

体表面電位図逆問題解法による心筋梗塞部位の推定

Estimation of location and size of myocardial infarction from body surface potentials using the ECG inverse solution method

田中 博  
平柳 要  
青木 隆夫  
伊原 正  
山野井 昇  
古川 俊之

Hiroshi TANAKA  
Kaname HIRAYANAGI  
Takao AOKI  
Tadashi IHARA  
Noboru YAMANOI  
Toshiyuki FURUKAWA

**Summary**

This paper describes a non-invasive mathematical method for estimating the locations and sizes of myocardial infarction using body surface electrocardiographic mappings. The inverse calculation is the theoretical basis of our method of estimation. First, the boundary integral equations were used to relate body surface and epicardial potential distributions. Next, a spherical harmonic expansion was used to solve the equations in order to obtain the epicardial potentials from the body surface potentials.

The validity of the method was assessed by animal experiments and the clinical application. Body surface potentials were recorded using a 128 channel electrocardiographic mapping device equipped with a 16 bit microprocessor. In the animal study, the epicardial potentials were recorded by another potential mapping device simultaneously with body surface potential recordings.

In the animal study, 60 epicardial electrodes and a freezing unit were mounted on an elastic fabric sack and attached to the heart. After completion of open chest surgery, freezing myocardial injury was incurred by perfusing  $-50^{\circ}\text{C}$  acetone-dry ice cryogen into the freezing unit. Twenty minutes after the start of freezing, ST elevations of the body surface and epicardial potentials were simultaneously recorded. An ST subtraction map was compiled as the difference between the maps before and after the myocardial freezing injury. Then, an inverse calculation was applied to the ST subtraction potentials to estimate the epicardial ST elevation. The geometric parameters of each electrode were determined from stereometry using two-dimensional X-ray images.

In the clinical study, the body surface potentials of a patient with old myocardial infarction were recorded. The abnormal Q subtraction map was calculated as the difference between the measured

and standard potentials of a normal subject. In the inverse calculation, the geometric shape of the heart and the body surface were determined from cross-sectional body images of computed tomography. The location of the infarction was estimated independently using coronary arteriography and left ventriculography.

The results obtained were as follows:

1. Experimentally, the estimated epicardial ST elevations correlated well with the measured ones. The area of estimated ST elevation included the portion of the myocardial injury produced by the freezing procedure, although the area estimated was relatively small compared with the actual one.
2. Clinically, the estimated abnormal Q area correlated well with the area of the left anterior descending artery in which severe stenosis was detected by coronary arteriography. At the same time, the abnormal Q area corresponded to hypokinesis of the left anterior wall which was demonstrated by left ventriculography.

**Key words**

ECG inverse problem subtraction map	Myocardial infarction ST elevation subtraction map	Cryogenic myocardial injury	Abnormal Q wave
-------------------------------------	----------------------------------------------------	-----------------------------	-----------------

はじめに

心表面上の心筋傷害、梗塞の部位と広がり を推定するために、体表面上で観測された ST 上昇、異常 Q 波と正常体表面電位の差をサブトラクションマップとし、心電図逆問題解法を適用して、心外膜上の ST 電位上昇領域・異常 Q 波出現領域を推定する計算手法を提案した。

さらにこの手法の妥当性を検討するために、雑種成犬を用い、凍結変性によって心外膜上に ST 上昇部位を作成し、これを同時計測した体表面電位図より推定した心外膜電位と比較した。また、ヒト陳旧性前壁梗塞の臨床例に適用して、冠動脈造影などの他の臨床所見と比較して、その妥当性を検討した。

方 法

1. 逆問題解法による心外膜電位推定

心電図逆問題解法は、電磁気学の Green の定理を基本として、心外膜・体表面電位間の関係を表わし、これに心臓、胸郭の形状計測値を与えて、体表面電位から心外膜電位を計算するものである。本推定法の精度は、心外膜および体表面電位を同時計測した雑種成犬の in vivo 実験で、実測心外膜電位と推定心外膜電位の相関が、全心周

期で 0.70 に達することが確認されている。逆問題解法の数学的説明は、他の論文<sup>1,2)</sup>で発表しているので、ここでは方法の原理のみを簡単に述べる。

体組織内を均質容積導体で近似できるとすると、その内での電場は、①心室興奮活動電流源が作る心電場と、②体表面上の心電位分布が境界効果によって作る 2 次心電場の和となる<sup>3)</sup>。心電源が作る電場は、体表面という境界が存在しないで、体組織の容積導体が無限に広った仮想的な電場と同じであるので、しばしば無限媒体電位ともいわれている。また体内の点 P に対する体表面電位の境界効果による電位は、体表面の面要素上の電位とその要素が点 P に対して張る立体角との積を、全体表面について積分した値で表わせる。以上をまとめると点 P での心電位  $\Phi(P)$  は、体表面上の点 Q での電位を  $\phi_B(Q)$  とすれば、

$$\Phi(P) = \frac{1}{4\pi} \int \phi_B(Q) d\Omega_{PQ} + \phi_I(P) \quad (1)$$

で表わせる。ここで  $\phi_I(P)$  は、心電源が点 P に作る無限媒体電位、右辺第 1 項は境界効果による 2 次的な電位である。また  $d\Omega_{PQ}$  は体表上の点 Q を含む面積素が点 P に対して張る立体角要素である。心電流源による電場は多重極子で展開可能であるから、球面関数  $X_n^m(P)$  を用いて、

$$\begin{aligned} \phi(P) = & \frac{1}{4\pi} \int \phi_B(Q) d\Omega_{PQ} \\ & + \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=-n}^n C_{n,m} X_n^m(P) \end{aligned} \quad (2)$$

と変形される。ここで  $C_{n,m}$  は展開係数で、球面関数  $X_n^m(P)$  は点  $P$  の極座標を  $(\rho_P, \theta_P, \chi_P)$  とすれば、

$$X_n^m(P) = \frac{1}{\rho_P^n + 1} P_n^m(\cos \theta_P) \exp(-im\chi_P) \quad (3)$$

