

有限要素法による個人適合型体表面心臓電位順方向計算

正員 神谷 宏次[†] 正員 岩田 彰[†]
 正員 鈴木 宣夫[†] 非会員 岡島 光治^{††}

Forward Problem Simulation for Body Surface Potential Map
 Considering Individual Differences

Koji KAMIYA[†], Akira IWATA[†], Nobuo SUZUMURA[†], *Members and*
 Mitsuharu OKAJIMA^{††}, *Nonmember*

あらまし 体表面電位図は臨床に広く用いられるようになってきた。しかし、現在のところ、これらの診断には多くの専門知識が必要とされ、まだ明確にされていないことが多い。また、体表面の電位分布は被検者の個人差に影響を受けることが知られている。そこで、体表面電位図を用いた心臓疾患の診断の場において、個人差を考慮した体表面心臓電位診断支援システムの開発が望まれている。本研究では、心電図順方向計算において、被検者の個人差による影響を考慮したシミュレーション手法を検討した。電位解析には有限要素法を用いた。要素分割では、体内電流密度分布に対応して心臓に近いところで密、体表面に近づくに従って疎となるような能率の良い要素分割法を考案しこれを採用した。これによって限られた要素数で、精度良く電位計算ができるようになった。また、これらの要素分割を含む有限要素法の一連の処理は、計算機内で自動的に行うようにした。本手法により、体形差のある被検者において体表面電位図を作成し、これを実測によって得られた電位図と比較したところ、実測図に見られる特徴をシミュレーション上でも表現できることがわかった。

1. ま え が き

体表面心臓電位図は、胸部から背部にわたる多数の誘導点により人体表面の電位分布を計測するため、今までの標準 12 誘導心電図やベクトル心電図に比べ、心臓の電気生理現象に関する情報を多く含んでいる。しかし現在のところ、体表面心臓電位図を用いた診断には高度な専門知識を必要とし、まだよくわかっていない部分も残されている。そこでこれを臨床の場において心臓疾患の診断に十分役立てるため、心筋の興奮伝搬過程と体表面の電位分布を対応づける手法を開発することが広く望まれている。現在までに、測定された体表面心臓電位図から心筋内の起電力分布を逆推定する心電図逆方向問題にいくつかの研究がなされたが、これには数学的に困難を伴いその推定精度にも限界が

あることが指摘されている。一方、体表面で測定された種々の電位分布が、心臓内の電源をどのように配置したとき最も合理的に説明できるかを検討する方法は順方向問題と呼ばれるが、このとき推定された電位分布は、すなわちその瞬間における心筋の興奮前面の分布を反映していると考えることができ、心臓の電気現象を逆推定することと等価になる。また、いろいろな疾患を仮想的に計算機内に構築して、それによる体表面電位の変化を系統的に調べることも可能になる。我々は、このような観点から、心臓内の興奮前面を複数の電気双極子で表現し、体表面電位を計算機シミュレーションにより求める手法について検討した。このとき体表面電位図は被検者の体形、心臓の大きさ、位置などの個人差により、電位分布のパターンに相違が見られるため、各個人ごとに胴体モデルを作成しこれを用いることとした。更に、人体は複雑な境界条件を有し、解析的手法では正確に表面電位を求めることは困難であるので、有限要素法によって電位を求める手法をとった。有限要素法は、後に体内導電率分布の不均一性を

[†] 名古屋工業大学電気情報工学科, 名古屋市
 Nagoya Institute of Technology, Nagoya-shi, 466 Japan
^{††} 藤田学園保健衛生大学医用電子, 豊明市
 Fujita-Gakuen Health University, Toyoake-shi, 470-11 Japan

導入するときなどに都合がよい。また、有限要素法ではその要素分割の方法によって精度に影響があることが知られている。そこで、高速に、かつ精度良く計算するために、体内の電流密度を考慮した能率の良い要素分割法を考案し、これを実現した。これによって本手法は、各個人ごとに適合した胴体モデルで、自動的に、かつ精度良く体表面電位図を求められるという特徴をもっている。ここでは、その手法を述べると共に、本手法による結果を実測体表面電位図とも比較してその妥当性を検証した。

2. 有限要素法による心電図順方向シミュレーション

有限要素法は、はじめ航空機体構造を解析するための有効な手段として用いられるようになり、デジタル計算機の発達に伴い、我が国では、1970年代から電気工学の分野での応用研究が始まった。当時生体分野において、標準12誘導心電図に代わる体表面心臓電位図の研究が始まり、Silvesterら⁽¹⁾、山下ら^{(2),(3)}、山西ら⁽⁴⁾、その他のグループは、それぞれ有限要素法を用いたシミュレーション手法を発表した。いずれも有限要素法の「複雑な形状の問題に適用しやすい」「導電率の局所的变化を考慮できる」などの特徴を生かしたものであり、シミュレーションのために用意したモデルにおいて有効な結果を導いた。しかし、体表面心臓電位図は、被検者ごとにその個人差による影響を受け、臨床応用つまり診断支援という点ではこれらは十分なも

