

# 心臓内電流双極子の分布について

## A study of current dipole distribution in human heart

吉田悟史、土井達也、斎藤兆古

S.Yoshida, T.Doi and Y.Saito

法政大学工学部

College of Engineering, Hosei University

### 1. まえがき

従来から、人体表面で測定される電圧分布、例えば脳波分布や心電図などが人体の異常診断に用いられている。脳波分布や心電図などから生体の異常診断をおこなう場合、多くは臨床データの蓄積により、欠陥部位の推定をおこなっている。この方法の欠点は、生体が電氣的に極めて複雑な構造を持ち、異常を生ずる欠陥部位が個々の生体によって異なり、必ずしも臨床データと一致するとは限らない点にある。この結果、得られたデータから欠陥部位特有の現象を読み取る高度な技術の習得が必要とされる。また、測定が直接接触でなければならぬため、高い精度の診断が得られない。しかし、近年超電導技術の進歩によって高感度磁束計 SQUID が実用化されており、生体の表面電圧だけでなく、生体内の電流に起因する磁界分布測定が可能となっている。この方法の利点は、完全な非接触、非侵襲的に測定が可能であり、測定結果から、人体内の電流分布の推定が可能であることである。このような観点から筆者等は、磁界から心臓内の電流分布を推定する逆問題解析の医学的有用性に着目し、逆問題解析法の一方法として Sampled Pattern Matching 法 (SPM法) を提案してきた。

本稿では、心臓の異常診断を目的とした SPM法による心臓内の電流分布推定について検討する。さらに、ウェーブレット変換により心磁図データを圧縮し、データベースとして用いることで心臓の異常診断を行う方法についても検討を行う。

### 2. Sampled Pattern Matching法

#### (a) 基礎方程式

SQUIDセンサーを用いて心磁図を測定し、その結果から心臓の異常疾患を診断する技術は、心電図のように波形分析を主体とするのではなく、心臓内の電流分布を求め、その結果を利用することに主眼がおかれている、このような観点から、心磁図解析の出発点は MCG (Magnetocardiogram) から心臓内の電流分布を推定する逆問題解析となる [1~7]。ここでは、本稿で採用した逆問題解析の一方法である SPM法の概略について述べる。

磁界源となる電流は実際の物理系だけでなく生体系においてもなめらかに分布し、電流密度が連続的に変化し電流の大きさの差異を与えている。このような電流分布を解析的な数式で表現することは、極めて例外的なケースを除いて不可能である。また、近年、強力な解析手法となっているデジタル計算機を前提とする数値解析法においても、離散化した電流値を前提と

している為、厳密な電流分布は再現できない。このため、順問題の離散化手法と同様に、逆問題の解析においても離散化した数が無限大になったとき、自然な電流分布となることを目標とした次の仮定を行う。

- 1) 電流は空間の一点当たり一定の密度で流れるものとする。これは、ある任意の空間の一点では単位電流しか存在しないことを意味する
- 2) 電流分布そのものを直接求めるのではなく、単位電流と電流が流れる経路の単位長との積、すなわち単位電流双極子の巨視的な分布を求める。
- 3) 電流の大きさは、角度も空間座標と考えた単位電流双極子の空間的集中度合で表される。

以上の仮定から、測定面で得られる磁界は、単位電流双極子による磁界の和として求められることとなる。

いま、磁界の測定点数を  $n$ 、単位電流双極子数を  $m$  とすれば、ビオサバルの法則により、 $i$  番目の測定点の磁界  $\mathbf{H}_i$  に対して

$$\mathbf{H}_i = \sum_{j=1}^m \frac{\mathbf{n}_j \times \mathbf{a}_{ij}}{4\pi r_{ij}^2}, \quad i = 1 \sim n \quad (1)$$

が成り立つ。ここで  $\mathbf{n}_j$ 、 $\mathbf{a}_{ij}$  および  $r_{ij}$  は、それぞれ電流の流れる方向の単位ベクトル、電流双極子の位置から測定点方向への単位ベクトルおよび電流双極子から測定点までの距離である。