で与えられる。式中の  $P_n^m(\chi)$  は第1種ルジャンドル関数である。(2)式で点  $P$  をそれぞれ体表面上および心外膜上にとると、

$$\begin{aligned} \phi_B(P) - \frac{1}{4\pi} \int \phi_B(Q) d\Omega_{PBQ} \\ = \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=-n}^n C_{n,m} X_n^m(P_B) \end{aligned} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} \phi_H(P) = \frac{1}{4\pi} \int \phi_B(Q) d\Omega_{PHQ} \\ + \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=-n}^n C_{n,m} X_n^m(P_H) \end{aligned} \quad (5)$$

となる。ここで  $P_B, P_H$  はそれぞれ体表面および心外膜上の点を表わし、 $\phi_B(P_B), \phi_H(P_H)$  は体表面上および心外膜上の電位分布を表わす。

関係式(4),(5)を用いる計算法の基本は以下の通りである。

- (1) 体表面を128個の体表面電位測定点を結ぶ三角形要素の和で近似する。
- (2) 式(4)の左辺を体表面電位測定値および電位測定点の位置座標より計算し、電位測定点での無限媒体電位  $\phi_1(P_B)$  を求める。
- (3) 体表上での無限媒体電位を球面関数を用いて展開する。球面関数展開は多重極子展開で8重極子成分までを含む16項までを採用<sup>4)</sup>し、各項の体表面上の値は式(3)より計算する。展開係数  $C_{n,m}$  は拘束条件付き最小二乗法である Phillips-Twomey 法より求める。
- (4) 上で決定された  $C_{n,m}$  の値と体表面電位

測定点  $Q$ , 心外膜電位推定点  $P_H$  の座標および体表面電位測定値  $\phi_B(Q)$  を式(5)に代入して心外膜電位  $\phi_H(P_H)$  を求める。心外膜電位は、心周囲方向10列、心軸方向6列計60点を計算し、スプライン補間によって分布図として描く。

## 2. 動物実験による逆問題解推定精度の検討

### 1) 実験的心筋傷害の作成

#### (1) 心外膜および体表面電位測定電極

心外膜電極は、嚢状の弾性布材上に、心軸方向6列、心周囲方向10列計60個の電極を心外膜全周にわたって配置した。電極は銀皿電極で、心軸方向に約5mm、心周囲方向に約9mmの間隔で配列し、袋状の布材の外側からテフロン・コーティングステンレス製リード線を導出した。なお電極の3次元座標を2方向のX線撮影像から測定するために、電極は周囲方向の列ごとに特定の形状とした (Fig. 1)。

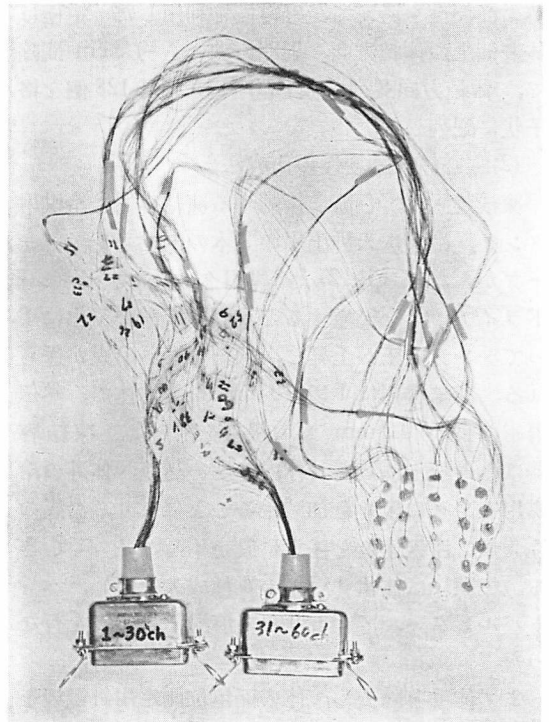


Fig. 1. Electrodes mounted on an elastic fabric sack for recording epicardial potentials.

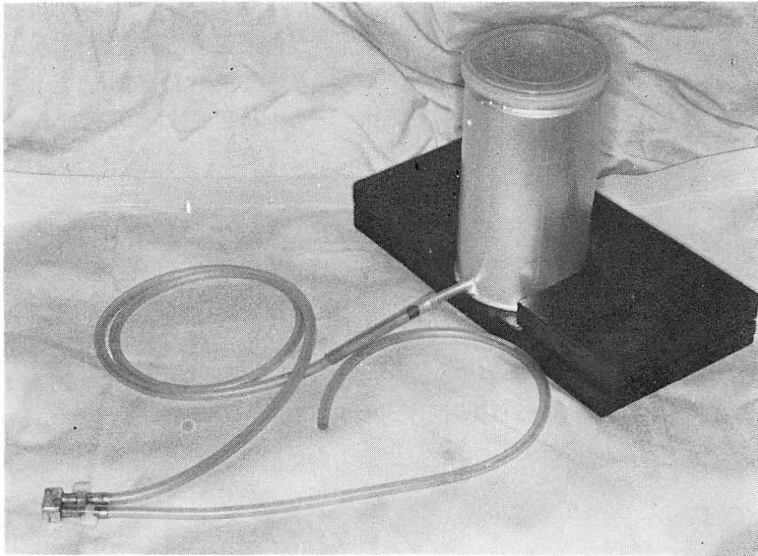


Fig. 2. Freezing chamber (left) connected to acetone-dry ice tank (right) by Teflon tube.

