体表面電位図より求めた心室興奮過程の心双極子性、
陳旧性前壁心筋梗塞による影響

昭和大学藤が丘病院循環器内科（主任 春見建一教授）
兼坂 茂

CARDIAC DIPOLARITY OF VENTRICULAR EXCITATION SEQUENCE
CALCULATED FROM BODY SURFACE POTENTIAL MAP;
OLD ANTERIOR MYOCARDIAL INFARCTION

Shigeru KANESAKA, MD
Division of Cardiology, Showa University Fujigaoka Hospital
(Director; Professor Kenichi Harumi)

概要 体表面電位図より瞬時ごとの心双極子性を計算し、陳旧性前壁心筋梗塞患者と正常者のそれと比較検討した。また、心室内興奮伝播過程の二次元シュミレーションモデルを作成して、本法の妥当性を推定した。対象は正常者26例、前壁心筋梗塞患者25例である。梗塞の部位と大きさは²⁰¹Tl心筋シンチグラムより分け、梗塞範囲が左室の40%未満を前壁群16例、それ以上を広範前壁群9例とした。双極子性の示標としては、体表面電位分布を単一双極子で近似しえない成分を残渣として経時的に求めた。その結果、前壁梗塞群では正常群に比し、QRSの 23 ± 5 msecで残渣はきわめて有意な高値を示し($p < 0.001$)、より多双極子性が示唆された。広範前壁梗塞群では正常群に比し、QRSの 45 ± 7 msecで残渣は非常に有意な低値を示し($p < 0.01$)単一双極子性が示唆された。二次元シュミレーションでも、梗塞による双極子性の変化は残渣曲線上に臨床例と同様の傾向として表われ、本法の信頼性が確かめられた。心筋梗塞の大きさと瞬時残渣の間には38 msecで最良の相関が認められ($r = -0.6381, p < 0.01$)、梗塞が大きいほど単一双極子性が高いことが示唆され、本法により心筋梗塞の大きさが推定できる可能性が示された。

Taccardi¹⁾, Horan²⁾, Spack³⁾らにより心室興奮過程には体表面電位図上、同時に複数の極大・極小が出現する、すなわち、単一双極子では十分に表現できない非双極子成分の存在が示されている。また、GaborとNelson⁴⁾以来、経時的に双極子の位置⁵⁾が求められてきているが、これらの多双極子性およびmoving dipoleの手法の臨床応用はほとんどされていない。そこで、我々はmoving dipoleを計算し、そのdipoleでは表現できない非双極子成分を残渣Residueとして経時的に算出

し、逆問題の立場から正常者について報告したが⁶⁾、今回、本法を陳旧性心筋梗塞患者の体表面電位図に応用し、正常者と比較検討したので報告する。

対象と方法

対象は正常者26例および陳旧性前壁心筋梗塞患者25例である。正常者は25～35才の男性病院関係者で、心疾患の既往はなく、理学的所見、標準12誘導心電図ともに正常範囲内であつた。心筋梗塞例は、急性期に典型的な胸痛の病歴、特徴的な標準12誘導心電図上の変化、血清酵素学的変化を認めた陳旧性心筋梗塞患者で、44～79才(平均60.6±

〔昭和59年7月10日受稿〕

9.6才)の男性22人, 女性3人である。梗塞巣の部位と大きさは, Siemens社製ガンマカメラ (Pho-Gamma LEM ZLC System Model 6580) を用い²⁰¹Tl心筋シンチグラフィが施行され, 多方向撮影像から2人の専門医により個別に決定された。梗塞巣は前壁を主体とし, 中隔, 側壁または下壁を含み, その大きさは最大RI集積欠損部の外周囲と左室周囲長の比率で, 40%未満の16例を前壁梗塞群, 40%以上の9例を広範前壁梗塞群と分けて検討した。