システム方程式は、

$$\mathbf{U} = \mathbf{D} \cdot \mathbf{F} \quad (2)$$

の形で表される。  $\mathbf{U}$  は (1) 式の磁界  $\mathbf{H}_i$  ( $i = 1 \sim n$ ) を要素とする  $n$  次の列ベクトル、  $\mathbf{D}$  は、電流分布領域の離散点数を  $m$  とすれば、  $n$  行  $m$  列の長方形行列であり、更に  $\mathbf{F}$  は 1 又は 0 を要素とする  $m$  次の入力ベクトルである。三次元空間では、測定値がある面に沿って得られる二次元データであるため、式の数に対応する  $n$  は未知数の数  $m$  に比較して圧倒的に少なく、

$$n < m \quad (3)$$

が成り立つ。これは、入力ベクトル  $\mathbf{F}$  の要素を、SPM法では 1 または 0 としていたのに対して、従来の考え方では、これを電流双極子の大きさとするので  $\mathbf{F}$  が一意的に決まらないことを意味する。

### (b) SPM法のアルゴリズム

いま、(2) 式の係数行列  $\mathbf{D}$  の第  $j$  列の列ベクトルを  $\mathbf{d}_j$  とすれば、最初の最も支配的な単位電流双極子は、次式のCauchy-Shwarzの関係式、

$$\gamma_{1j} = \mathbf{U} \cdot \mathbf{d}_j^T / (\|\mathbf{U}\| \cdot \|\mathbf{d}_j\|), \quad j = 1 \sim m \quad (4)$$

の最大値を取る  $\gamma_{1j}$  の位置となる。

第2番目の入力点は、 $\mathbf{d}_j$  を最初の単位電流双極子によるベクトルとすれば、

$$\gamma_{2j} = \mathbf{U} \cdot (\mathbf{d}_{j'} + \mathbf{d}_j)^T / (\|\mathbf{U}\| \cdot \|\mathbf{d}_{j'} + \mathbf{d}_j\|), \quad j = 1 \sim m, \quad j \neq j' \quad (5)$$

の最大値を取る  $\gamma_{2j}$  の位置となる。以後、パターン的一致指数  $\gamma$  が大きくなる限り、(5)式と同様に新しい単位電流双極子によるベクトルを追加し、 $\gamma$  が最大となった時点で計算を終了する。

実際のSPM法では、最終的に  $p$  回の演算を行ったとすると、各回で最大値を取った磁界パターンに重み付けをして得られた磁界源スペクトル

$$\gamma_j = \frac{1}{p} \sum_{i=1}^p \gamma_{ij}, \quad j = 1 \sim m \quad (6)$$

を解とする [1~5]。

### (c) SPM法の例題

図1は心磁図測定時の心電図である。図1の各時点における電流分布が図2に示してある。図2は胸部の断層像に推定した電流分布を重ねたものである。この断層像は胸部を下から見たもので、図の左側が右手側で右側が左手側になっており、中心にあるのが心臓である。図2の電流分布はスペクトラム解で、丸印は  $\gamma$  の相対的な大きさを表している。図2の結果は電流がほぼ心臓の表面から中心部にかけて流れていることを示す。また、電流は心臓の血流の部分には存在しないことが分かる。