体表面電位測定用電極は、装着の安定性と装着時の簡便性を考えて、針電極を利用した。電極は体表面上の体軸方向、周囲方向とも約 3 cm 間隔で、体軸方向 8 列、周囲方向 16 列計 128 個を格子状に配列した。

#### (2) 心筋凍結変性の作成法<sup>5)</sup>

凍結装置は、心筋に接触する凍結容器、冷媒用タンク、冷媒送入排出用の 2 本のテフロン・チューブからなる (Fig. 2)。冷媒用タンクにアセトン・ドライアイスを充填すると、固型炭酸の気化によってタンク内圧が上昇し、凍結容器へ冷媒が送られる。凍結容器は 1 辺 10 mm の立方体で、熱伝導率の良い 0.2 mm 厚の銀板を用いた。凍結容器は心外膜上に装着し体内に埋め込み、体外の冷媒用タンクの圧力を加減することにより、冷媒の注入量、注入速度を任意に設定することができる。実験には体重 13 kg の雑種成犬を用い、ペントバルビタール・ナトリウム麻酔下で実験を行なった。

まず体毛を除去し、体表面電位測定用針電極を前述の間隔にて 128 個を装着した。ここで無侵襲時の体表面電位図を計測した後、胸骨正中切開心

囊切開によって心臓を露出し、心臓全体を覆うように心外膜電極を装着した。さらに凍結容器を右室後壁中高部に、心外膜電極の外部側から固定した。次いでアセトン・ドライアイス冷媒送入排出用の 2 本のテフロン・チューブを胸壁を貫通し外部に導出した。さらにドレーン・チューブを胸腔内に装着し、閉胸後低圧ドレーン・ポンプで胸腔内圧を陰圧に維持した。凍結処置開始前に、対照データとして体表面と心外膜電位を同時計測した。

凍結処置は、冷媒を毎分 40 ml の速度で注入し、体表面および心外膜の心電図波形をモニターしつつ、両者に明瞭な ST 上昇が認められるまで継続して注入した。

測定終了後、体表面と心外膜上の電極の 3 次元座標を決定するため、正面と側面から 2 方向 X 線像を撮影した。

#### 2) 電位計測およびデータ前処理

##### (1) 電位計測

電位計測には体表面電位表示装置<sup>6,7)</sup>を 2 台用い、1 台は体表面、他の 1 台は心外膜の同時測定を行なった。測定は、第 II 誘導の R 波をトリガ

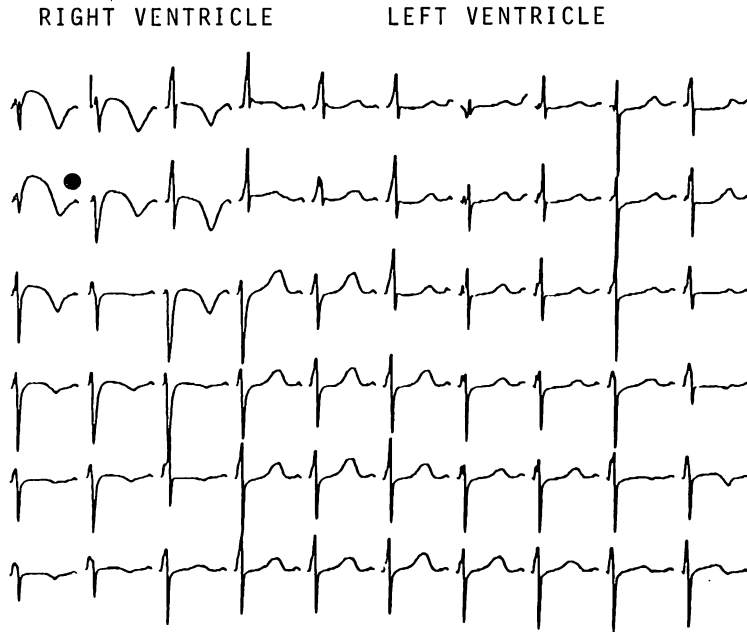


Fig. 3. Epicardial electrocardiograms of a dog recorded 20 minutes after the start of myocardial freezing.

A black dot shows the freezed region in which ST elevation and negative T waves are observed.

一信号としてサンプリング間隔 1 msec で行ない、心筋凍結変性作成前後を比較した。測定電位は A/D 変換、基線補正、電位データの補間等の前処理を施こした後、8 インチ 1.2 MB 両面倍密フロッピーディスクに収録した。

### (2) ST サブトラクションマップの構成法

凍結変性時と凍結前対照時の電位差を、各電極点について求め、ST サブトラクションマップを作成した。また逆問題の推定精度を検討するために、心外膜の ST サブトラクションマップも同様な方法で作成した。なおサブトラクションと逆問題の計算には、東京大学大型計算機センターを利用した。

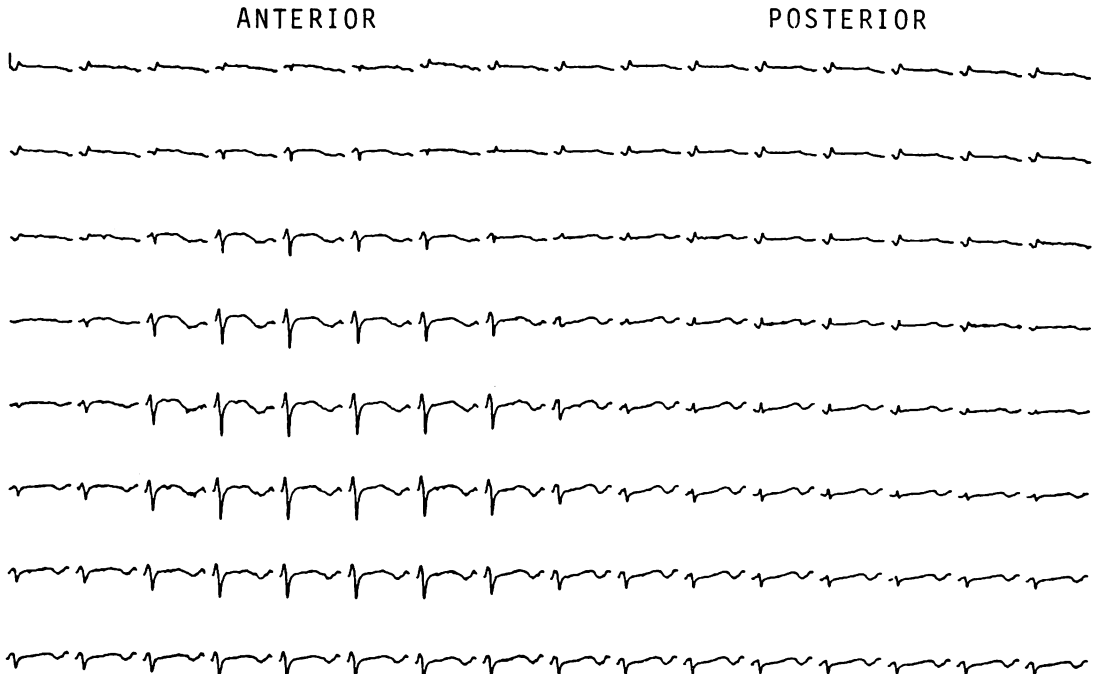
### 3. ヒト陳旧性心筋梗塞症例への適用

対象は 3 ヶ月以前に初回梗塞を発症した陳旧性心筋梗塞を有する 52 歳の男性である。本症例では梗塞巣の部位同定のため、心電図のほか、冠動脈造影、左室造影および  $^{201}\text{Tl}$  心筋シンチグラムを