体表面電位図は²⁰¹Tl心筋シンチグラフィとはほぼ同時期に, 我々の開発した装置で記録された⁷⁾。誘導点は前胸壁64点で電極を4cmごとの格子状に配列し, 電極の最上例は鎖骨直下とした。各点での電位は洞調律時に, Wilson中心電極を不関電極とし, 帯域幅0.5~500Hz, 利得60dBを持つ心電図用アンプを用いて, 2msecごとに同時記録し, 64点からのデータはマルチプレクサーを介して順次AD変換され, 8ビットのデジタル量としてフロッピーディスクに収録された。電極や増幅器の特性に起因するドリフトやオフセットはデータ解析の前に除去され, ゼロ電位はTQ部分より決定した。この修正データを空間的補間計算などマイクロコンピュータ (NOVA 4/s) で処理した後, 体表面電位図として表示した。2msecごとの各体表面電位図は等電位線の間隔を $\pm 2.5\text{mV}/8$ とし, $\pm 0.3125\text{mV}$ 以下をゼロ電位領域として黒色で, 正電位領域を白色で, 負電位領域を白地に黒の斑点の部分として表示した。心室興奮過程における心起電力の主双極子の位置と成分及び非単一双極子成分 (Residue) は, Okamotoらの方法⁸⁾を用いて2msecごとに体表面電位分布から求めた。この方法の詳細な原著に譲るが, その原理は体表面の前面を無限平面とし, 人体を導電率一定の半無限空間とした時, 体内のある点に仮定した双極子による体表面上の電位分布は, 鏡像法を用いて計算され得る。誘導点*i*の位置における実測電位を $\phi_{\text{meas. } i}$ とし, それに対応する計算上の電位を $\phi_{\text{cal. } i}$ とした時, *S*をproximity functionとし, 図1の1)式で示すように, 各誘導点における両

1) Instantaneous Dipole Moment from Body Surface Potential

$$S(\vec{r}, \vec{d}) = \sum_{i=1}^n (\phi_{\text{meas. } i} - \phi_{\text{cal. } i})^2$$

S: Proximity function ($\vec{r}$: 位置, $\vec{d}$: 成分)

$\phi_{\text{meas. } i}$: *i*の位置における実測電位

$\phi_{\text{cal. } i}$: *i*の位置における計算上の電位

2) Ratio of Nondipolar Component (Residue)

$$\sqrt{\frac{\sum (\phi_{\text{meas. } i} - \phi_{\text{cal. } i})^2}{\sum \phi_{\text{meas. } i}^2}}$$

3) Root Mean Square (RMS)

$$\sqrt{\frac{\sum \phi_{\text{meas. } i}^2}{n}}$$

□ +
■ -

図1. 体表面電位分布より心双極子, 残渣を求める式
右上の体表面電位図はある瞬時の実測電位分布を示し, 右下の体表面電位図はその瞬時にProximity functionが最小になる主双極子の計算上の電位分布を示す。すなわち, 残渣 (Residue) とは上下の2図の差を示す値である。また, 瞬時ごとの体表面電位の総和をRoot Mean Square (RMS) で表わした。

者の電位の2乗誤差が最小になるように双極子の位置 $\vec{r}$ および成分 $\vec{d}$ を選び, これを瞬時の双極子とする。もしすべての体表面電位分布が単一双極子で代表し得れば, 実測電位と計算上の電位は等しくなり $S=0$ となる。*S*が大きくなれば, それだけ非単一双極子性が增大する。すなわち, 複数の双極子が存在することになる。心起電力の非単一双極子性の定量的な表現法として, 図1の2)式のように定義された量; 残渣Residueを用いた。これは測定された体表面電位分布の中に単一双極子で表現し得ない電位成分が, 振幅比で何%あるかを示すことになる。また, 心電図との時間的関係を示すため, 瞬時ごとの体表面電位の総和をRoot Mean Square (RMS) で算出した (図1の3式)。QRSの開始はRMS電位が連続的に漸増する初めの時点とし, QRSの終末はRMS電位が連続的に漸減する終りの時点とした。本研究ではこのQRS幅が100msecまでを対象とし, 正常群26例で平均 $87.6 \pm 8.1\text{msec}$, 梗塞群25例で平均 $82.9 \pm 8.8\text{msec}$ と有意差は認められなかった。