のとは言えない面もあった。ここには、有限要素法では、要素分割が複雑で、モデルが変わると、また新しく要素分割し直さなければならないという理由も含まれている。そこで本研究では、有限要素法を用いた体表面心臓電位図シミュレーションを心臓疾患の診断支援システムに応用することを目指して下記の2点を特に考慮した。

(1) 個人適合方式 被検者ごとに胴体モデルを作成し、かつ精度良く電位計算をするため分割能率の良い要素分割をする。

(2) 自動分割方式 (1)の要素分割をはじめとする、有限要素法の一連の処理は計算機内において自動的に行う。

3. シミュレーションの手順⁽⁵⁾

本手法におけるシミュレーションの手順を図1に示す。

はじめに、被検者の胴体形状を抽出し、被検者に適合した胴体モデルを作成する。次に被検者の胸部X線像(正・側)より、被検者に適合させた心室モデルを作成し、これによって任意の時刻の心室興奮前面の位置を決定する。この際、岡島らの心室興奮伝搬シミュレーションを参考にした。次に有限要素法により体表面電位を求め電位図を描いた。以下に手順の内容についてステップごとに説明する。

3.1 人体形状の計測

人胴体の外形形状は、各個人ごとに異なるものであ

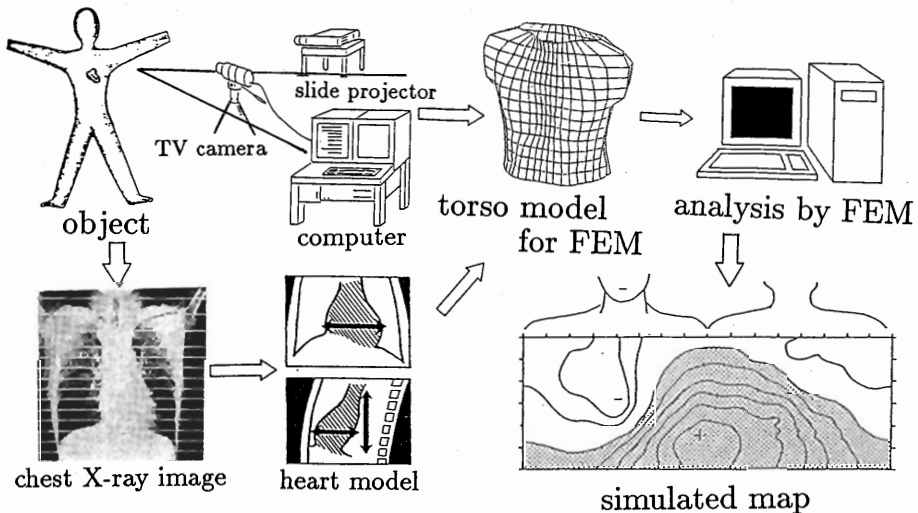


図1 シミュレーションの手順
Fig. 1 Flow chart of body surface potential simulation.

り、従って胴体表面での電位分布も各個人ごとに異なってくる。そこで外郭形状を、何らかの計測装置によって個人ごとに計測し、そのデータに基づいて外郭形状を与えれば、各個人形状に適合したモデルを容易に作成することができる。このとき、測定にあたっては臨床応用を考慮すれば、非接触で高速に計測できる簡便なシステムであることが望まれる。そこで本研究では、人体形状の計測に際し、図2に示すように、スライドプロジェクタを用い人体にスポット光を照射し、体表面でのスポット光の位置をテレビカメラで撮影し、3角測量の原理を用いて体表面の3次元形状を再構成する手法⁽⁶⁾を用いた。

3.2 有限要素法による要素分割⁽⁷⁾

心臓の電氣的興奮伝播に伴って発生する人体内部の電流場は、組織境界形状が複雑であるために大変複雑な分布になり、一般的な解析手法で体表面の電位分布を計算することは困難である。そこで本研究ではこの体表面電位の計算に有限要素法を採用した。有限要素法は、広範囲な工学問題に対する近似解を得るための数値解析法である。有限要素法は、人体内部を細分化した要素の集合体として考え、分割された要素内の電位を、単純な関数で近似して解析する。ここでは各要素は四面体で構成し、その内部の電位関数は1次関数で表現した。また有限要素法では各要素ごとに導電率を異なる値に設定することが可能であり、自由で広範囲なシミュレーションが行える利点がある。但し本論文の範囲では、人胴体形状による影響を対象とした



図2 人胴体非接触計測システム
(スライドプロジェクタから被検者の体表面に格子点を投影し、その位置をテレビカメラで計測する。この結果をもとに三角測量の手法を用い、各格子点の3次元上の位置を計算し胴体形状を再構成する)

Fig. 2 Measurement system for 3-D body shape.
Many spots are projected on the objects's body surface and measured them with a TV camera. 3-D positions of these spots are determined by the method of triangulation.