観測した。

体表面電極の配置は、体軸方向に鎖骨から 3cm 間隔で 8 列、前胸部は右腋窩から右腋窩まで胸囲方向を 10 等分して 11 列小計 88、背部は 4 等分した 5 列小計 40 の計 128 点である。計測は動物実験の体表面に用いたのと同じ方式で、サンプリング間隔 1 msec で行なった。

サブトラクションマップは異常 Q 波について計算した。すなわち患者の体表面電位図と、45 歳男性の正常体表面電位図を R 波のピークで時相を整合させた上で、誘導点ごとに電位の差を算出し、心室興奮開始時より 25 msec 時点でのサブトラクションマップを作成した。体型および心臓形状の計測には、全身用 CT スキャナーを用いて、患者胸部の体軸方向に 2 cm 間隔で 8 横断面について断層像を作成した。体表面上電極の位置もこれらから読み取り、身体外形および心外膜形状とともに 3 次元座標データとして入力し、逆問



**Fig. 4. Body surface electrocardiograms of a dog recorded simultaneously with epicardial ones shown in Fig. 3.**

The milder and more widely distributed ST-T changes are observed over the chest wall than the epicardial surface.

題解法に用いた.

### 結 果

#### 1. 実験動物における心筋凍結変性 ST の逆問題解

##### 1) ST 上昇電位の逆問題解

右室後壁心基部近傍に作成した凍結変性を中心として, 右室側壁から後室間溝の限局された領域で, 凍結開始直後から著明な ST 上昇が観測された (Fig. 3). 特に凍結変性の中心部では最大の ST 上昇を示し, 凍結開始から 10 分後には 7.8 mV の ST 上昇を, 20 分後には典型的な単相活動電位を呈した. この時点の測定データを用いて逆問題解の妥当性を検討した. なお凍結処置を 20 分間実施した後, 冷媒の灌流を中止すると, 約 10 分後に ST 上昇が消失した. また凍結容器直下より 3 cm 以上離れた右室前壁および左室後壁上では ST 上昇はほとんど見られなかった.

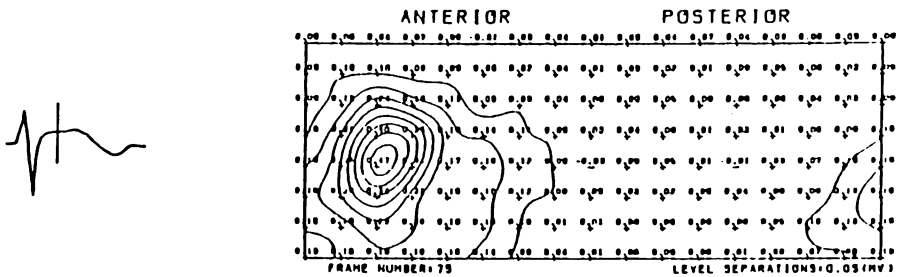
一方, 体表面電位は右胸部を中心に広範囲な領域で ST 上昇が観測された. 20 分後には最大値を示す誘導部位では 0.41 mV の ST 上昇を認められた. 体表面上 ST 上昇も, 凍結処置を中止すると約 10 分間で消失した. また ST 上昇に注目した体表面電位図の空間電位勾配は, 心外膜のそれに比して緩かで, 心外膜上の変化が体表面上では広く拡散するパターンとなることがわかった (Fig. 4).

##### 2) ST サブトラクションマップの逆問題解

推定精度の指標として, 実測心外膜電位と推定電位間の相関係数を採用した. まず, サブトラクションマップ法を用いず, 体表面電位から逆問題解法で心外膜電位を推定した場合, その精度は充分でなく, ST に限っても, 実測心外膜電位との相関係数は 0.60 に留まった.

次に, R 波のピーク値から 80 msec 時相での

BODY SURFACE ST SUBTRACTION MAP



MEASURED EPI. MAP

CALCULATED EPI. MAP

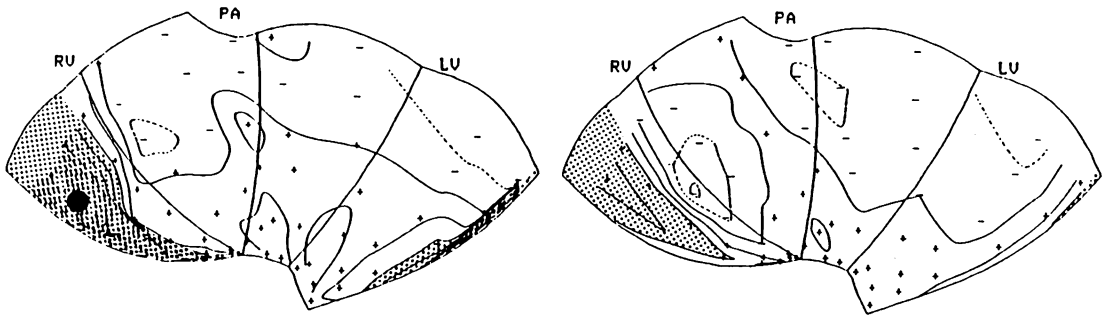


Fig. 5. Comparison of measured and estimated epicardial ST subtraction potentials.

Upper right shows the body surface ST subtraction potentials. Dotted area indicates the area of ST elevation more than +1 mV. Black dot indicates the freed area.

