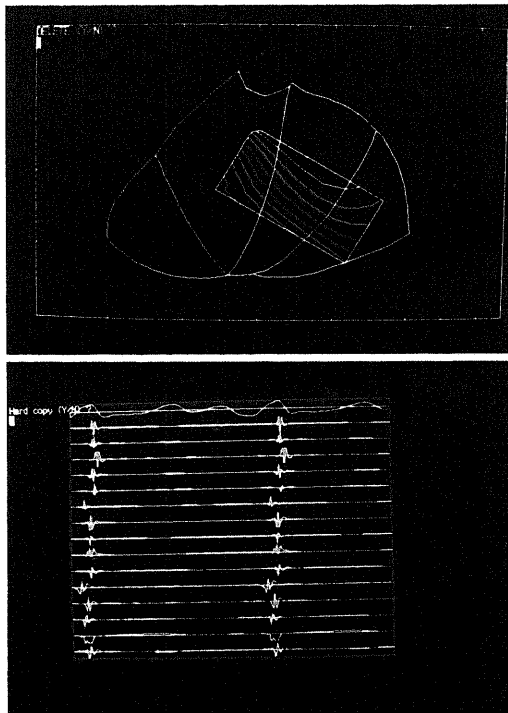


Fig. 12.

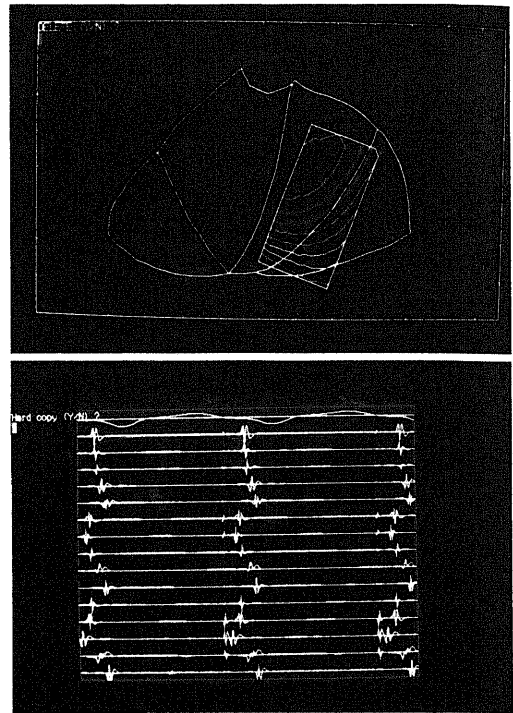


Fig. 14.

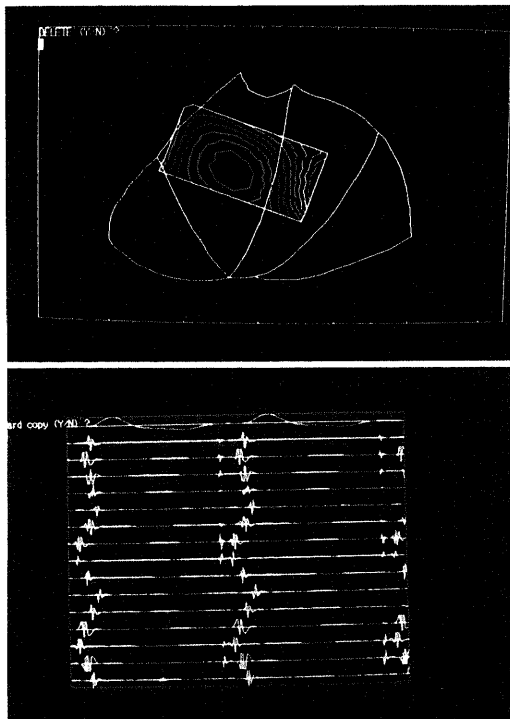


Fig. 13.

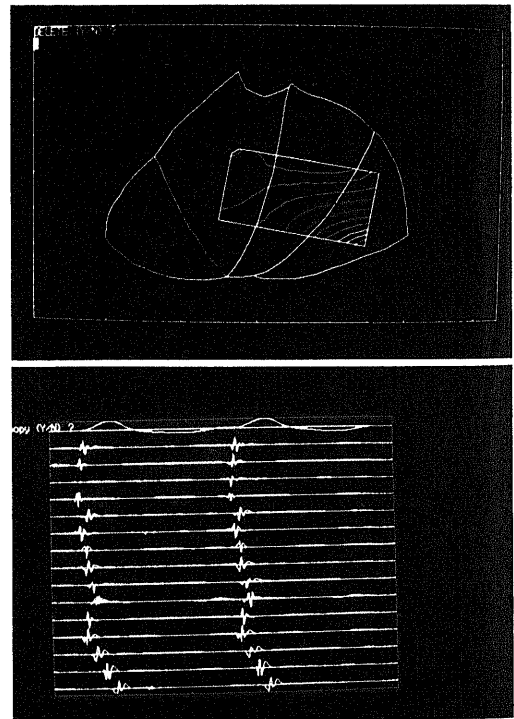


Fig. 15.