め、人体内部の導電率については全体を一様であると仮定した。

有限要素法の要素分割では、できるだけ細分化することにより精度が向上することが知られているが、細分化によって膨大な行列演算を強いられ、細分化に比例して計算時間も増大するという欠点がある。そこで、最も効率的な分割方法にすることが望ましい。従って、本研究では、要素分割の際、モデル内における電位分布を考慮に入れ、以下の二つの手法を導入した。

(1) 放射状要素分割 これは電流源を中心とした放射状のベクトル(98方向)を用いた分割である。各ベクトルの方向は、図3に示すような電流源の位置を中心とする任意の球の表面をほぼ等面積の四角形に分ける球面上の98点と、この球の中心(電流源位置)を結ぶことによってできる直線の方法とした。

(2) 疎密分割 これは、電流源からの電位分布に合わせた分割をするため、電流源の位置と、そこから発した98方向のベクトルが胴体モデルの外郭と交わる点を結ぶ線分を、その距離の2乗に比例して11層に分割したことである。

これは、一様均質媒体中では、双極子電流源の中心から r だけ離れた点の電位 V が式(1)に示すように、同一方向では電流源からの距離の2乗に反比例することに基づく。

$$V = \frac{M \cos \theta}{4\pi\sigma r^2} \quad (1)$$

(M : 電流双極子モーメント, σ : 導電率)
従って、 n 層目の節点座標を $K_n(i)$ とすると
 $K_n(i) = (X_n(i), Y_n(i), Z_n(i)) \quad (i=1\sim 98)$

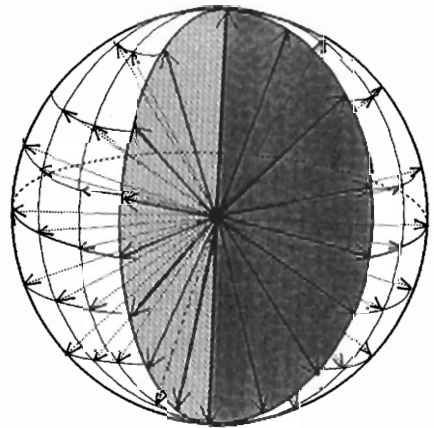


図3 98方向への放射状ベクトル
Fig. 3 Radial vectors for 98 directions.

$$\begin{aligned} X_n &= X_{11} \times R_n + X_0 \\ Y_n &= Y_{11} \times R_n + Y_0 \\ Z_n &= Z_{11} \times R_n + Z_0 \end{aligned} \quad (2)$$

$$R_n = \frac{n^2 - 1}{11^2 - 1} \quad (n=2 \sim 11) \quad (3)$$

と表すことができる。

但し座標 (X_0, Y_0, Z_0) は双極子の設定位置を表し、座標 (X_{11}, Y_{11}, Z_{11}) は最外層節点、つまり胴体モデル表面における節点座標である。また要素分割の都合上、最内層(第1層)のみ、その節点座標 (X_1, Y_1, Z_1) は、半径 2 mm の球面上にとるものとした。

このようにして求めた節点において、それぞれの層と層との間の 8 節点を結んでできる六面体を、更に 5 個の四面体に分割することにより、全体で節点数 1,079 個、要素数 4,992 個の胴体モデルを得る(図 4)。このようにして分割されたモデルは、電流源に近づくほど要素の大きさは小さく密となり、遠くなるほど逆に要素の大きさは大きく疎になる。これは、先に述べた人体内部における電流密度分布と性質が同じであり、限られた要素数で、より正確な電流場を表現することができる。更に、これらの要素分割は、電流源位置と外郭形状を与えるだけで計算機によって自動的に行うことができ、それぞれ異なる各個人の外郭形状ごとに、また任意時刻の電流源の位置ごとに、この分割モデルを簡単に早く計算することができる。

3.3 体表面電位の計算と電位図の作成

本研究では、心室の興奮前面を、近接した 2 節点における正負の電流源として与えられる多数の双極子の

集合で表現している。また、本方式では、各双極子ごとに要素分割を行うため、複数の双極子で表現された興奮前面を扱う際、有限要素法による体表面の最外層節点座標は、それぞれの双極子ごとに異なった値となる。そこで補間により体表面上のあらかじめ決められた 3,136 点 (49×64) の電位を求め、それぞれの点での電位を重ね合わせ、体表面電位図を求めることとした。ここで用いる補間関数を、次式に示す。

$$V(X, Y, Z) = a_1 + a_2 X + a_3 Y + a_4 Z \quad (4)$$

電位を求める点の座標を (X, Y, Z) としたとき、まず最初にその点が、胴体モデルにおける体表面上のどの要素内に位置するのかを決定する。どの要素に含まれるかは設定した双極子位置からその点を見たときの X 軸となす角と Z 軸となす角とで決定される。そして、該当する要素を構成する四つの節点の座標値と電位から式(4)の a_1, a_2, a_3, a_4 を求め、これによって電位を計算する。

この際、実測の体表面電位が、両上腕の付け根と下肢の付け根の 3 点の平均電位を零電位としているのと同様に、胴体モデルにおいても両上腕の付け根と下肢の付け根に一番近い 3 点の平均電位をシミュレーション時の零電位とした。