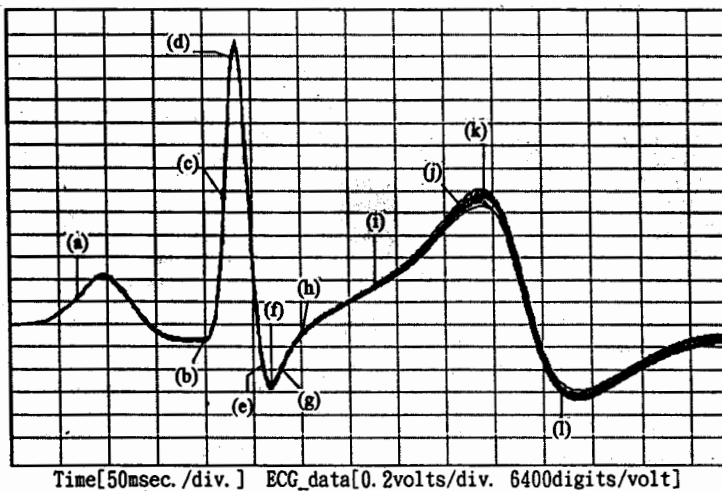


図1 心磁図測定時の心電図

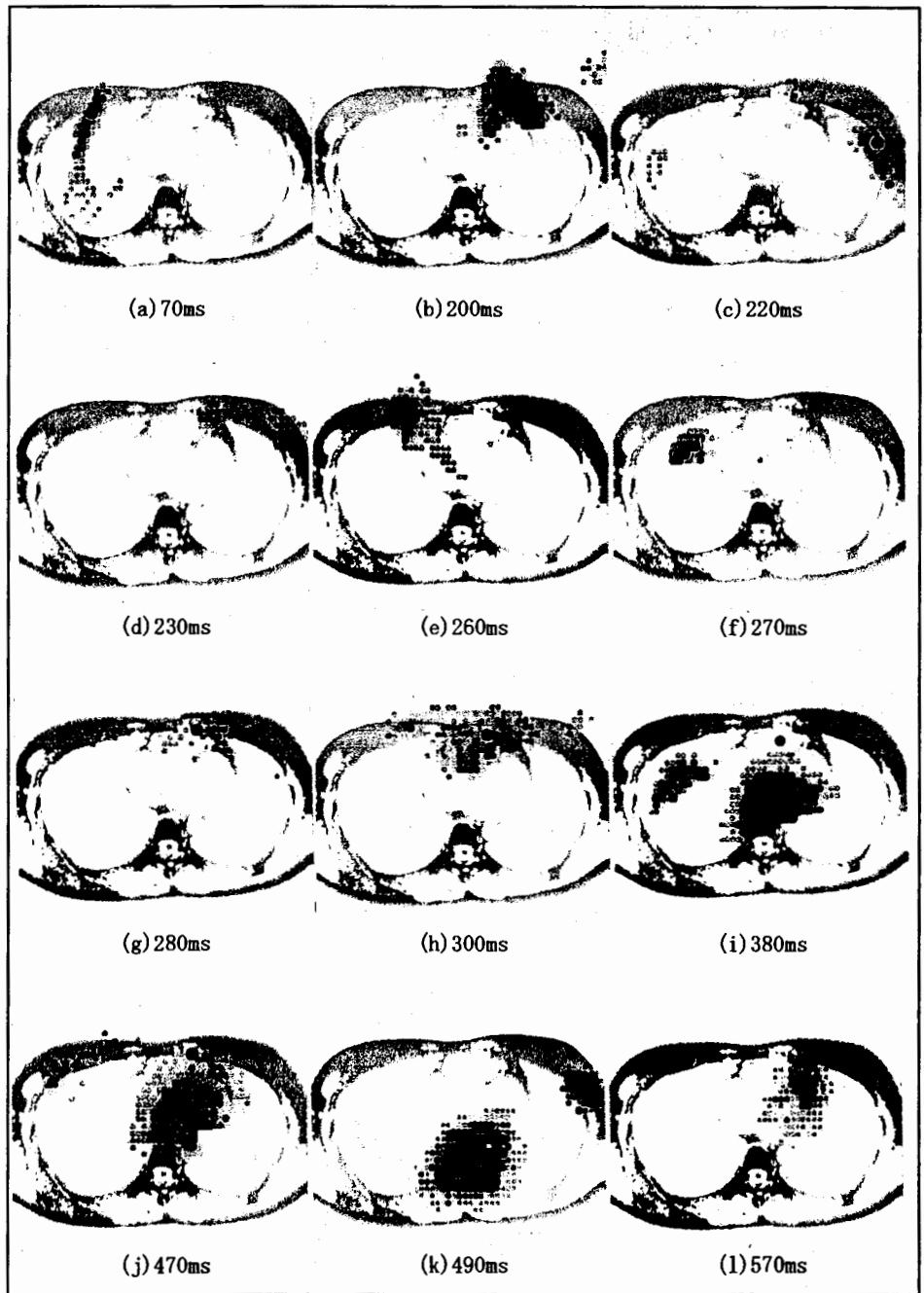


図2 心臓内電流分布推定結果 (a)～(l)それぞれの時間における電流分布,  
 (a)70ms, (b)200ms, (c)220ms, (d)230ms, (e)260ms, (f)270ms, (g)280ms, (h)300ms, (i)380ms,  
 (j)470ms, (k)490ms, (l)570ms