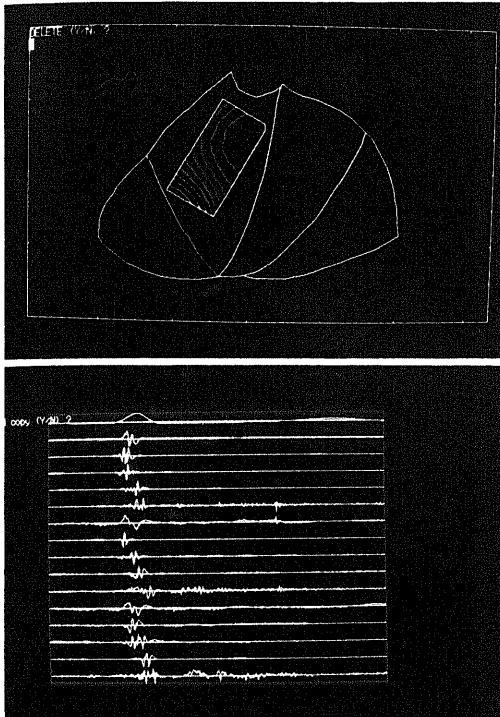


Fig. 17.

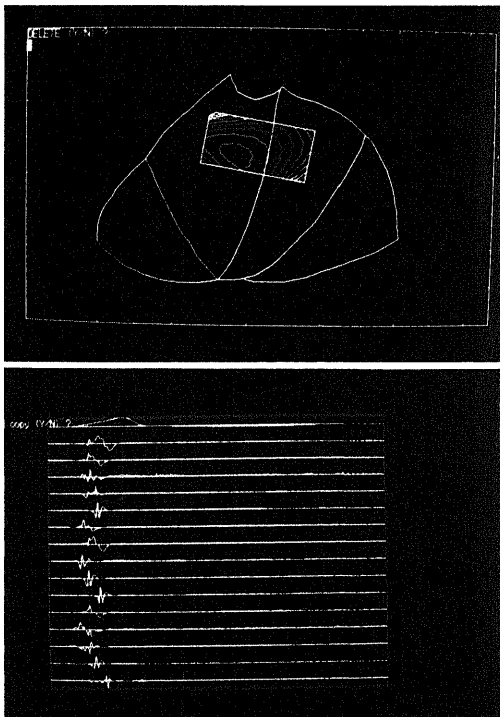


Fig. 18.

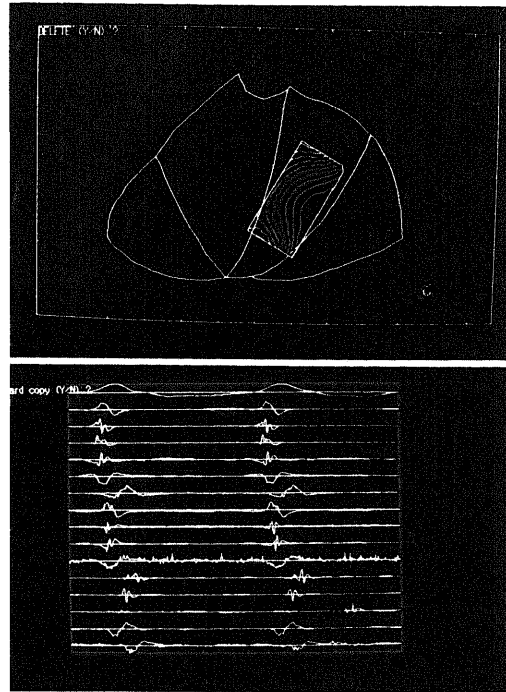


Fig. 19.

Fig. 12. Isochronous map during sinus rhythm and display of potentials during one second of window. The earliest excitement point is the place of physiological break through on right ventricle.

Fig. 13. Isochronous map during right ventricular pacing and display of potentials. The earliest excitement point is just above the pacing point on right ventricle. The wave of excitation spreads in concentric manner from the earliest excitement point.

Fig. 14. Isochronous map during left ventricular pacing and display of potentials. The earliest excitement point is above the pacing point on left ventricle.

Fig. 15. Isochronous map during sustained ventricular tachycardia and display of potentials. The earliest excitement point is ischemic zone around the left anterior descending coronary artery on left ventricle.

Fig. 17. Isochronous map obtained by analysing non-sustained ventricular tachycardia and display of potentials. The earliest excitement point is right ventricular outflow tract.

Fig. 18. Isochronous map obtained by analysing one beat of premature ventricular contraction and display of potentials. The earliest excitement point is right ventricular outflow tract.

Fig. 19. Isochronous map during sustained ventricular tachycardia and display of potentials. The earliest excitement point is lateral free wall of left ventricle.