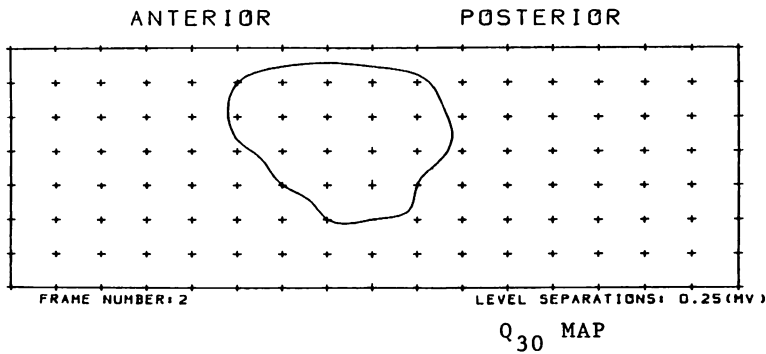
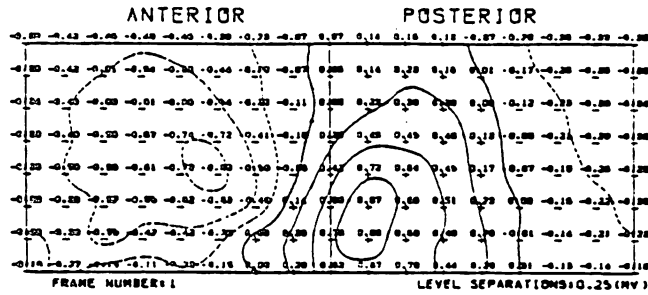
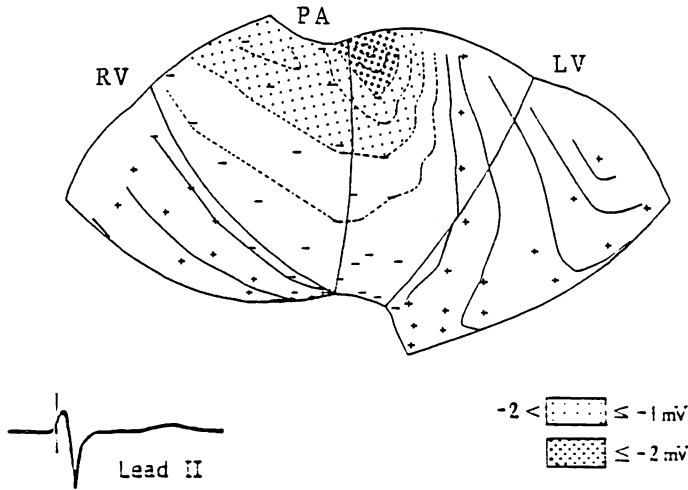


Fig. 6.  $Q_{30}$  map of a patient with old myocardial infarction.

The encircled area indicates the region with abnormal Q waves lasting more than 30 sec.



CALCULATED EPI. MAP



**Fig. 7. Body surface potential map of a patient with old myocardial infarction (upper) and estimated epicardial potentials (below).**

Sparsely dotted area has Q waves with the amplitude between  $-1.0$  and  $-2.0$  mV. Densely dotted area has Q waves with the amplitude lower than  $-2.0$  mV.

体表面サブトラクション電位を求め、これを用いた逆問題解法によって心外膜サブトラクション電位を推定した。さらに心外膜上での実測値を用いてサブトラクション電位を求めた。両者の相関係数は  $0.71$  を示し、また ST の  $1$  mV 以上の上昇を ST 上昇領域と定義すると、体表面サブトラクションマップより推定した心外膜 ST 上昇領域は、実測された ST 上昇領域よりわずかに小さく推定されたが、部位と広がりに関する一致度は高く、右室後壁心基部近傍の凍結変性部位を正

確に含んで推定された (Fig. 5).

2. ヒト陳旧性心筋梗塞症例での Q サブトラクションマップ逆問題解

体表面電位図では、心室興奮期の初期から中期にかけて、胸部誘導の  $V_2$  部位附近に極値電位を持つ負電位領域が前胸部全域に広がり、前壁梗塞に特徴的な電位パターンが見られた。特に異常 Q 波が  $30$  msec 以上持続する  $Q_{30}$  マップは、この負電位領域がさらに限定されて、左胸部の第 2 肋間から第 7 肋間、体周囲方向で  $V_2$  から  $V_6$  ま



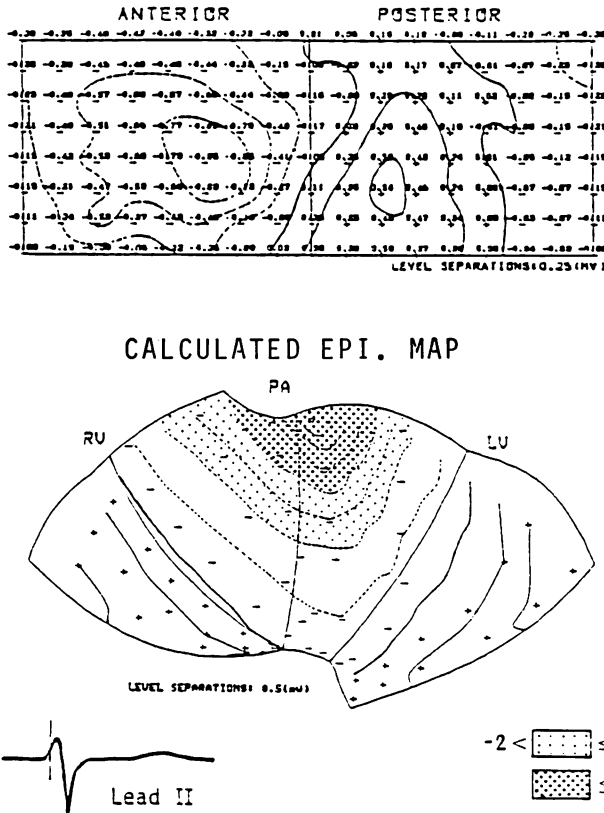


Fig. 8. Body surface subtraction map of a patient with old myocardial infarction (upper) and estimated epicardial potentials (down).

Sparsely dotted area has Q waves with the deflection between  $-1.0$  and  $-2.0$  mV. Densely dotted area has those with the deflection lower than  $-2.0$  mV.

での領域となった (Fig. 6).