### 3. ウェーブレット変換によるデータベースを用いた診断

#### (a) アナライジングウェーブレット

いま、 $l$  (2のべき乗) 次の大きさのデータベクトルを  $X$  とし、このベクトルに左から  $l$  次の正方行列  $C$  を掛け算する。すなわち、

$$X' = CX \quad (7)$$

を考える。いま、行列  $C$  が次式の形で与えられるとする。

$$C = \begin{bmatrix} c_0 & c_1 & c_2 & c_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ c_1 & -c_2 & c_1 & -c_0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & c_0 & c_1 & c_2 & c_3 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & c_3 & -c_2 & c_1 & -c_0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_0 & c_1 & c_2 & c_3 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_3 & -c_2 & c_1 & -c_0 \\ c_2 & c_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_0 & c_1 \\ c_1 & -c_0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_3 & -c_2 \end{bmatrix} \quad (8)$$

(8)式で第1行はベクトル  $X$  の要素1から4までにそれぞれ係数  $c_0, c_1, c_2, c_3$  を重みとする平均値を取ることを意味する。要するに、(8)式の第一行は重みをつけた積分演算に対応するデジタルフィルターであり、第2行は重みをつけた微分演算に対応するデジタルフィルターである。第3、4行はそれぞれベクトル  $X$  の要素3から6までに対応する積分と微分演算を行うことを意味する。従って、積分と微分はベクトル  $X$  の2要素ずつシフトして循環する形で行われる。

次に、逆変換を可能とするために

$$C^T C = I \quad (9)$$

となるように係数  $c_0, c_1, c_2, c_3$  を決めることを考える。  $I$  は  $C$  と同じ次数の単位行列である。

$C^T$  は

$$C^T = \begin{bmatrix} c_0 & c_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_2 & c_1 \\ c_1 & -c_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_3 & -c_0 \\ c_2 & c_1 & c_0 & c_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ c_3 & -c_0 & c_1 & -c_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_2 & c_1 & c_0 & c_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_3 & -c_0 & c_1 & -c_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_2 & c_1 & c_0 & c_3 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_3 & -c_0 & c_1 & -c_2 \end{bmatrix} \quad (10)$$

であるから、

$$\begin{aligned} c_0^2 + c_1^2 + c_2^2 + c_3^2 &= 1 \\ c_2 c_0 + c_3 c_1 &= 0 \end{aligned} \quad (11)$$

が成り立つ。しかし、式の数に2個に対して未知数が4個あるため、(11)式から係数  $c_0, c_1, c_2, c_3$  を決めることはできない。このため、次の条件を追加する。

$$\begin{aligned} c_3 - c_2 + c_1 - c_0 &= 0 \\ 0c_3 - 1c_2 + 2c_1 - 3c_0 &= 0 \end{aligned} \quad (12)$$

(11)、(12)式から

$$c_0 = \frac{1+\sqrt{3}}{4\sqrt{2}}, c_1 = \frac{3+\sqrt{3}}{4\sqrt{2}}, c_2 = \frac{3-\sqrt{3}}{4\sqrt{2}}, c_3 = \frac{1-\sqrt{3}}{4\sqrt{2}} \quad (13)$$

として(8)式の要素が求められる。この例では4個の係数であるが、ドビッシーは10個の係数まで求めた。このようにして求められたアナライジングウェーブレットをドビッシーのアナライジングウェーブレットと呼ぶ。

### (b) ウェーブレット変換

離散値系直交ウェーブレット変換は、連続ウェーブレット変換で使われる非直交変換と異なり、直交変換であるためアナライジングウェーブレットの違いは結果に反映しない。アナライジングウェーブレットの違いは収束性等に関係する。本稿ではドビッシーのアナライジングウェーブレットを具体的な例として取り上げる。

今、ベクトル  $\mathbf{X}$  を

$$\mathbf{X} = [x_1 \ x_2 \ x_3 \ x_4 \ x_5 \ x_6 \ x_7 \ x_8 \ x_9 \ x_{10} \ x_{11} \ x_{12} \ x_{13} \ x_{14} \ x_{15} \ x_{16}]^T \quad (14)$$