急性期および慢性期の危険な合併症^{37)~39)}として知られており、欧米では直接手術の対象となるVTの大部分がこの虚血性VTである。わが国でも虚血性心疾患の増加に伴い、虚血性VT症例が増加している。非虚血性VTの原疾患として心筋炎⁴⁰⁾⁴¹⁾、不整脈源性右室異形成(Arrhythmogenic Right Ventricular Dysplasia)⁴²⁾、心臓腫瘍⁴³⁾⁴⁴⁾、僧帽弁逸脱症候群^{45)~47)}などがあげられる。

VTの外科治療に関しては、虚血性VTではGuiraudonらの環状心筋切開法(Encircling endocardial ventriculotomy)⁴⁸⁾、Josephsonらの心内膜切除法(Endocardial excision)⁴⁹⁾、岩らの心筋切開凍結法の報告^{50)~52)}があり、非虚血性VTではGuiraudonらの心室切開法(Transmural ventriculotomy)⁵³⁾、Cammらの凍結凝固法(Cryo-coagulation)⁵⁴⁾、岩らの心筋切除凍結併用法の報告^{50)~52)}がある。当教室で行っている心筋切開凍結法および心筋切除凍結法も臨床経験を重ね、この手術の安全性およびその効果の確実性は確立されつつある。

当教室ではこれまでWPW症候群をはじめ、VT、上室性頻拍の外科治療の際、心表面マッピングを行ってきたが、初期には興奮伝達時間の計測、興奮伝播図の作図ともに手作業で行い長時間を必要とした。また、興奮伝達時間の読み取りおよび興奮伝播図の作図の各段階で計測者の主観的判断が入り、客観性を欠くという欠点があった。岩瀬らの研究¹⁹⁾²⁰⁾により、この2つの作業がコンピュータ化され、マッピング時間もかなり短縮された。しかしなお数十分の時間を必要とした。術中心表面マッピングの際には、プログラム刺激法によりVTを誘発し、心表面マッピングを行うが、この間、循環動態が極めて悪化するので、マッピングに要する時間を極力短縮することが重要である。従来の心表面の多数点から1点ずつ電位を記録し、それぞれ時間基準点からの隔たりを計測する方法では何回もVTを誘発する必要があり、しかもその間、安定したVTが得られるとは限らず、RR間隔が一定しなかったり、QRS波形に微妙な違いが生じることも少なくなかった。このため多極同時誘導の必要性が生じた。

そこで心表面上の多数の点より同時に電位波形を記録し同一の基準波形からの隔たりを計測することにより、マッピングに要する時間の大幅な短縮および正確なマッピングが期待できると考えた。現在、日本で入手し得る最大のマルチチャンネルレコーダーは16チャンネルである。併せて電気生理学的検査の発達により、術前にかなり精密な頻拍起源の部位の推定が可能となってきており、心表面全体のマッピングをしなくても、頻拍起源と推定される部位を中心に比較的狭

い範囲でマッピングを行うことにより、頻拍起源の位置の決定が可能であると考え、本研究では15極同時誘導マツト電極(図2)を考案した。マツト大・中2種類作製し、大マツトによりおおむねの部位決定をし、中マツトによりさらに詳細な部位決定を行った。大マツトの大きさは1回のマッピングで一心室の約半分をカバーできる大きさとした。具体的には頻拍起源の推定される部位を中心に2~3カ所マツトをずらしマッピングを行った。このシステムを使用することにより、マッピングに要した時間は数分であった。今回、使用したマツト電極は心表面にあてるだけであり、この手技そのものによる心機能への悪影響は殆ど無視できる程度と考えられるが、左心室の後面などあてる部位によっては心臓を脱転しなければならず、そのため循環動態の悪化に留意しなければならなかった。

興奮到達時点の自動抽出に関して、本システムでは波形のパターン分類を行い、コンピュータにより自動認識させる方法をとっている。小林ら²⁶⁾によれば波形のパターン分類を行わず、デジタル波形を微分フィルターにかけ、得られた微分波形の絶対値が最大となる時点を興奮到達時点と定義する方法、微分波形の2乗、4乗、6乗を重みとした重心位置をもって興奮到達時点と定義する方法でそれぞれ興奮伝播図を自動作図させ、それぞれの興奮伝播図を比較した場合にも有意差はなかった。ただ、コンピュータによるパターン認識は、より高次元の作業であり、今後コンピュータの計算時間が短縮されれば、計測時間のより一層の高速化が期待できる。

計算機を用いて興奮伝播図を作製する研究に関しては、Fontaineら⁵⁵⁾、Idekerら⁵⁶⁾⁵⁷⁾のものがあるが、これらの手法においては、抽出された興奮到達時点には誤差がないものと仮定して、興奮伝播図を作製している。本システムでは興奮伝達時点の測定値には誤差が付随しているものと見なし、その影響を軽減するため興奮伝播のパターンを区分的な多項式関数であるスプライン関数を用いて表現し、その関数の係数を最小2乗法で推定する手法を採用した。当教室で従来行われてきた方法ではこの関数としてx, yの多項式関数を用いていた。すなわち、Tkをk次のチェビシェフ関数とし、

$$F(x, y) = \sum_{0 \leq i, j \leq M} a_{ij} T_i(x) T_j(y)$$

で表わされるものと仮定した。ここでMは関数の次数であり、係数 a_{ij} は最小2乗法で決定した。最早興奮部位を正確化する場合はMの値を大きくする必要がある。一方、Mを大きくし過ぎると興奮伝播パターンに余分の振動を引き起こす。また右室と左室の境界付近で興奮伝播の“壁”があるとみなした方が生理学上、