心室興奮開始時点から 25 msec 時の体表面電位から逆問題解法によって推定した心外膜電位は、負電位領域が右室前壁から左室前壁・心尖部にまで広がり、負極値電位は左室前壁心基部近傍にあった。他の領域は正電位領域を示した。特に  $-2$  mV 以下の Q 波高値を異常 Q 波領域と定義すると、左室前壁心基部近傍に異常 Q 波領域があることが推定された (Fig. 7)。これより陈旧性梗塞巣は左室前壁心基部から左室前壁中部にかけて存在していると推定された。

一方、本症例の体表面電位と正常人体表面電位との差から構成した Q 波サブトラクションマップ

に基づき、逆問題解法を用いて心外膜電位分布を推定した場合は、負電位領域が右室前壁から左室前壁・心尖部にまで広がり、負の極値電位は左室心基部近傍に見られた。この場合、体表面電位図から推定した心外膜電位に比べ、サブトラクションマップを用いた場合、異常 Q 波の電位の絶対値は大きく推定された (Fig. 8)。

心筋虚血部位の推定に用いられるその他の診断検査所見は次のとおりである。まず、冠動脈造影像では、左冠状動脈左前下行枝は第 1 対角枝に 95%、第 1 中隔枝に完全閉塞が認められた。また左回旋枝の鈍縁枝から側副血行路があり、対角枝が逆行性に造影された (Fig. 9)。右冠状動脈支配

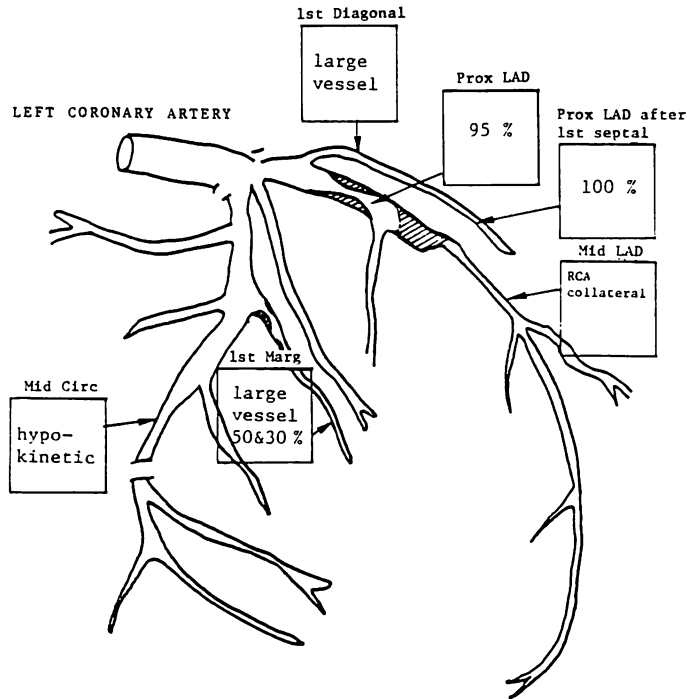


Fig. 9. Coronary angiographic findings of a patient with old myocardial infarction.

に関しては、円錐枝から左前下行枝の完全狭窄部の遠心部へ、また後下行枝から心尖部をまわり、かつ後下行枝の中隔枝を介して左前下行枝に副側路があり、左前下行枝は比較的良好逆行性に造影されている。さらに左室造影像では、左室前壁の中高部から心尖部にかけて hypokinesis が認められた。これらの所見と  $^{201}\text{Tl}$  心筋シンチグラム所見から、本症例は左室前壁梗塞と考えられ、逆問題解法による心外膜異常 Q 波推定領域と矛盾なく一致した。

### 考 察

心筋梗塞の部位と広がり方を推定する試みはいろいろ提案されているが、心電図学的には多数の電極を用いるいわゆる体表面電位図が主な方法となっている。Maroko ら<sup>8,9)</sup>は、左前胸部を中心とし、35誘導点の体表面電位を測定し、全誘導の ST 上昇電位の和である  $\Sigma\text{ST}$ 、および ST 上昇が

0.1 mV 以上の誘導点の数を表わす nST を指標として、心筋の虚血傷害の部位と大きさを評価する方法を提案した。この提案の基礎となった動物実験では、動物に心筋虚血を作成し、その大きさが心表面  $\Sigma\text{ST}$  とよく相関すること、および ST 変化の体表面マッピングパターンが心表面のそれとよく対応する事が示されている。

しかし、 $\Sigma\text{ST}$ 、nST の診断上の有用性については反論も少なくない。すなわち、急性心筋梗塞の初期では ST 変動が著しく、梗塞巣の大きさの指標として信頼できない<sup>10)</sup>、傷害が進行する場合でも、ST 偏位が基線に復帰する<sup>11)</sup>ので、傷害の回復と判別できないなどの欠点が指摘されている。また Maroko らの実験では、心表面での  $\Sigma\text{ST}$  と体表面の  $\Sigma\text{ST}$  の関係、梗塞部位と体表面  $\Sigma\text{ST}$  の関係が十分分析されていない上、前胸部に限定した ST マッピング法では、下壁、右室、後壁梗塞について評価できないのも問題であ

る。

これを補う試みとして Holland ら<sup>12)</sup>は体表面 ST マッピングと心表面の ST 偏位電位の関係をいわゆる立体角理論を用いて解析している。さらに井上ら<sup>13)</sup>も立体角理論を用いて、傷害境界面電気二重層の大きさも均一な円盤型の傷害領域と仮定しを心筋傷害部位を推定する方法を提案し、推定結果は血中クレアチニン・フォスフォカイネース (CPK) 濃度の積分値、すなわち傷害心筋から遊出する CPK 量、 $\Sigma$  CPK、と極めて高い相関が得られたとしている。また前原ら<sup>14)</sup>も、やはり立体角理論に基づくが、ST 起電力として、虚血領域を円盤型に限定せず、微小な三角形要素でモデル化した電気二重層傷害境界モデルを用いる方法を提案している。しかしこれらの心外膜上の ST 偏位電位推定法は、いずれも立体角理論に基礎を置くために、均質無限媒体を仮定せざるを得ず、胸郭形状、心臓位置および組織導電率の影響が考慮できない。