さらに本法を臨床応用する事の妥当性を検討するために, 二次元心室興奮伝播のシュミレーションモデルを作成し臨床例と比較した。二次元心筋

図2. 2次元心筋モデル

2次元心筋モデルは左図のような興奮波面を持つ心臓横断面として作成された。時刻 T_i 前後の各格子点の興奮規則及び双極子の方向決定については(図右下)本文中で述べた。人体の横断面は楕円でモデル化し、楕円上の前面64点における体表面電位が、仮想体表上にあると見なして主双極子は計算された。心筋梗塞(M.I)設定時には、破線内の格子点が興奮不能として計算された。

モデルはDurrerらの報告⁹⁾を基に心臓横断面を、 50×50 のマトリックスを用い、各格子点は以下の興奮規則に従って興奮すると仮定する(図2右下)。1) 時刻 T_i までに興奮していない。2) 時刻 T_{i-1} において、隣接する格子点の少なくとも一つが興奮している。3) 興奮可能な格子点である。4) 時刻 T_i に興奮していれば、時刻 T_{i+1} には興奮を終える。次に、興奮波面上に発生する電気二重層をシミュレートするために、興奮した格子点が発生する双極子について規定する。1) 興奮している間だけ起電力を生ずる。2) 双極子の方向は、この格子点を興奮させた格子点と、この格子点を結ぶベクトルの合成ベクトルの方向である。3) 合成ベクトルがゼロであれば、格子点は起電力を生じない。4) 合成ベクトルがゼロでなければ、幾つかの格子点から興奮が伝播して来たかによらず、双極子の大きさは常に一定である。こうした格子点を並べて図2左の様な心筋モデルを作成した。図上、2.5 msecごとに同時興奮する格子点を実線で結び、この折線は興奮波面を表現する。12.5 msecごとの各格子点からの短い線は、その格子点から発生

する双極子の方向を示す。Durrerらの心室興奮過程に近似するように、左室は10 msecより中隔と前側壁心内膜側より同時に発火させ、右室は17.5 msecより右室壁中央やや前側の心内膜より発火、続いて右室前壁側の2カ所で発火させ、80 msecまでの伝播をモデル化した。梗塞を設定するには破線内の格子点が興奮不能として、興奮波面に変化をつけた。人体の横断面は楕円でモデル化し、図2右上の様な解剖学的に近似した位置で楕円内に心臓横断面を定め、楕円上の前面64点における体表面電位を算出した。体表面電位より心双極子を求める際は、臨床例で用いた方法と同様に、64の誘導点が楕円前縁の接線上(仮想体表上)にあると見なして、正常および梗塞設定時の主双極子を計算し、非双極子成分Residueを求めた。さらに、本計算法の理解のために図8では、任意の双極子が左前胸部の心内に1 cmごとに存在すると仮定した際、各位置で計算されるResidueを求め、双極子の位置による影響を検討した。

結 果

1. 正常

正常群の1例のResidue, RMS電位, 体表面電位図を図3左に示した。ResidueはQRS開始時に40%以上の高値を示したが、これは体表面電位が低値のための雑音の影響と考えられた。その後、Residueは急減し20 msecで第1のピークを示し、RMS電位曲線上に結節を認めた。体表面電位図上では負電位領域が2つに分かれて、正電位領域の波面はやや複雑な等電位線を示した。その後、Residueは26~28 msecで最低値を示し、28 msecの体表面電位図では右上に負電位領域、左に正電位領域があり等電位線はほぼ同心円状をなし、単一双極子性が高いことは明らかであった。その後、Residueは上昇を続け50 msecで第2のピークを形成した。RMS電位曲線上は深い谷状の電位の低下を示し、体表面電位図では負電位領域の一部の下方への張り出しが明らかとなった。

正常群26例の瞬時ごとのResidueの平均値とRMS電位の平均値を経時的に図4左に示した。ResidueはRMS電位曲線上の前半のほぼ中央22

図3. 臨床例 (TI%)

各群の臨床例におけるQRS間のResidue (上段), RMS電位 (中段), 実測体表電位図 (下段) を示す。■は±0.3125mV以下のゼロ電位領域, □は正電位領域, □は負電位領域を示す。