妥当であると考えられる興奮伝播様式がある。ところが従来のチェビシェフ関数を用いた方式では全心表面を一様に扱っているため、右室、左室境界付近の急峻な興奮パターンの変化が平均化される欠点を持っていた。以上のことを勘案し、単なる多項式関数よりも、区分的な多項式関数であるスプライン関数を採用した¹⁵⁾。スプライン関数にも種々の表現法があるが、本システムでは解を安定的に求めることのできるB-スプライン関数を用いた。船田ら¹⁹⁾の研究によれば、A-D変換して得られたデジタル波形の分類が適切になされず自動測定値と目測値との間に最大8 msecの違いが生じた場合にも自動作図された興奮伝播図は両者とも同様の興奮伝播パターンを描いていた。本研究でも自動測定値により作図した興奮伝播図と目測値により作図した興奮伝播図は同様の興奮伝播パターンを示していた(図16)。

実験的検討では、マットの回転、頻拍起源の心筋壁内での深さによる影響はなく、最早期興奮部位は心表面に素直に反映されており、離れた部位に出現することはなかった(図10, 11)。また、洞調律、右室ペースング、左室ペースングにおける心表面マッピングでも最早期興奮部位は右室前面のbreak through、各ペースング部と一致していた(図12, 13, 14)。以上のことから、このシステムを使用して描かれた興奮伝播図はマットをあてた部分の心表面の電気的現象を忠実に反映していると考えられ、このシステムの信頼性は証明された。

臨床例では、Josephsonら⁵⁸⁾は虚血性VTの場合、12誘導心電図からの正確な部位診断は困難であったと報告している。一方当教室の牛島ら⁵⁹⁾によれば、非虚血性VTの場合ではQRS波形パターン、QRS最大ベクトルおよびQRS初期波60 msecにおける初期成分ベクトルの方向は頻拍発生部位の推定に有用であり、V1誘導のブロックパターンによる頻拍発生側の心室の決定も可能であった。今回、対象とした6例はいずれも非虚血性VTであった。術前のVT発作時の12誘導心電図はいずれも単一波形のVTであり、頻拍起源も単一であることを示唆した。

右心型では、麻酔導入により、心機能が安定し、持続性のVT誘発が困難となり、術中、持続するVTを得られなかった。このような場合にも非持続性のVTあるいは12誘導心電図上、術前のVTと同一波形のPVCが散発していることが多く、この一拍のPVCを捉えてマッピングすることにより、頻拍の起源部位を決定可能であった。VTの発生機序としては、リエントリー⁶⁰⁾、異所性自動能、triggered activity⁶¹⁾の3つが提唱されており、従来、外科治療の適応はプログラム

刺激により頻拍の誘発、停止が容易なりエントリ型に限定されていたが、このシステムを使用することにより、症例3のように頻拍の誘発が困難な異所性自動能型のVTでも短時間に心表面マッピングが可能であった。このような症例は従来のマッピング法では頻拍起源の部位決定が不可能で、特に多極同時誘導マッピングの良い適応であると言える。

左心型のVTではいずれも術中、持続性のVTが誘発可能であった。3症例とも興奮伝播図上には最早期興奮部を中心とする同心円を描かせることはできなかったが安定したVTが誘発できたため、マットをずらして数カ所でマッピングが行うことにより、最早期興奮部位の決定が可能であった。このシステムの問題点として興奮伝播図上に同心円を描かせることができない場合、さらに早い部分が存在する可能性がある。また、このような場合にマットをずらせて複数個の興奮伝播図を描かせ、比較することも可能であるが、安定したVTが得られない場合には、時間基準点が一定しないため、単純に比較することはできない。現時点ではこのような場合には16チャンネルポリグラフのアナログ波形の目測による検討も加え、総合的に判断している。このため術中マッピングに10分以上の時間を必要とする、今後、改良の余地があると思われる。この解決策としてGallagherら⁶²⁾、Witら⁶³⁾のようにマッピング専用のレコーダーを使用し、同時誘導の電極の数を25~192極に増やし、広い範囲の興奮伝播図を描かせることが考えられる。この場合にも循環動態に与える影響や電極と心外膜との接触の良否などの術野における課題が残る。Witら⁶³⁾によれば、これらの理由により通常、192極のうち30~50極で興奮伝達時間が決定できなかったと述べている。Spielmanら⁶⁴⁾は梗塞作成犬によるVTモデル実験で心内膜側のVT起源と心表面最早期興奮部位との間に0.5~6.0 cmの距離があったとしている。また、Josephsonら⁶⁵⁾⁶⁶⁾、Horowitzら⁶⁷⁾も虚血性心疾患に伴ったVTの正確な部位診断には心表面マッピングのみでは不十分であり、術前、術中の心内膜側からのマッピングの必要性を述べている。本研究で対象としたVTの臨床症例はいずれも術前検査による部位診断と術中心表面マッピングの最早期興奮部位が一致したため、心内膜マッピングは必要としなかった。