これに対して、本法では心電図逆問題解法を心外膜 ST 電位推定に用いた。この方法は近年体表面電位図の臨床応用の普及とともに関心を集めており、1963 年、Bellman ら<sup>15)</sup>が体表面上の心電位波形から心臓各部位の電気双極子の大きさを推定する問題として、はじめて提案したものである。1970 年頃から、Barr ら<sup>16,17)</sup>は動物実験によって解の精度を検証できる長所を強調し、理論的・実験的にも厳密な検討を始めた。その後、電気双極子を対象とする解法と心外膜電位を対象とする解法に分化したが、我々の心外膜電位推定法は、Barr らの方法と異なり、心電場の直交展開法を用いているため解の安定性がよく、体表面・心外膜電位を同時計測した動物実験で、実測と推定心外膜電位間の相関係数が 0.5~0.85、分解能は心臓前壁部で 1~2 cm の安定した結果を得るに至っている。逆問題解法は単純な立体角法と異なり、胸郭、心外膜形状の位置関係、体組織導電率を計算に取り入れており、電気理論的にもはるかに厳密な方法である。

さらに本研究では、心電図逆問題解法による ST 上昇領域の部位と広がり推定をより限局化するため、サブトラクション法を導入、心筋傷害時の体表面電位図の正常からの偏位を計算し、これに逆問題解法を適用する方法を検討した。実験動物で心筋凍結変性を作成した場合、この方法で 1 mV 以上の ST 上昇領域は、実測よりやや小さく推定されたが、凍結変性部位を正確に示した。ST サブトラクションマップ法による推定結果は、ST 期体表面電位図から逆問題解法によって推定した心外膜電位の場合の精度と比べて、相関係数が 0.11 上昇した点からも明らかのように、傷害部位をより限局して推定可能である。

臨床例の陳旧性心筋梗塞に関しては、体表面上の異常 Q 波の出現部位と広がりから、Q<sub>30</sub> マップ<sup>18)</sup>あるいはサブトラクションマップ<sup>19,20)</sup>を用いて、梗塞部位と広がりを評価する方法が発表されている。

本研究では、この陳旧性心筋梗塞に関しても体表面上の異常 Q 波領域に、逆問題解法を適用して心外膜上の異常 Q 波領域を推定し、これより梗塞部位と広がりを考える方法を検討した。このため陳旧性心筋梗塞症例について、心外膜上の梗塞部位の同定を試みた。この場合も、体表面電位図を用いて逆問題解を実行した結果と、正常心電図を対照としたサブトラクションマップに逆問題解を適用する場合とを比較した。その結果、いずれの方法ともほぼ同一の心外膜電位分布が推定されたが、Q 波高値が -2 mV 以下領域については、サブトラクションマップから計算した場合、負の極値電位の絶対値が大きく推定された。

本症例は、冠動脈造影所見から診断された閉塞領域、<sup>201</sup>Tl 心筋シンチグラム所見および左室造影所見上の hypokinesis 領域から、梗塞部位は左室前壁の中高部から心尖部にかけて存在するとの結論が得られている。

逆問題解法による本症例の梗塞部位はこれらの診断よりもさらに限局されて、心円錐部に近い部分に推定されており、部位診断の精度が改善され

る可能性が示唆された。

心筋虚血の臨床検査としては、非侵襲的で繰返し測定が容易なため、標準 12 誘導心電図が使用されてきた。最近では、心筋虚血の診断法に画像診断技術が加わり、超音波による心室壁運動の観測、 $^{201}\text{Tl}$  chloride および  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  標識ピロリン酸による心筋シンチグラム、さらに観血的で侵襲性も大きい冠動脈造影および左室造影法が登場した。これら画像診断法による特徴は、傷害および梗塞の幾何学的部位とその広がりを見視的に認識するのに便利であるが、その分解能はまだ十分高くはない。これらに比較して、Q あるいは ST サブトラクション心電図逆問題解は、心筋層の電気異常を心外膜上の電位分布の異常として、臨床的にも十分な分解能を持って限局的にその位置と広がりを明示できる可能性があることを証明した。今後、体表面電位図検査法は単に体表面上の電位分布動態を表示するだけでなく、逆問題解理論の適用を通して、核医学や NMR 検査法と並んで、心臓内電気活動異常を高い定量性と限局性をもって映像化する、非侵襲的画像診断システムの 1 つとして発展していくものと考えられる。

## 結 論

心筋傷害の部位と広がりを正確に診断するために、心電図逆問題解法を適用して Q 波あるいは ST 期のサブトラクションマップより、心外膜上の ST 電位上昇領域・異常 Q 波出現領域を推定する計算手法を提案した。

方法の妥当性を検討するために、雑種成犬を用いた実験で、凍結変性によって心外膜上に ST 上昇部位を作成した。また陳旧性前壁梗塞の臨床症例に本法を適用して、他の梗塞部位診断と比較した。その結果、

1. 凍結後 20 分の ST 上昇サブトラクションマップより逆問題解法で推定した心外膜上の ST 上昇領域は、実測 ST 上昇領域と高い一致を示し、凍結部位を含む領域を限定し得た。

2. 陳旧性心筋梗塞症例の逆問題解法では、左

室前壁上に異常 Q 波出現領域が推定された。これは冠動脈造影の間室前枝基部高度狭窄所見と一致した。

以上より体表面サブトラクションマップに逆問題解法を適用する本方法は、心筋傷害・梗塞の部位と広がりを非侵襲的に推定する方法として、有用であると考えられる。

## 要 約

体表面電位図より逆問題解法に基づいて、心筋傷害・梗塞部位を非侵襲的に推定する数理手法を考案した。逆問題解法は、体表面電位分布と心外膜電位分布の関係を境界積分方程式で表わし、これを球面調和関数展開を用いて解き、体表面電位分布より心外膜電位を推定するものである。本研究では、実験心筋傷害およびヒトの心筋梗塞例について、推定法の妥当性を検討した。

体表面電位は 128 チャンネル体表面電位測定装置で計測記録した。また動物実験では別の装置で心外膜電位を同時測定した。

動物実験では、嚢状弾性布材に装着した 60 誘導電極系と凍結装置を心外膜上に固定し、閉胸したのち  $-50^{\circ}\text{C}$  アセトン・ドライアイス冷媒を凍結容器に灌流して、凍結変性を作成した。凍結後 20 分に心外膜・体表面上の ST 電位上昇を同時計測した。次に、凍結処置前後の ST 期のサブトラクションマップを構成し、これに逆問題解法を適用して、心外膜上の ST 電位上昇領域を推定した。