とすれば、(7)式の演算は  $C_{16}$  を(8)式の16次の変換行列として

$$\mathbf{X}' = C_{16} \mathbf{X} = [s_1 \ d_1 \ s_2 \ d_2 \ s_3 \ d_3 \ s_4 \ d_4 \ s_5 \ d_5 \ s_6 \ d_6 \ s_7 \ d_7 \ s_8 \ d_8]^T \quad (15)$$

となる。今、次式のように  $\mathbf{X}'$  の要素を並べかえる。

$$\mathbf{X}' = [s_1 \ s_2 \ s_3 \ s_4 \ s_5 \ s_6 \ s_7 \ s_8 \ d_1 \ d_2 \ d_3 \ d_4 \ d_5 \ d_6 \ d_7 \ d_8]^T \quad (16)$$

さらに(16)式の左辺を8次の変換行列  $C_8$  を用いて次式のように変換する。

$$\mathbf{X}'' = [S_1 \ S_2 \ S_3 \ S_4 \ D_1 \ D_2 \ D_3 \ D_4 \ d_1 \ d_2 \ d_3 \ d_4 \ d_5 \ d_6 \ d_7 \ d_8]^T \quad (17a)$$

さらに(17a)式を4次の変換行列  $C_4$  を用いて変換すると

$$\mathbf{X}''' = [\mathbf{S}_1 \ \mathbf{S}_2 \ \mathbf{D}_1 \ \mathbf{D}_2 \ \mathbf{D}_1 \ \mathbf{D}_2 \ \mathbf{D}_3 \ \mathbf{D}_4 \ d_1 \ d_2 \ d_3 \ d_4 \ d_5 \ d_6 \ d_7 \ d_8]^T \quad (17b)$$

(17b)式が最終的に得られるウェーブレットスペクトラムベクトルであり、最終段階で得られるウェーブレット係数 $\mathbf{S}_1, \mathbf{S}_2$ をマザーウェーブレット係数と呼び、残りの要素は各段階のウェーブレット係数と呼ばれる。逆変換は(16)式から(17)式の演算を逆に行えばよい。

### (c) 心磁図データの圧縮

離散値系ウェーブレットは、ウェーブレットのスペクトラムの絶対値が非常に大きい部分と小さい部分に分かれるため、データの圧縮などに使われることが多い [8, 9, 10]。

図3に心磁図のデータの圧縮した例を示す。図3の(a)は正常な心臓の心磁図データであり、(b)は(a)のウェーブレットスペクトラムである。(c)と(d)はそれぞれ(b)のスペクトラムの100%と6.25%を用いて逆変換したものである。図3(b)のウェーブレットスペクトラムはマザーウェーブレット周辺に絶対値の大きい値が集まっているため、このマザーウェーブレット周辺部分を残しておけば、ほとんど再現できる。