4. シミュレーションの結果

4.1 同一形状の胴体モデルによる実験値との比較

この計算手法の妥当性を確認するため、同一形状の胴体モデルを用いた実測実験により、体表面電位図を求め、その結果とシミュレーション結果を比較検討し

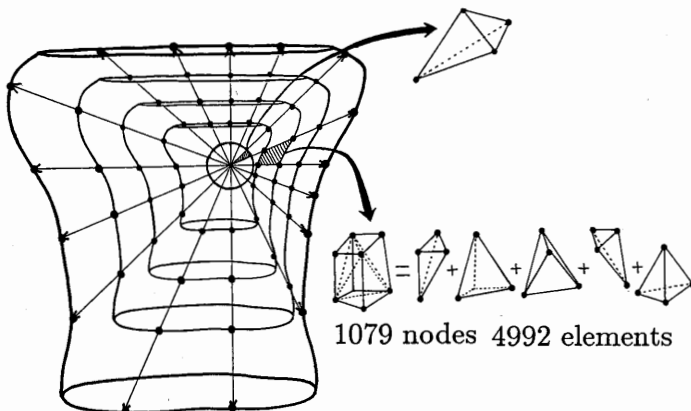


図 4 モデルの要素分割(トルソモデルは、全体で 1,079 個の節点と 4,992 個の要素で構成される)

Fig. 4 Mesh configuration for FEM analysis. The torso model consists of 1,079 nodes and 4,992 tetrahedron elements.

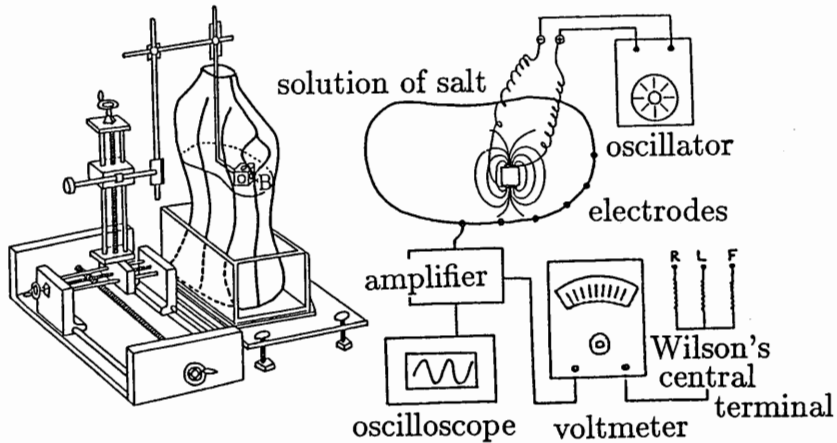
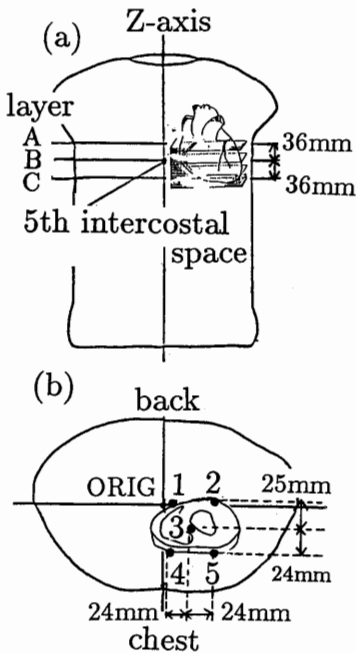


図5 同一形状のトルソモデルによる実測実験
Fig. 5 Surface potential measurement using the identical torso model.



- (a) The position of dipoles at Z-axis is set on one of 3 layers. Layer B is corresponding to the 5th intercostal space.
- (b) layer B; Dipole is set on one of following 5 points, central point of the heart, two near the chest wall and two near the back.

図6 実測実験における単一双極子の設定位置
Fig. 6 The position of dipoles at experiment.

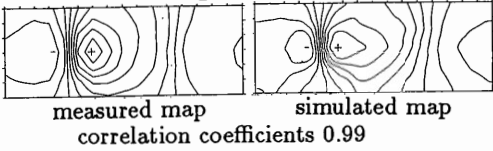
た。
4.1.1 同一形状の胴体モデルを使った実測実験⁽⁸⁾
胴体モデルには、成人男子上半身の型により作られたアクリル製モデル(左右 34 cm, 前後 19 cm, 上下 64

cm)を用いた。これを図5のようにセットする。0.05%の食塩水を満たした胴体モデル内に、極板の間隔 8 mm, 極板の大きさ 8 mm×8 mm の銅板製の双極子をスライダの先端に固定する。スライダは、胴体モデルに対して左右(X方向), 前後(Y方向), 上下(Z方向)に双極子を移動させるためのものである。また、第5肋間を基準に 4 cm 間隔で上下各 3 層, 計 7 層, 更に各層に対して、その輪郭を均等に 16 等分しこの位置に銀製の電極(計 112 本)を装着した。双極子の設定位置は、図6に示すように、第5肋間の位置を基準に、上下 36 mm 間隔で計 3 層(A, B, C), 更に、B層においては心臓の存在する範囲の 4 点とその中心の 5 点, 更に基準点として胴体の中心(ORIG)の計 8 箇所(心臓の存在範囲に作った正八面体の各頂点と、その中心および原点)とし、周波数 100 Hz, 振幅 2.5 V の正弦波電圧を双極子に印加して体表面の電極における電位を測定した。このときの基準電位は、Wilson の中心電極に従った。