図4. 臨床例の平均

臨床各群の平均Residue (上段) と平均RMS電位 (下段) を示す。瞬時ごとに正常群と梗塞群の間で有意差検定をおこなった。前壁梗塞群のResidueはQRSの18~28 msec で危険率 $p < 0.001$ (★) の有意差を認め、広範前壁梗塞群では38~52msec で危険率 $p < 0.01$ (★) の有意差を認めた。

msec で $15.6 \pm 0.4\%$ の最低値を示し、48msec では $27.6 \pm 11.4\%$ とピークを形成し、その後は横ばいであつた。図3左で認めたResidueの前半の小ピークは各症例で存在したが、平均値では不明となつた。これらの所見は前報と同様であつた。

2. 前壁梗塞

前壁梗塞群の1例のResidue, RMS電位, 体表電位図を図3中央に示した。Residueは正常例と異なり10msec 前後で谷を形成し、18msec で第1のピークを示した。体表電位図上ではゼロ電

位領域と負電位領域との境界が複雑であつた。その後, 44msec 前後ではResidueは20%以下の低値を示しRMS電位はピークに達した。体表面電位図では負電位領域が主体をなし比較的きれいな同心円を形成し, 正電位領域は左下に小さく存在した。54msec ではResidueは第2のピークを示し, 体表面電位図では負電位領域の広がり不整が明らかとなり, 正電位領域は左下にわずかに存続していた。さらに, 62msec 前後ではResidueは再び低下し最低値を示した。体表面電位図では負電位領域が下半分を占め, ゼロ電位領域との境界は直線状であつた。

前壁梗塞群16例の瞬時ごとのResidueの平均値とRMS電位の平均値を経時的に図4中央に示した。Residueは41msec を境として, その前半で正常群より高値, その後半で比較的低値を示した。20msec では正常群と異なり $25.2 \pm 7.4\%$ とピークを形成し, 正常群の $16.5 \pm 4.6\%$ に比し極めて有意な高値を示し, 18~28msec で危険率 $p < 0.001$ の有意差を認めた。48msec では正常群はピークを形成したが, 前壁梗塞群は $22.0 \pm 7.5\%$ と比較的低値を示し有意差はなかつた。RMS電位の平均値は前半の6~40msec で正常群より明らかに有意な低値を示し ($p < 0.01$), 44msec でピークとなり, そのピークは正常より4msec 遅れていた。ResidueがQRS前半の 23 ± 5 msec で極めて有意な高値を示した事は, この時点では正常に比し多双極子性がより高いことを示唆していると考えられた。

3. 広範前壁梗塞

広範前壁梗塞群の1例のResidue, RMS電位, 体表面電位図を図3右に示した。Residueは4~20msec で約40%の比較的高値を示し, 18msec の体表面電位図ではゼロ電位領域と負電位領域との境界が複雑であつた。その後, Residueは28~60msec で20%以下の低値を示し, その間には正常例や前壁梗塞例で認められたピークは存在しなかつた。28msec の体表面電位図は主に負電位領域で占められたが, ゼロ電位との境界は滑らかで, 正電位領域は左下にわずかに存在した。RMS電位のピー

ク直前の42msec でResidueは最低値を示し, 体表面電位図は等電位線がほぼ同心円状をなす負電位領域のみで占められた。

広範前壁梗塞群9例の瞬時ごとのResidueの平均値とRMS電位の平均値を経時的に図4右に示した。Residueは29msec を境として, その前半で正常群より高値, その後半で低値を示した。20msec では $22.0 \pm 5.3\%$ と正常群の $16.5 \pm 2.1\%$ に比し有意に高値を示し, 18~22msec で危険率 $p < 0.02$ の有意差を認めた。42msec では $14.0 \pm 8.3\%$ と正常群の $24.0 \pm 6.9\%$ に比し明らかに有意な低値を示し, 38~52msec で危険率 $p < 0.01$ の有意差を認めた。RMS電位の平均値は前半の20~26msec で正常群より有意に低値を示し ($p < 0.02$), 44msec でピークとなり, そのピークは正常より4msec 遅れていた。ResidueがQRS中頃の 45 ± 7 msec で明らかに有意な低値を示した事は, この時点では正常に比し単一双極子性がより高いことを示唆していると考えられた。