結 論

1. 15極同時誘導およびそのコンピュータ処理による心表面マッピングシステムを開発した。シリコンゴムマット上に電極間距離1 mmの近接双極電極を格子状に15個配列したマット電極を心表面にあてて

15 極の電極から同時に心表面電位を取り込み、データ記録装置により記録し、さらに興奮伝播図作製装置に入力して各点での興奮伝達時間を自動計測し、心表面興奮伝播図を自動作製し、ディスプレイに表示させた。

2. 心表面電位波形の分析は、電位波形を5群に分類し、コンピュータによる自動認識により行った。

3. 興奮伝播図の自動表示の表示法はマットをそのままディスプレイに表示し、興奮伝播図を描かせるものと、心室を後室間溝で切り開いた扇形の展開図上にマットを表示し、その上に興奮伝播図を描かせる2種類の表示法を作製した。

4. 興奮伝播図の作製は以下の方法によった。

1) マット上の各測定点における興奮伝達時間として測定値を2次元スプライン関数で近似的に表現した。

2) 等時線を表示するためにマット上に61点の計算点を取り、各点における関数値を計算した。

3) 各計算点を結ぶ格子線を設定し、各計算点での関数値をもとに直線補間法により近似等時線を描いた。

5. このシステムを用いて雑種成犬20頭の心表面マッピングを施行し、興奮伝播図を自動表示し、さらに、同一のデータを用いて目測により、興奮到達時点を決定し、興奮伝播図を作製し、両者を比較したところ、本質的に一致した。

6. このシステムを臨床症例に使用し、術中心表面マッピングを行ったところ、数分で興奮伝播図を作製可能であり、従来の術中マッピング時間を大幅に短縮できた。

7. 左室に起源を有する3例ではいずれも術中に安定した持続性のVTが誘発可能であり、術中心表面マッピングをこのシステムによって施行し、頻拍起源の部位を決定することが可能であった。

8. 右室に頻拍起源を有する3例では術中安定したVTが得られなかった、このような場合にも、非持続性のVTあるいは術前のVTと同様の極性を示すPVCを捉えてマッピングすることにより、頻拍起源の部位の決定が可能であった。このように、従来、外科治療の適応外とされてきた症例も、このシステムを使用することにより、頻拍起源の部位を決定し、外科治療が可能となった。

謝 辞

稿を終るに当たり、終始御指導と御校閲を賜った恩師岩喬教授に心から深謝致します。また興奮伝播図の自動表示法について多大の御指導御助言を賜りました金沢大学工学部船田哲男助教授に深く感謝致します。また研究に多大なご協力を頂きました金沢大学第一外科学教室の諸先

生方に深く感謝致します。本論文の要旨は第50回日本循環器学会学術集会(昭和61年3月)及び第39回日本胸部外科学会総会(昭和61年10月)において発表した。

文 献

- 1) Rothberger, C. J. & Winterberg, H.: Studien über die Bestimmung des Ausgangspunktes ventricularer extrasystolen mit Hilfe des Elektrokardiogramms. Pflügers Arch Physiol, 154, 571-598 (1913).
- 2) Barker, P. S., Macleod, A. G., & Alexander, J.: The excitatory process observed in the exposed human heart. Am. Heart J., 5, 720-742 (1930).
- 3) Durrer, D., van Dam, R. T., Frued, G. E., Janse, M. J., Meijler, F. L. & Arzbacher, R. C.: Total excitation of the isolated human heart. Circulation, 41, 899-912 (1970).
- 4) Durrer, D., Roos, J.: Epicardial excitation of the ventricles in a patient with Wolff-Parkinson-White syndrome (type B). Circulation, 35, 15-21 (1967).
- 5) Burchell, H. B., Fyfe, R. L., Anderson, M. W. & MacGoon, D. C.: Atrioventricular and ventriculoatrial excitation in Wolff-Parkinson-White syndrome (type B): temporary ablation at surgery. Circulation, 36, 663-672 (1967).
- 6) Cobb, F. R., Blumenschein, S. D., Sealy, W. C., Boineau, J. P., Wagner, G. S. & Wallace, A. G.: Successful surgical interruption of the bundle of Kent in a patient with Wolff-Parkinson-White syndrome. Circulation, 38, 1018-1029 (1968).
- 7) Sealy, W. C., Hattler, B. C., Blumenschein, S. D. & Cobb, F. R.: Surgical treatment of the Wolff-Parkinson-White syndrome. Ann. Thorac. Surg., 8, 1-11 (1969).
- 8) Wallace, A. G., Sealy, W. C., Gallagher, J. J., Svenson, R. H., Strauss, H. C. & Kasel, J.: Surgical correction of anomalous left ventricular preexcitation: Wolff-Parkinson-White (type A). Circulation, 49, 206-213 (1974).
- 9) Boineau, J. P., Moore, E. N., Spear, J. F. & Sealy, W. C.: Basis of static and dynamic electrocardiographic variations in Wolff-Parkinson-White syndrome. Am. J. Cardiol., 32, 32-45 (1973).
- 10) Gallagher, J. J., Kasel, J., Sealy, W. C., Pritchett, E. L. C. & Wallace, A. G.: Epicardial mapping in the Wolff-Parkinson-White syndrome.