陳旧性心筋梗塞臨床例では、異常 Q 波と正常例の Q 波とのサブトラクションマップを構成し、これに逆問題解法を適用して、心外膜上の異常 Q 波領域を推定した。さらに冠動脈造影・左室造影を測定して逆問題解の推定梗塞部位と比較した。

逆問題計算で必要な心外膜・体表面の形状は、動物実験では 2 方向 X 線、臨床例では全身用 X 線 CT で測定した。

その結果、1) 推定された ST 電位上昇領域は、実測心外膜電位の上昇領域と良好な一致を示し、

実測よりもやや小さかったが、凍結部位を含む領域が推定された。2) 推定された異常 Q 波領域は、左冠動脈前下行枝基部に高度な狭窄を示した冠動脈造影像、および左室前壁に壁運動低下を認めた左室造影と符合した。

文 献

- 1) Tanaka H, Ihara T, Hirayanagi K, Yajima K, Furukawa T: An inverse solution of electrocardiography by using mode matching method. *Trans SICE* **18**: 70-77, 1982 (in Japanese)
- 2) Tanaka H, Ihara T, Hirayanagi K, Furukawa T: An inverse solution of electrocardiography—epicardial potential estimation by using the orthogonal expansion method. *in Advances in body surface potential mapping* (ed by Yamada K, Harumi K, Musha T), The University of Nagoya Press, Nagoya, 1983, pp 39-45
- 3) Plonsey R: On the effect of the torso boundary on surface maps. *Adv Cardiol* **10**: 58-63, 1974
- 4) Terry FH, Brody DA, Eddleman CO, Cox JW, Keller FW, Phillips HA: Dipole, quadrupole and octapole measurement in isolated beating heart preparations. *IEEE Trans BME*, **BME-18**: 139-148, 1971
- 5) Tanaka H, Yajima K, Aoki T, Ihara T, Hirayanagi K, Furukawa T: Production of myocardial lesions by freezing technique and ECG change on epicardium and on body surface. *Heart* **15**: 851-855, 1983 (in Japanese)
- 6) Yajima K, Kinoshita H, Tanaka H, Ihara T, Furukawa T: Body surface potential mapping system equipped with a microprocessor for the dynamic observation of potential patterns. *Med & Biol Engineering & Computing* **21**: 83-90, 1983
- 7) 田中 博, 谷島一嘉, 伊原 正, 木下重博, 福田孝太郎, 古川俊之: 汎用体表面電位図測定・記録・表示システムの開発. *医用電子と生体工学* **21**: 261-263, 1983
- 8) Maroko PR, Kjekshus JK, Sobel BE, Watanabe T, Covell JW, Ross J Jr, Braunwald E: Factors influencing infarct size following experimental coronary artery occlusions. *Circulation* **43**: 67-82, 1971
- 9) Maroko PR, Libby P, Covell JW, Sobel BE, Ross J Jr, Braunwald E: Precordial ST segment mapping: An atraumatic method for assessing alterations in the extent of myocardial ischemic injury: The effects of pharmacologic and hemodynamic interventions. *Am J Cardiol* **29**: 223-230, 1972
- 10) Inoue M, Hori M, Fukui S, Abe H, Minamino T, Kodama K, Ohgitani N: Evaluation of evolution of myocardial infarction by serial determinations of serum creatine kinase activity. *Br Heart J* **39**: 485-492, 1977
- 11) Fozzard HA: ST-segment mapping is not a clinical measure of myocardial ischemic injury? *in Current controversies in cardiovascular disease* (ed by Rapaport E), WB Saunders, Philadelphia, 1980, p 281
- 12) Holland RP, Arnsdorf MF: Solid angle theory and the electrocardiogram: Physiologic and quantitative interpretation. *Prog Cardiovasc Dis* **19**: 437-451, 1977
- 13) Inoue M, Hori M, Fukunami M, Abe H: Estimation of infarct size and site from precordial ST segment mapping based on the solid angle theorem in application. *in Advances in Body Surface Potential Mapping* (ed by Yamada K, Harumi K, Musha T), The University of Nagoya Press, Nagoya, 1983, pp 175-181
- 14) Maehara K, Shimizu Y, Kyono H, Yoshikata S, Suzuki T, Ishiki Y, Maruyama Y, Ino-oka E, Takishima T: The estimation of the body surface ST segment potential distribution of acute myocardial infarction using the solid angle. *Proc of 23rd conf Japan Soc ME & BE*: 254-255, 1984 (in Japanese)
- 15) Bellman R, Collier C, Kagiwada H, Kalaba R, Selvester R: Estimation of heart parameters using skin potential measurement. *Comm of ACM* **7**: 666-668, 1964
- 16) Barr RC, Ramsey MIII, Spach MS: Relating epicardial to body surface potentials distribution by means of transfer coefficients based on geometrical measurements. *IEEE Trans Biomed Engineering BME-24*: 1-11, 1977
- 17) Barr RC, Spach MS: Inverse calculation of QRS-T epicardial potential distribution for normal and ectopic beats in the intact dog. *Circulat Res* **42**: 661-675, 1978
- 18) Hayashi H, Watanabe Y, Ishikawa T, Wada M, Uematsu H, Inagaki H: Diagnostic value of body surface map in myocardial infarction: Assessment of location, size and ejection fraction as compared with coronary cineangiography and <sup>201</sup>Tl myocardial scintigraphy. *Jpn Circ J* **44**: 197-208, 1980
- 19) Flowers NC, Horan LG, Sohi GS, Chrishand R, Johnson JC: New evidence for inferoposterior myocardial infarction on surface potential maps. *Am J Cardiol* **38**: 576-581, 1976

田中, 平柳, 古川, ほか

20) Flowers NC, Horan LG, Johnson JC: Anterior infarction changes occurring during mid and late

ventricular activation detectable by body surface mapping. *Circulation* **54**: 906-913, 1976