図5. 心筋梗塞の大きさと瞬時残渣の相関

心筋梗塞群25例の梗塞の大きさと, QRS間の瞬時ごとの残渣 (Residue) との相関係数を経時的に求めた。38msec で $r = -0.6381$ ($p < 0.01$) と最良の負の相関を認めた。

図6. 心筋梗塞の大きさと38msecの残渣
心筋梗塞群25例の梗塞の大きさと、QRS 38msecの残渣(Residue)との間には負の相関が認められ、広範な梗塞ほど残渣は低値を示し単一雙極子性が高いことが示唆された。

4. 梗塞の大きさと瞬時残渣

前述の図4に示されたようにResidueの平均値は、梗塞群が正常群に比しQRSの前半で高く、後半で低い結果を得た。特に、前壁梗塞群では前半に極めて有意な差を、広範前壁梗塞群では後半に明らかな有意な差を認めた。よって、梗塞の大きさと瞬時Residueの間で、梗塞全25例のいずれの時間点のResidueが最も関連が深いのか検討した。図5に梗塞25例の大きさと瞬時ごとのResidueの相関係数を経時的に図示した。その結果、QRSの38msecで最も相関が高く、 $r = -0.6381$ の相関係数を示し、両者間には明らかな負の相関を認めた($p < 0.01$)。図6の様に、広範な梗塞ほど38msecのResidueは低値を示し、単一雙極子性が高いことが示唆された。

5. 二次元心室興奮伝播シュミレーション

二次元モデルにおける正常、前壁梗塞、広範前壁梗塞のResidue, RMS電位を算出し、経時的な変化を図7に示した。

1) 正常

図2で示した正常心室興奮過程のシュミレーションの結果を図7左に示した。左室の興奮開始から10~14msecでは主な興奮波面は左室前壁側に存在し、Residueは12%前後の値を示した。17.5msecでは興奮波面は中隔前壁側と右室中央に存

在し、Residueは24%に増大し第1のピークを示した。20msecでは興奮域は左室前壁から中隔までの大きな一つの波面となり、Residueは15.7%まで低下した。22.5msecで右室のbreak throughが起こり、22.5~27.5msecで左室の興奮は閉曲面となるため、Residueは右室の3カ所からの興奮を反映して20%前後の値を示した。その後、30~35msecまで右室の複雑な興奮波面と左室のbreak throughによる左室前方と左後方への興奮波面が形成され、Residueは48%前後まで上昇し第2のピークを示した。次の47.5msecまでは、右室の興奮波面と左室後壁の興奮波面は、共に後方に向かいResidueも12%前後まで低下した。その後は左室、右室ともに右後方へ向かう興奮波面を示し、Residueは4%前後の非常な低値となつた。すなわち、臨床例との比較は困難ではあるが、Residueは二つのピークを形成し、臨床の正常例と似たパターンを示した。

2) 前壁梗塞

図2で示されたように、シュミレーションモデルの左室の約1/4に相当する破線内の格子点を興奮不能として前壁梗塞を設定した。その結果を図7中央に示した。左室興奮開始から10msecでは、左室前壁側の興奮波面は正常の約半分に減少しResidueも7.0%と正常より低下した。次の15.0msecまでは、興奮波面は中隔と側壁に分かれて広がるためResidueは正常より高値を示した。17.5msecでは右室の興奮が開始され、Residueは

図7. 2次元モデル

2次元モデルでの各設定のResidue(上段)とRMS電位(下段)を示す。Residueは前壁梗塞設定では正常に比し第1のピークの増大、第2のピークの減少を認め、広範前壁梗塞設定では両ピークの減少を認めた。