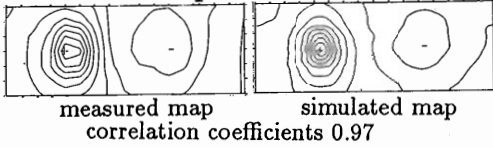
4.1.2 実測値とシミュレーション結果との比較

以上のようにして、実験と計算機によるシミュレーションの双方から体表面電位図を作成した。その一例として図7に、双極子位置を B3 とし、ベクトルの向きを、X, Y, Z 方向としたときの体表面電位図を示す。これによれば、X, Y, Z のどの方向ベクトルに対しても、実験結果とシミュレーション結果で、ほぼ等しい位置に電位分布の最大値および最小値が存在し、その分布状態もよく似たものであることがわかる。また、実験結果とシミュレーション結果の電位図においてその相関係数を求めたところ、0.99 (X 軸方向のベクトル

direction of dipole : X



direction of dipole : Y



direction of dipole : Z

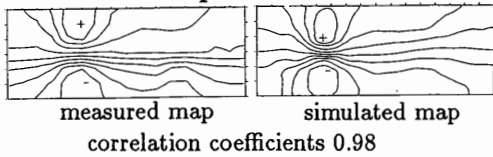


図7 単一双極子によるシミュレーション結果の電位図と実測による電位図との比較

Fig. 7 Comparison of computer simulated and measured maps for one dipole source.

のとき), 0.97 (Y 軸方向のベクトルのとき), 0.98 (Z 軸方向のベクトルのとき)であった。次に, X, Y 座標が同一で, Z 座標のみ異なった場合についての結果を示す。図8は双極子位置を図の A3, B3, C3にしたときで, ベクトルの向きを X 方向としたときのシミュレーション結果である。それぞれの図における体表面電位の最大値, 最小値の位置の座標を比べてみたところ, Z 座標の変化をよく反映していると共に, 両者の電位分布もよく類似しているものが得られた。このほか,

表1 シミュレーションによる電位図と実測による電位図の相関係数

双極子設定位置	双極子の向き		
	X 方向	Y 方向	Z 方向
ORIG	0.99	0.99	0.99
A-3	0.99	0.96	0.98
B-1	0.99	0.98	0.98
B-2	0.99	0.98	0.99
B-3	0.99	0.97	0.98
B-4	0.96	0.91	0.96
B-5	0.94	0.86	0.93
C-3	0.99	0.98	0.98

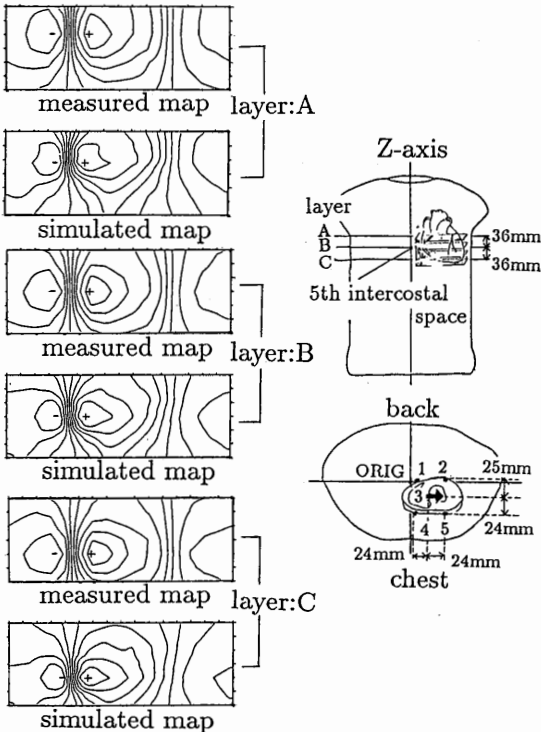


図8 双極子設定位置を変化させたときに見られる体表面電位図の変化

Fig. 8 Difference of maps in different dipole position.

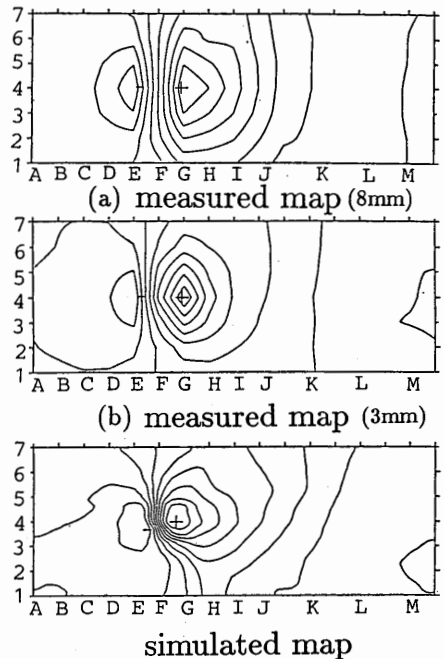


図9 胸壁付近に双極子を置いた場合の体表面電位図 (シミュレーションによって得られた電位図は(a)の電位図よりも(b)の電位図により近いものとなる)

Fig. 9 Body surface potential maps when dipole is set near the chest wall. Comparing these maps, simulated one is more similar to (b) than (a).