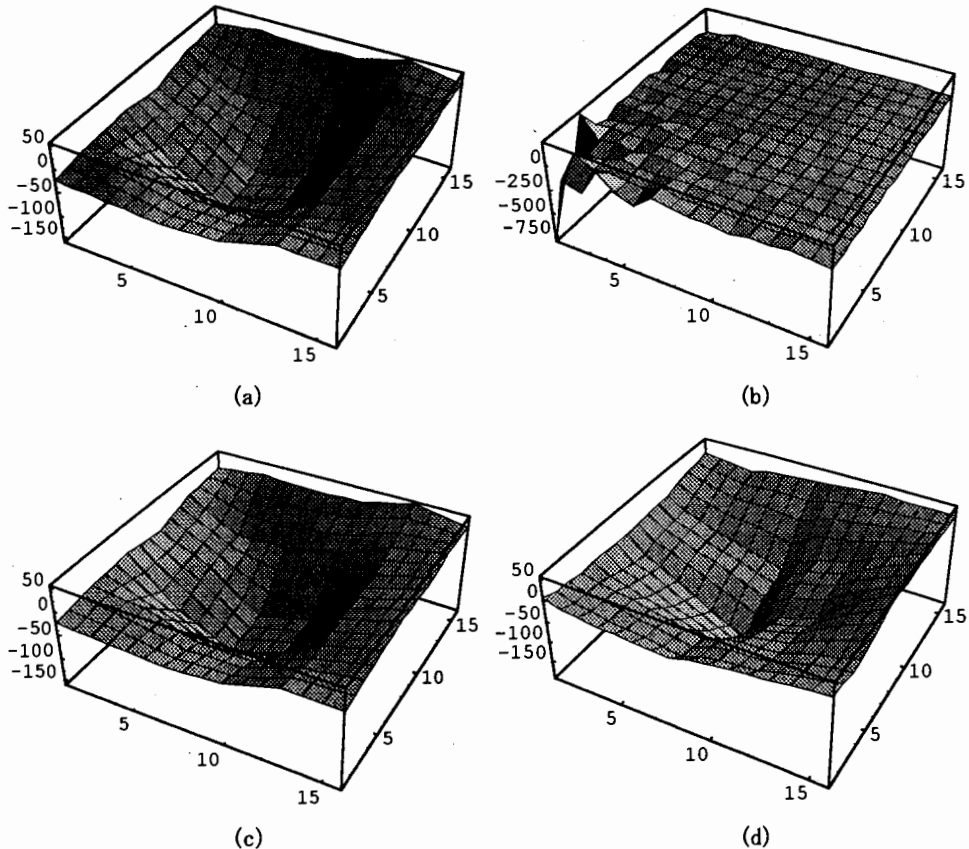


図3 心磁図データの圧縮 (a)心磁図データ, (b)ウェーブレットスペクトラム, (c)全てのスペクトラムから再現した心磁図 ((a)との相関99.9%), (d)6.25%のスペクトラムから再現した心磁図 ((a)との相関96.6%)

#### (d) 心臓診断

ここでは、ウェーブレット変換によって圧縮したデータを用いて心臓の診断を試みる。図4 (a)は心磁図のデータであり、図4 (b)は6.25%に圧縮した心磁図のウェーブレットスペクトラムである。このように圧縮した正常な人の心磁図のウェーブレットスペクトラムをデータベースとして、このデータベースと相関を取ることによって心臓の診断を行なう。

今回用いたデータベースは16人の正常な心臓の心磁図を時系列で16個サンプリングしたデータから作成したものである。図5はこのデータベースと、(a)正常 (b)正常 (c)Right Bundle Branch Block (RBBB) (d)Left Bundle Branch Block (LBBB) (e)Wolf-Perkinson-White(WPW)症候群、さらに(e)他のWPW症候群 に対する相関である。図5の相関係数は対象と同一時点のデータベースとの相関を全ての時系列において求め、加算平均したものである。図5では、正常な心臓と疾患をもつ心臓では、明確な区別ができることがわかる。

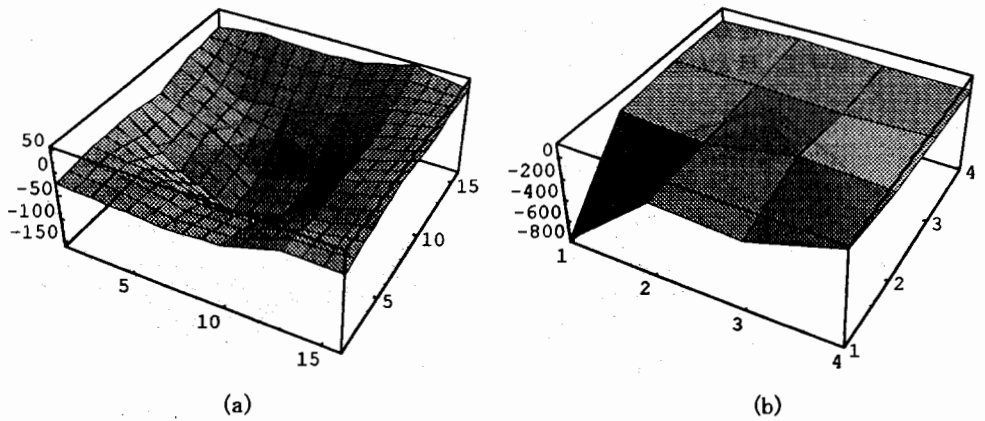
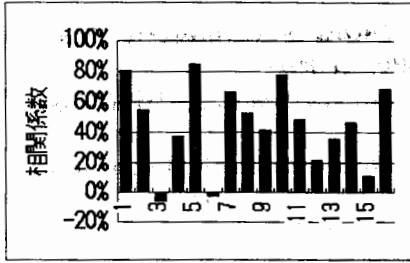
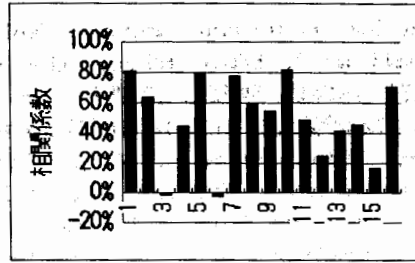