33.1%と第1のピークを示した。22.5~27.5msecでは正常の左室興奮波面は閉曲面であつたが、梗塞により前壁が興奮不能なため左室の興奮波面は左後方へ向かい、右室の3カ所からの興奮と共にResidueは26%前後となつた。30.0~32.5msecではResidueは再び上昇して第2のピークを形成するが、正常ほど高値を示さず34%前後であつた。これは左室壁が梗塞のため、両室の興奮波面が共に後方に向かつたためと考えられた。35.0msec以後の興奮域は正常とほぼ同様で、Residueも同等の値を示した。

3) 広範前壁梗塞

図2で示された様に、シュミレーションモデルの左室の約1/2に相当する破線内の格子点を興奮不能として広範前壁梗塞を設定した。その結果を図7右に示した。左室の興奮は中隔側のみで開始され右側方向への興奮波面を示し、Residueは10%以下の低値であつた。17.5msecより右室の興奮も開始されるが、興奮波面が左室と同じ右側方向のため、Residueは低値が続いた。その後、30msecより右室の右側方向の興奮波面と左室の後方方向への興奮波面が共存するため、Residueは15%前後まで上昇した。36.0msecからは左室、右室とも右後方向への興奮波面となるため、Residueは再び10%以下まで低下し、42msecからは正常と同等のResidueを示した。

以上、心筋モデルは二次元レベルではあつたが、梗塞による興奮波面の変化をResidue曲線上で捉えることが出来た。前壁梗塞設定では臨床例と同様、Residueは第1のピーク付近の27.5msecまでは正常より1.20~1.65倍の増大を示し、第2のピーク付近の35msecまでに0.46~0.83倍の減少を認めた。広範前壁梗塞設定では、Residueは27.5msecまでに0.14~0.68倍、35msecまでは0.30~0.37倍と非常な減少を示した。これらの所見は、20.0~27.5msecでは正常の左室興奮波面が閉曲面となるため相殺され、右室興奮波面が反映されてResidueは20%前後の値を示したが、梗塞設定ではこの閉曲面が割れて新しい一つの興奮波面となるためResidueに変化を及ぼしたと考え

られた。すなわち、前壁梗塞設定では左後方への興奮波面が反映されてResidueは増大し、広範前壁梗塞設定では右後方への興奮波面が反映されてResidueが減少したと考えられた。30msec以後では、正常の左室興奮波面がbreak throughしResidueは高値を示したが、前壁梗塞設定では前壁中隔領域を興奮不能としたため、左室と右室の興奮波面が比較的同一の後方向となり、Residueは正常に比し低値を示したと考えられた。このように梗塞設定でも臨床例に似たパターンを認めることができた。

4) 双極子の位置による計算誤差とResidue

心臓内に実線で示される様な任意の双極子を仮定し体表上の電位を計算、その値を用い我々の方法で双極子の位置を計算すると、破線のような双極子が得られResidueが求められた(図8)。双極子が心内の後方に位置すると仮定した際、計算上の双極子の位置はより後方にずれResidueは低値を示すが、双極子の大きさに明らかな差を認めた。これは双極子の位置が体表より後方に離れるに従い、計算精度が低下したためであろうと考えられた。双極子が心内の左方に位置すると仮定した際

図8. 双極子の位置と残渣(%)の分布

心筋モデル内に実線で示される様な任意の双極子を仮定し体表上の電位を計算、その値を用い我々の方法で双極子を計算すると、破線のような双極子が得られ残渣(Residue)が求められた。すなわち、この残渣(%)は本法の計算誤差を示し、双極子の位置による影響を受けていると考えられた。

には、計算上の双極子の位置に明らかな差を認めResidueは高値を示した。これは橈円前面の誘導点、計算時に仮想体表上にあるとしたためであろうと考えられた。すなわち、図7で示したResidueが梗塞設定により正常より高値を示したのは、その時点での主双極子の位置が正常より側方に移動していた可能性を示唆した。Residueが正常より低値を示したのは、その時点での主双極子の位置が正常より後方に移動していた可能性を示唆した。臨床例の計算時にも前胸面を平面として計算しているため、Residueは同様の影響を受けていると考えられた。しかし、この結果で分かるように双極子の位置による影響は、ごく一部を除きResidueは20%以下であった。