実際の心臓の存在範囲において、いろいろな双極子位置における実験結果によって得られた電位図とシミュレーションによって得られた電位図の相関係数を求めたところ、表1のようにほぼ満足できる値となった。但し胸壁付近に双極子を置いた場合 (B5) の相関係数が他に比べて低い。これは有限要素分割が双極子位置付近で極めて密となり、その電位分布を正確にとらえるのに対して、実験で使用した双極子が、やや大きい8 mm×8 mmの銅板を用いたためと考えられる。そこで、双極子の大きさ3 mm×3 mm、極板間の距離3 mmのものを用いて同様の計測を行ったところ、相関係数は0.86から0.89となった。従って、双極子が胸壁の近くにある場合は、点双極子に近いもので実験をする必要があることがわかった (図9)。総じて、相関係数の平均値は0.97となり、単一双極子における体表面電位分布は、本手法によってほぼ類似のものが得られることがわかった。

4.2 個人差のある被検者への適用

以上の検討から、本手法で求めた体表面電位図が、実際の電位分布をほぼ表していることが確かめられたので、次に体形に差のあるモデルに適用した。図10は

筋肉質の被検者と、やせ形の被検者でQRS中期における体表面電位図を比較したものである。本手法では、心室興奮前面の決定を岡島らの心室興奮伝搬シミュレーション^{(9),(10)}を用いたため、心臓の大きさおよび胴体モデル内の位置に関しては個人適合化されているが、興奮伝搬過程については厳密には個人適合化しているとは言えない。しかし岡島らのシミュレーションでは健常例について、良好な伝搬の報告がされており、本手法の妥当性を検討する上で、これらによって得られた体表面電位図と、実測電位図とを比較してもよいと考えた。そこでシミュレーション結果を見ると、やせ形の被検者の電位図では、負の領域が左胸部から右胸部上方に広く広がっているのに対し、筋肉質の被検者では、負の領域は左胸部からそのまま上部に広がる傾向を示しており、実測図に見られる個人差の特徴をシミュレーションでもとらえていることが示されている。また、やせ形の被検者の実測電位図では、左胸部に診断に有効であるとされている niche と呼ばれるくぼみが見られるが、シミュレーション結果でも、これを確認することができる。

一方、筋肉質の被検者においては、実測電位図からもシミュレーション結果からも niche は現れなかった。

5. 考 察

胴体表面の複数の電極から電位を計測する体表面心臓電位図を考えるとき、被検者の胴体形状は重要な情報源となる。例えば、やせた被検者と、太った被検者、筋肉質の被検者とは、その胴体形状が異なるだけでなく、心表面と胸壁との距離などの位置関係にも大きな違いが現れ、この影響は体表面心臓電位の分布に個人差として現れると考えられる。山西らのグループ⁽²⁾、山下らのグループ^{(3),(4)}での研究で使用したモデルは人胴体の縦、横の1断面のみ、すなわち2次元のモデルであり、電位計算を正確に行うことに着眼したもので、もともと体形差などの個人差を問題にしたものではなかった。次に Silvester らは3次元モデルでの有限要素法計算の可能性を示唆した⁽¹⁾。また、青木らのグループでは、実際の人体の胴体水平断面のX線写真を基に3次元胴体モデルを作成した⁽¹¹⁾。更に、平柳らのグループでは、MRI-CTを用いて作成し、より人胴体形状に近いモデルが作られるようになった⁽¹²⁾。これに伴い、シミュレーションによって導かれる電位図は、実測の電位図に近いものが得られるようになった。しかし、これらの研究も、やはり体形差などの個人差を考えた

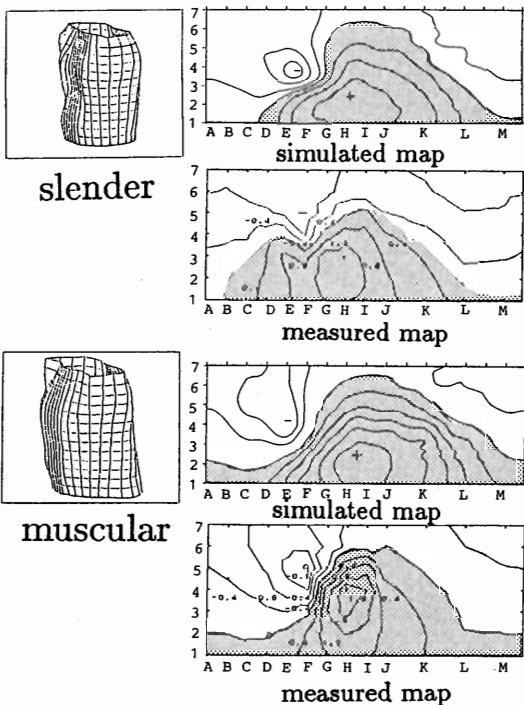


図10 体形差による体表面電位図の相違

Fig. 10 Comparison of simulated map with measured map in individual cases.