Circulation, 57, 854-866 (1978).

- 11) **Gallagher, J. J., Sealy, W. C. & Kasell, J. :** Intraoperative mapping studies in the Wolff-Parkinson-White syndrome. *Pace*, 2, 523-537 (1979).
- 12) **Sealy, W. C. & Gallagher, J. J. :** The surgical approach to the septal area of the heart based on the experiences with forty-five patients with Kent bundles. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 79, 542-551 (1980).
- 13) **Iwa, T., Kawasuji, M., Misaki, T., Iwase, T. & Magara, T. :** Localization and interruption of accessory pathway in the Wolff-Parkinson-White syndrome. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 80, 271-279 (1980).
- 14) **Kramer, J. B. & Cain, M. E. :** Simultaneous computer mapping to facilitate intraoperative localization of accessory pathways in patients with Wolff-Parkinson-White syndrome. *Am. J. Cardiol.*, 56, 571-576 (1985).
- 15) **Spurrell, R. A. J., Yates, A. K., Thorburn, C. W., Sowton, G. E. & Deuchar, D. C. :** Surgical treatment of ventricular tachycardia after epicardial mapping studies. *Br. Heart J.*, 37, 115-126 (1975).
- 16) **Klein, G. J., Ideker, R. E., Smith, W. M., Harrison, L. A., Kasell, J., Wallace, A. G. & Gallagher, J. J. :** Epicardial mapping of the onset of ventricular tachycardia initiated by programmed stimulation in the canine heart with chronic infarction. *Circulation*, 60, 1375-1384 (1979).
- 17) **Downar, E., Parson, I. D., Mickleborough, L. L., Cameron, D. A., Yao, L. C. & Waxman, M. B. :** On-line epicardial mapping of intraoperative ventricular arrhythmias: Initial clinical experience. *JACC*, 4, 703-714 (1984).
- 18) **Mason, J. W., Stinson, E. B., Oyer, P. E., Winkle, R. A., Huns, s., Anderson, K. P. & Derby, G. C. :** The mechanism of ventricular tachycardia in humans determined by intraoperative recording of the electrical activation sequence. *Int. J. Cardiol.*, 8, 163-172 (1985).
- 19) **船田哲男, 岩瀬孝明, 三崎拓郎, 岩 喬 :** 心表面興奮伝播図の自動表示システム. *医用電子と生体工学*, 18, 21-26 (1980).
- 20) **岩瀬孝明 :** 心表面興奮伝播図の自動表示に関する研究. 第1編: 実験的研究. *日胸外会誌*, 29, 396-408(1981).
- 21) **岩瀬孝明 :** 心表面興奮伝播図の自動表示に関する研究. 第2編: Wolff-Parkinson-White症候群の心表面興奮伝播図. *日胸会誌*, 29, 1345-1358 (1981).
- 22) **岩瀬孝明, 船田哲男, 岩 喬, 小林弘明, 川筋道雄, 三崎拓郎 :** 心表面興奮伝播図の自動表示とその臨床応用. *心臓*, 11, 1055-1060 (1979).
- 23) **船田哲男 :** 心表面電位波形の集録とパターン分類. *電子通信学会 MBE* 80-92, 17-20 (1981).
- 24) **豊嶋英雄, 山田和生, 宮内厚芳, 堀場希次, 堀部博 :** 筋層内近接双極誘導に関する考察. *名大環研年報*, 12, 94-97 (1960).
- 25) **Itatsu, H. :** Theoretical interpretation of continuous bipolar ECG and its relationship to the time of arrival of activation. *Jpn. Cir. J.*, 18, 1-10 (1954).
- 26) **小林弘明, 岩瀬孝明, 三崎拓郎, 岩 喬, 船田哲男 :** 心表面興奮伝播図の自動表示. *臨床心音図研究会*, 11, 199-207 (1981).
- 27) **船田哲男 :** スプライン関数によるデータ平滑化法の心表面興奮伝播図表示への応用. *電子通信学会, MBE* 81-19, 31-36 (1981).
- 28) **佐藤博文 :** 心室性不整脈の外科治療に関する実験的研究. *日胸外会誌*, 28, 1123-1136 (1980).
- 29) **小林弘明 :** 心室性頻拍の外科治療に関する基礎的研究. -とくに凍結手術の効果について-. *日胸外会誌*, 29, 1334-1344 (1981).
- 30) **Harris, A. S. & Rojas, A. G. :** The initiation of ventricular fibrillation due to coronary occlusion. *Exp. Surg.*, 1, 105-122 (1943).
- 31) **Waldo, A. L. & Kaiser, G. A. :** A study of ventricular arrhythmias associated with acute myocardial infarction in the canine heart. *Circulation*, 47, 1222-1228 (1973).
- 32) **Boineau, J. P. & Cox, J. L. :** Slow ventricular activation in acute myocardial infarction. A source of reentrant premature ventricular contractions. *Circulation*, 48, 702-713 (1973).
- 33) **Josephson, M. E. & Seides, S. F. :** Electrophysiologic investigation, In M. E. Josephson & S. F. Seides (ed.), *Clinical Cardiac Electrophysiology. Technique and Interpretations*, p.23-59, Lea & Febiger, Philadelphia, 1979.
- 34) **Marchlinski, F. E. & Josephson, M. E. :** Appropriate diagnostic studies for arrhythmia surgery. *PACE*, 7, 902-916 (1984).
- 35) **岩 喬, 三井 毅 :** 不整脈の外科治療. *ICU と CCU*, 7, 275-284 (1983).