考 案

心臓電気現象を体表の電位から推定しようとする、いわゆる逆問題解はコンピュータの発達と共に、同時に多数の誘導から得られた電位を分析することで可能になった。体表面電位図に表わされる複雑性を定量的に表現する方法としては、多極子展開法¹⁰⁾¹¹⁾や因子分析法¹²⁾¹³⁾などがあるが、我々は単一双極子を瞬時ごとに求めるsingle moving dipole法を用いた¹⁴⁾。さらに単一双極子では近似し得なかつた非双極子成分を残渣(Residue)として定量化し、正常者と陳旧性心筋梗塞患者について比較検討した。この様な解析法はMirvisがウサギの急性虚血実験で報告しているが¹⁵⁾、臨床例はまだ他に発表されていない。我々の方法では推定される主双極子の位置及び成分によつて、Residueは計算上の影響を受けるが、低値を示す時は単一双極子性が高く、高値を示す時は多双極子性が高いことを示唆している。

正常群ではQRSの前半中央22msecでResidueは15.6%の最低値を示し、後半48msecで27.6%とピークを示し、以後、この程度の高値を持続した。すなわち、QRSの後半に多双極子の存在が示唆された。これは1963年のTaccardi¹⁾の報告に一致する。なお、彼の報告でQRS前半に認めた多双極子性は、我々の症例では図3左のQRS前半20msecにResidueのピークとして示されたが、その

時間帯は短く個々の症例により時間的ばらつきがあつたため、平均のResidue曲線(図4左)上では明らかとはなりがたかつたと考えられた。

二次元心室興奮伝播シュミレーションの結果、Residue曲線は臨床例と同様のパターンを示した。シュミレーションより臨床例の興奮波面を推定すると、QRS初期のResidueのピークは右室興奮開始のためであり、QRS中期以後のピークは左室のbreak throughのためと考えられた。その間のResidueが比較的低値を示したのは、左室内の興奮波面が閉曲面となり互いに相殺し合い、右室の興奮波面が主体となつたためと考えられた。

心筋梗塞患者では梗塞により興奮波面や伝導時間にみだれが生じ¹⁶⁾¹⁷⁾、多双極子性、すなわち、高いResidueを示すことが予測された。前壁梗塞群ではQRSの前半中央18~28msecでResidueは約24.3%と、正常群の約16.2%に比しきわめて有意な高値を示した($p<0.001$)。二次元シュミレーションでも20~25msecで、Residueは正常の1.58~1.20倍の高値を示した。広範前壁梗塞群でも18~22msecで正常群に比し有意な高値を示し($p<0.02$)、多双極子性が示唆された。この所見はFlowersら¹⁸⁾のdifference mapの実験で、右室のbreak through直前で梗塞の大きさと最も良い相関を示したという報告と一致すると思われる。

一方、QRS中期では、広範前壁梗塞群の38~52msecでResidueは約14.5%と、正常群の約25.1%に比し非常に有意な低値を示した($p<0.01$)。二次元シュミレーションでも30~35msecで、Residueは正常の0.30~0.37倍の低値を示した。前壁梗塞群でも同様の傾向があり、単一双極子性が示唆された。さらに、梗塞の大きさと瞬時ごとのResidueとの相関を経時的に求めた結果、QRS開始より38msecで $r=-0.6381$ ($p<0.01$)の最良の負の相関が得られた。これはFlowersら¹⁹⁾の臨床例でのdeparture mapの検討で、30~60msecに異常所見を認めたという報告と一致すると思われる。梗塞による単一双極子性の増大はシュミレーションで示された様に、本来は梗塞領域の興奮によつて相殺されていた正常心筋の興奮が明らかに

なつた事も一つの要因と考えられる。大きい梗塞ほどQRS中期のResidueが低値を示し、単一双極子性が高まる事は、モデルにも示されたように、興奮し得る心筋領域が少なくなり興奮伝播過程が単純化された事によると推察される。また、臨床的には、体表面電位分布よりResidueを求めることによつて、心筋梗塞の大きさを推定できる可能性が示された。