ものではなかった。しかし、臨床の場において体表面心臓電位図は、被検者の個人差によって、心臓疾患の有無に関係なく電位図のパターンが違ってくることが既に知られており、本論文もこの点に主眼をおいた。但し、これまでに発表された各論文の結果とは、設定条件が全く異なるのでパターンのみを単純に比較することはできなかった。

次に電位計算の手法について比較してみると、まず、山西らのグループは、2次元の有限要素法を用い、胴体横断面を四つのユニットに分け、合計で275節点、424個の三角形要素に分割した。山下らのグループは、胴体横断面を全体で240節点、441個の三角形要素に分割した。一般に有限要素法では、要素を細分化することにより高い精度が得られるが、計算機能力の限界を考えるとどうしてもその記憶容量に限りが生じてしまう。そこで、青木らは電位計算に境界要素法を用いた。境界要素法は有限要素法に比べて主記憶容量や、計算時間が少なく済むメリットがある。そして、心表面を86節点、体表面を240節点に分割した。また、平柳らも境界要素法を用い、心外膜面を62節点、肺表面を132節点、体表面を210節点で分割し、3次元胴体モデルによるシミュレーションを可能にした。しかし、境界要素法では、複雑な境界形状や、多数の不均質媒体をもつ場合では推定精度が落ちるという欠点も残った。本研究ではこれらを考慮して、複雑な境界形状にも対応できるように、電位計算には有限要素法を用いた。このとき、計算機の能力の制限も考慮に入れ、3次元胴体モデルを1,079個の節点と、4,992個の四面体要素に分割することとした。3次元モデルを考えた場合、4,992個という要素数はそれ程多い数ではない。このとき、何らかの手法を用い、限られた要素数で、効率よく要素分割することが必要となる。そこで、体内の電流密度は一定でないことに着目し、要素を疎密に分割することにより、電流密度に合った効率の良い分割を実現した。この手法により、同一トルソモデルを用いた実測実験との比較を行ったところ、相関係数平均0.97とすることができた。

最後に、要素分割の容易さについて比較考察を行う。一般に、電位解析の手法に有限要素法や、境界要素法を用いた場合には、要素分割のための節点座標を一つ一つ決定しなければならない。これは一つのモデルについて一度設定すればよいことであるが、モデルを変えるたびに新しく設定する必要がある、そのつど多くの時間を必要とし非能率的である。これまでのシミュ

レーションでは、被検者ごとにモデルを作成することは考えず、固定のモデルを用いていた。しかし、研究の発展に伴い、最近では、臨床応用を念頭においた技術的な問題の解決(胴体形状の個人差、導電率の不均一性、異方性を考慮すること)が重要⁽¹³⁾となってきた。本研究では、要素分割の手順もすべて計算機内で自動化し、被検者ごとのモデルに容易に対応できるようにしている。

6. む す び

本論文では、有限要素法を用いた体表面電位順方向シミュレーションの新しい手法を提案した。この手法には二つの大きな特徴がある。第1に、体表面心臓電位図のパターンが被検者の胴体形状などの個人差に影響を受けることに注目し、計算機により被検者ごとに胴体モデルを構築する個人適合方式をとったこと。第2に、電位計算には有限要素法を用い、モデルの要素分割には電流源からの電流密度を考慮した分割方式を新しく考察し、精度良くかつ効率良く体表面電位を算出できるようにしたことである。なお、これら有限要素分割などの一連の処理は計算機内においてすべて自動的に実行される。そこで、この手法に基づいて以下の二つのシミュレーションを行った。まず起電力を単一ダイポールで表現し、これを心臓の存在範囲の複数点に設定した場合のシミュレーション結果と、シミュレーションで用いたのと同じ胴体モデルを用いた実測実験によって得られた電位図とを比較したところ、本手法により実測値とほぼ同一の結果が得られることがわかった。次に体形差のある肥満体とやせ型の被検者に適用した。このとき、任意の時刻における心室興奮前面の決定については、まだ生理学的に明確にされていないため、岡島らの心室興奮伝搬シミュレーションを用い、各時刻における興奮前面を複数の電流源双極子によって表現した。この際、心室モデルは、被検者の胸部X線写真をもとに、岡島らのモデルを基準にその大きさを個人適合させたものを用いた。このようにして体形差のある被検者の電位図をシミュレーションによって作成したところ、測定によって得られた電位図に見られる個人差をシミュレーションによって得られた電位図でも確認することができた。今後心室興奮伝搬過程に関する研究が進み、更に詳しく興奮伝搬過程をシミュレーションできる手法が開発されれば、それを本手法に組み込むことによって、更に正確な体表面心臓電位シミュレーションが可能となる。ここで、