- 36) Sealy, W. C.: Direct surgery for arrhythmias. *Chest*, 82, 338-344 (1982).
- 37) Federman, J., Whitford, J. A., Andorson, S. T. & Pitt, A.: Incidence of ventricular arrhythmias in the first year after myocardial infarction. *Br. Heart J.*, 1243-1250 (1978).
- 38) Lie, K. J. & Durrer, D.: Early identification of patients developing late in a hospital ventricular fibrillation after discharge from CCU. *Am. J. Cardiol.*, 41, 674-677 (1978).
- 39) Josephson, M. E., Kastor, J. A. & Horowitz, L. N.: Electrophysiologic management of recurrent ventricular tachycardia in acute and chronic ischemic heart disease. *Cardiovasc. Clin.*, 11, 35-55 (1982).
- 40) Chale, P. A., Halpern, S. & Nau, G. A.: Malignant ventricular arrhythmias in chronic chagasic myocarditis. *PACE*, 5, 162-172 (1982).
- 41) 鎌田栄一郎, 三崎拓郎, 川筋道雄, 清原 薫, 斉藤 裕, 三井 毅, 牛島 聡, 飯田茂穂, 大平政人, 岩 喬: 左室心尖部起原心室性頻拍に対する根治手術の2小児例. *胸部外科*, 38, 18-23 (1985).
- 42) Marcus, F. I., Fontaine, G., Guiraudon, G., Frank, R., Laurenceau, J. L., Malergue, C. & Grosgeat, Y.: Right ventricular dysplasia; a report of 24 adult cases. *Circulation*, 65, 384-398 (1982).
- 43) Engle, M. A., Ebert, P. A. & Redo, S. F.: Recurrent ventricular tachycardia due to resectable cardiac tumor. *Circulation*, 50, 1052-1057 (1974).
- 44) 鎌田栄一郎, 岩 喬, 三崎拓郎, 川尻文雄, 石田一樹, 松原藤継, 安井昭二: 左心室線維腫による心室性頻拍の手術根治. *心臓*, 15, 933-938 (1983).
- 45) Jeresaty, R. M.: Sudden death in mitral valve prolapseclick syndrome. *Am. J. Cardiol.*, 37, 317-318 (1976).
- 46) Kay, J. H., Krohn, B. G., Zubiate, P. & Hoffmann, R. L.: Surgical correction of severe mitral prolapse without mitral insufficiency but with pronounced cardiac arrhythmias. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 78, 259-268 (1976).
- 47) Whinnery J. E.: Acceleration-induced ventricular tachycardia in asymptomatic men; relation of mitral valve prolapse. *Aviat. Space. Environ. Med.*, 54, 58-64 (1983).
- 48) Guirandon G., Fontaine, G., Frank, R., Escando, G., Etievent, P. & Cabrol, C.: Encircling endocardial ventriculotomy: A new surgical treatment for life-threatening ventricular tachycardias resistant to medical treatment following myocardial infarction. *Ann. Thorac. Surg.*, 26, 438-444 (1978).
- 49) Harken, A. H., Josephso, M. E. & Horowitz, L. N.: Surgical endocardial resection for the treatment of malignant ventricular tachycardia. *Ann. Surg.*, 190, 456-460 (1979).
- 50) 岩 喬, 三崎拓郎, 鎌田栄一郎, 三井 毅, 橋爪泰夫, 川筋道雄: 非虚血性心室頻拍に対する外科的根治療法. *臨床胸部外科*, 3, 31-38 (1983).
- 51) 岩 喬, 三井 毅: 不整脈の外科的治療, ICUとCCU, 7, 275-284 (1983).
- 52) 岩 喬, 鎌田栄一郎: 不整脈の外科的治療. *Pharma Medica*, 2, 83-90 (1984).
- 53) Guiraodon, G., Frank, R. & Fontaine, G.: Interet des cartographies dans le traitement chirurgical des tachycardies ventriculaires regelles recidivants. *Nouv. Press. Med.*, 3, 321(1974).
- 54) Camm, J., Ward, D. E., Cory-Pearce, R., Rees, G. M. & Spurrell, R. A. J.: The successful cryosurgical treatment of paroxysmal ventricular tachycardia. *Chest*, 75, 621-624 (1979).
- 55) Fontaine, G., Guiraudon, G. & Frank, R.: Stimulation studies and epicardial mapping in ventricular tachycardia: study of mechanisms and selection for surgery. In H. E. Kulbertus (ed.), *Reentrant Arrhythmias. Mechanisms and Treatment*, p.334-350, Univ. Press, Baltimore, 1977.
- 56) Ideker, R. E., Smith, W. M., Wallace, A. G., Kasell, J., Harrison, L. A., Klein, G. J., Kinicki, R. E. & Gallagher, J. J.: A computerized method for the rapid display of ventricular activation during the intraoperative study of arrhythmias. *Circulation*, 59, 449-458 (1979).
- 57) Ideker, R. E., Smith, W. M., Harrison, L., Klein, G. J., Smith, W. M., Kasell, J., Wallace, A. G. & Gallagher, J. J.: The role of computers in the cardiac mapping of ventricular tachycardia. p.381-407. In M. E. Josephson (ed.), *Ventricular Tachycardia. Mechanism and Management*, Futura, Mew York, 1982.
- 58) Josephson, M. E., Horowitz, L. N., Waxman, H. L., Cain, M. E., Spielman, S. R., Greespan, A. M., Marchlinski, F. E. & Ezri, M. D.: Sustained ventricular tachycardia; Role of the 12-lead electrocardiogram in localizing site of origin.