結 論

1) 正常者と陳旧性前壁心筋梗塞患者において、体表面電位図から求められた心室興奮過程の瞬時の心双極子性を比較検討した。

2) 前壁梗塞群では正常群に比し、QRSの 23 ± 5 msec で非単一双極子成分、残渣は有意な高値を示し ($p < 0.001$) 多双極子性が示唆された。広範前壁梗塞群では正常群に比し、QRSの 45 ± 7 msec で、残渣は有意な低値を示し ($p < 0.01$) 単一双極子性が示唆された。

3) 二次元心室興奮伝播シュミレーションでは、梗塞による心双極子性の変化は残渣曲線上、臨床例と同様の傾向として表われ、本法の信頼性が確かめられた。

4) 心筋梗塞の大きさと瞬時ごとの残渣の間には、38 msec で最も良い負の相関が認められ ($r = -0.6381$, $p < 0.01$), 梗塞が大きいほど単一双極子性が高いことが示唆され、本法により心筋梗塞の大きさを推定できる可能性が示された。

文 献

- 1) Taccardi B: Distribution of heart potentials on the thoracic surface of normal human subjects. *Circ Res* 12: 341, 1963.
- 2) Horan LG, et al: Body surface potential distribution: Comparison of naturally and artificially produced signals as analyzed by digital computer. *Circ Res* 13: 373, 1963.
- 3) Spack MS, et al: Body surface isopotential maps in normal children, ages 4 to 14 years. *Amer Heart J* 72: 640, 1966.
- 4) Gabor D and Nelson CV: Determination of the resultant dipole of the heart from measurements on the body surface. *J Appl Physics* 25: 413, 1954.
- 5) Helm RA and Chou T: Computation of a variable location dipole representation from body surface leads. *Amer Heart J* 77: 363, 1969.
- 6) 綱川 宏: 体表面電位図より求めた心双極子分析の臨床的応用。正常例の検討, 日内会誌 72: 25, 1983.
- 7) Teramachi Y, et al: Dynamic color display system of body surface potentials. Yamada K, et al, ed: *Advances in Body Surface Potential Mapping*, University of Nagoya Press, Nagoya, 1983, p109.
- 8) Okamoto Y, et al: Moving multiple dipole model for cardiac activity. *Jpn Heart J* 23: 293, 1982.
- 9) Durrer D, et al: Total excitation of the isolated human heart. *Circulation* 41: 899, 1970.
- 10) Geselowits DB: Multipole representation for an equivalent cardiac generator. *Proc IRE* 48: 75, 1960.
- 11) Brody DA: The inverse determination of simple generator configurations from equivalent dipole and multipole information. *IEEE Trans Bio-Med Eng BME-15*: 106, 1968.
- 12) Scher AM, et al: Factor analysis of the electrocardiograms. Test of electrocardiographic theory: Normal hearts. *Circ Res* 8: 519, 1960.
- 13) Horan LG, et al: Principal factor waveforms of the thoracic QRS complex. *Circ Res* 15: 131, 1964.
- 14) Mirvis DM, et al: Experimental comparison of four inverse electrocardiographic constructs in the isolated rabbit heart. *J Electrocardiol* 11: 57, 1978.
- 15) Mirvis DM: Electrocardiographic QRS changes induced by acute coronary ligation in the isolated rabbit heart. *J Electrocardiol* 12: 141, 1979.
- 16) Daniel TM, et al: Comparison of human ventricular activation with a canine model in chronic myocardial infarction. *Circulation* 44: 74, 1971.
- 17) Elharrav V and Zipes DP: Cardiac electrophysiological alterations during myocardial ischemia. Levy MV and Vassalle Med: Excitation and Neural control of the heart. *Amer Physiol Society*, Maryland, 1982, p149.
- 18) Flowers NC, et al: Surface reflections of cardiac excitation and the assessment of infarct volume in dogs. A comparison of methods. *Circ Res* 43: 406, 1978.
- 19) Flowers NC, et al: Anterior infarctional changes occurring during mid and late ventricular activation detectable by surface mapping techniques. *Circulation* 54: 906, 1976.