個人適合という意味には、二つの意味での適合が考えられる。一つは、肥満形、筋肉質、やせ形などの胴体形状差、つまり外部形状の適合、もう一つは、心臓、肺、脂肪などの形状および位置などの個人差、つまり内部形状の適合である。今回、前者について考慮した手法を示した。これにより、従来考慮されていなかった、被検者の個体差(特に体形差)を考慮した体表面電位図シミュレーションが可能となった。

今後は、人体内部形状の個人適合、つまり各臓器の位置、大きさ、更にその導電率の不均一性等も考慮したシミュレーションモデルについて検討を行う予定である。

また、本手法は、個人適合型のシミュレーションであるため、臨床において繰り返しシミュレーションを行うことにより、被検者の実測体表面電位図と同様の電位図を導出し、このときの心室興奮伝搬の様子を調べることにより、心臓疾患を推定する診断支援システムに発展することができると考えられる。

文 献

- (1) P. Silvester and S. Tymchyshyn: "Finite-element modelling of the inhomogeneous human thorax", Adv. in Cardiol., - Body Surface Mapping of cardiac Fields, 10, pp. 10-46 (1974).
- (2) 山下安雄, 高橋 隆: "有限要素法要素を用いた心電図逆問題の新しい解法", 日本ME学会誌, 17, 3, pp. 17-23 (1979).
- (3) Y. Yamashita and T. Takahashi: "Use of the finite element method to determine epicardial from body surface potentials under a realistic torso model", IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-31 (Sept. 1984).
- (4) 山西潤一, 柳瀬龍郎, 八木 寛: "人体電場の有限要素シミュレーション", 日本ME学会誌, 18, 2, pp. 126-132 (1980).
- (5) 神谷宏次, 森香津夫, 岩田 彰, 鈴村宣夫, 山名知子, 太田景子, 洞庭賢一, 岡島光治: "各個体形状に適合した胴体モデルによる体表面電位シミュレーション", 信学技報, MBE85-59 (1985-12).
- (6) 岩崎雅樹, 岩田 彰, 鈴村宣夫: "個人適合方式による体表面電位シミュレーション—人胴体形状の非接触計測—", 信学技報, MBE87-67 (1987-12).
- (7) K. H. Huebner: "The Finite Element Method for Engineers", ; John Wiley & Sons. Inc. (1975).
- (8) 神谷宏次, 坂倉康正, 岩田 彰, 鈴村宣夫, 山名知子, 太田景子, 洞庭賢一, 岡島光治: "個人適合胴体モデルによる体表面電位シミュレーション—同一トルソモデルによる実験値との比較—", 信学技報, MBE86-64 (1986-12).
- (9) M. Okajima, T. Fujino, T. Kobayashi and K. Yamada: "Computer simulation of the propagation process in excitation of the ventricles", Circ. Res., 23, pp. 203-211 (1968).

- (10) 坂倉康正, 神谷宏次, 岩田 彰, 鈴村宣夫, 山名知子, 太田景子, 洞庭賢一, 岡島光治: "個人適合方式による体表面電位シミュレーション, 一心室興奮伝搬シミュレーションの検討—", 信学技報, MBE87-66 (1987-12).
- (11) 青木正憲, 岡本良夫, 寺町康昌, 武者利光: "境界要素法による心電図順方向問題の解法", 日本ME学会誌, 22, 5, pp. 14-19 (1984).
- (12) 平柳 要, 谷島一嘉, 田中 博, 青木隆夫, 古川俊之: "境界要素法を用いた心電図逆問題の解法", 日本心電学会誌, 7, 3, pp. 267-278 (1987).
- (13) 山下安雄: "体表面電位情報からの心臓電気現象の復原—心電図逆方向問題について—", 日本心電学会誌, 3, 4, pp. 459-467 (1983).

(平成元年9月22日受付, 2年1月31日再受付)



神谷 宏次

昭60名城大・電気卒。同年名工大大学院修士課程(電気情報工学専攻)入学, 昭62了。同年博士後期課程(同専攻)進学, 現在に至る。体表面電位図の情報処理に関する研究に従事。日本ME学会, 日本心電学会各会員。



岩田 彰

昭48名大・工・電気卒。昭50同大学院修士課程了。同年名工大・情報・助手。昭57年4月より昭58年10月までドイツ連邦共和国ゲーゼン大学医学部医用情報研究所客員研究員, 昭59名工大・電気情報・助教。生体情報処理, 医用画像処理に関する研究に従事。工博, 日本ME学会, 情報処理学会各会員。



鈴村 宣夫

昭28名大・工・電気卒。同年毎日新聞社入社。昭38名大・工・助手。以後, 講師, 助教授を経て, 現在名工大・電気情報工学科教授。この間, 医用・生体関係の信号処理, 画像処理などの研究に従事。工博。



岡島 光治

昭29名大・医卒。昭42名大環境医学研究所助教授。昭48藤田学園保健衛生大学教授, 現在に至る。この間, 心電図を中心とした循環器ME学, 医用情報処理学の研究に従事。