Circulation, 64, 257-272 (1981).

59) 牛島 聡: 心室性頻拍発生部位に関する実験的並びに臨床的研究. 十全医会誌, 93, 127-146 (1984).

60) Wit, A. L.: Cellular electrophysiological mechanisms for reentry in the distal Purkinje system after ischemia or infarction. In H. E. Kulbertus (ed.), Reentrant Arrhythmias. Mechanism and Treatment, p. 210-228, Univ. Press, Baltimore, 1977.

61) Moak, J. P. & Rosen, M. R.: Induction and termination of triggered activity by pacing in isolated canine Purkinje fibers. Circulation, 69, 149-162 (1984).

62) Gallagher, J. J., Kasell, J. H., Cox, J. L., Smith, W. M., Ideker, R. E. & Warren, M. S.: Techniques of intraoperative electrophysiologic mapping. Am. J. Cardiol., 49, 221-240 (1982).

63) Wit, A. L., Allessie, M. A., Bonke, F. I. M., Lammers, W., Smeets, J. & Fenoglio, J. J.: Electrophysiologic mapping to determine the mechanism of experimental ventricular tachy-

cardia initiated by premature impulses. Am. J. Cardiol., 49, 166-185 (1982).

64) Spielman, S. R., Micherson, E. L., Horowitz, L. N., Spear, J. F. & Moore, E. N.: The limitation of epicardial mapping as a guide to the surgical therapy of ventricular tachycardia. Circulation, 57, 666-670 (1978).

65) Josephson, M. E., Horowitz, L. N., Farshidi, A., Spear, J. F., Kastor, J. A. & Moore, E. N.: Recurrent sustained ventricular tachycardia 2. endocardial mapping. Circulation, 57, 440-447 (1978).

66) Josephson, M. E., Horowitz, L. N., Spielman, S. R., Greespan, A. M., Vandepol, C. & Harken, A. H.: Comparison of endocardial catheter mapping with intraoperative mapping of ventricular tachycardia. Circulation, 61, 395-404 (1980).

67) Horowitz, L. N., Josephson, M. E. & Harken, A. H.: Epicardial and endocardial activation during sustained ventricular tachycardia in man. Circulation, 61, 1227-1238 (1980).

Experimental Study and Clinical Utilization of a New Epicardial Mapping System

Yutaka Kuzawa, Department of Surgery (I), School of Medicine, Kanazawa University, Kanazawa 920—J. Juzen Med. Soc., 96, 304—320 (1987)

Key words: ventricular tachycardia, epicardial mapping, computer assisted mapping system

Abstract

This paper describes the experimental study and clinical utilization of a new computer-assisted epicardial mapping system. To perform the successful treatment of ventricular tachycardia (VT), intraoperative epicardial mapping is important for locating the site of origin of VT. This computer-assisted mapping system was developed to shorten the time necessary for intraoperative epicardial mapping. This system consists of simultaneous recording from 15 electrodes and computer-assisted data acquisition and analysis. To establish the reliability of this system, 20 dogs underwent epicardial mapping by this system at sinus rhythm, pacing, VT. In 2 dogs VT was induced in the early phase of arrhythmia after ligation the left anterior descending coronary artery. The sequence of epicardial activation was recorded from each site of multiple bipolar electrodes and an isochronous map was drawn automatically. The wave of excitation spread in a concentric manner from driven points with the origin having the earliest time. These maps drawn automatically were verified by retrospective manually drawn maps using the recorded epicardial electrograms. Six patients with non-ischemic VT underwent surgical therapy under the guide of intraoperative epicardial mapping by this system. Epicardial activation potential was recorded during VT with uniform morphology similar to that which occurred spontaneously or

during preoperative electrophysiological study. The sites of origin of VT confirmed with this method agreed well with those presumed by preoperative ECG and catheter endocardial mapping. Using this system, the site of the earliest excitement point was identified accurately in a few minutes. This method was especially useful in those patients in whom sustained ventricular tachycardia could not be evoked and in whom conventional mapping with a roving electrode was impossible or very time-consuming. In such cases, the site of the earliest excitement point was decided by analyzing only one beat of premature ventricular contraction in this new system.