図4 圧縮した心磁図のデータ (a)正常な心臓の心磁図, (b)圧縮した心磁図のウェーブレットスペクトラム

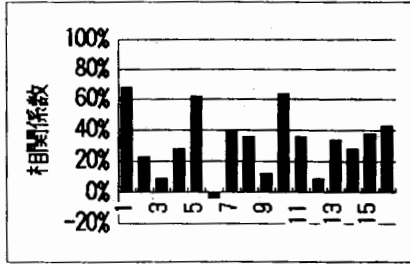




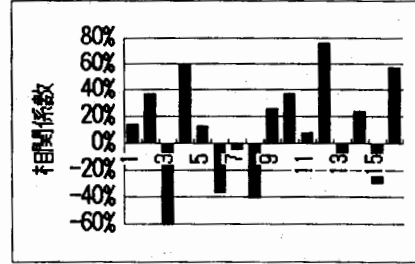
(a) 正常



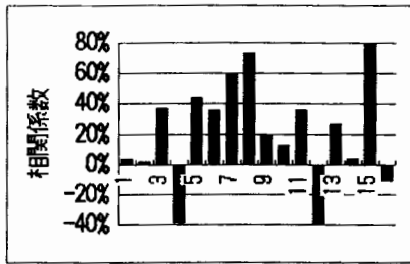
(b) 正常



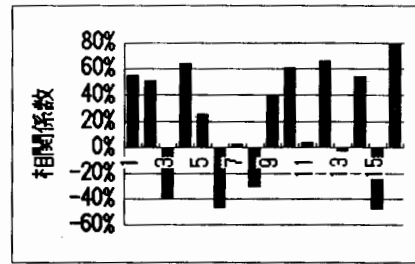
(c) RBBB



(d) LBBB



(e) WPW



(f) WPW

図5 ウェーブレットスペクトラムを用いた相関解析結果

#### 4. 結論

本稿では、SPM法によって心臓内の電流分布推定について検討を行った。その結果、主要電流分布は時間によって位置が変化しているが、心臓の表面から中心部にかけて流れ、心臓の血流の部分には存在しないことが確認された。

さらに、ウェーブレット変換により心磁図データを圧縮し、データベースとして用いることで心臓の異常診断を試みた。正常な心臓の心磁図と疾患を持つ心臓の心磁図では、相関係数に明確な違いが現れ、心臓の異常診断には有効であると考えられる。

#### 5. 参考文献

- [1] 早乙女英夫, 橋田和泰, 早野誠治, 斉藤兆古, 「生体磁界における逆問題」、電気学会論文誌A, 112巻4号, 平成4年, pp. 279-286.
- [2] H.Saotome, K.Kitsuta, S.Hayano and Y.Saito, "An estimation of the current distributions

- in human heart by the factor analysis," Nonlinear Phenomena in Electromagnetic fields, T. Furuhashi and Y. Uchikawa (Editors), Elsevier, 1992, pp. 73-76.
- [3] 早乙女英夫, 横田和泰, 早野誠治, 斎藤兆古, 「Sampled Pattern Matching法による生体内電流分布推定」、電気学会論文誌C, 113巻1号, 平成5年, pp. 69-76.
- [4] H. Saotome, K. Kitsuta, S. Hayano and Y. Saito "A neural behavior estimation by the generalized correlative analysis," IEEE Trans. Magn., Vol. 29, No. 2, Mar. 1993, pp. 1389-1394. (Invited paper of the Fifth Biennial IEEE Conference on Electromagnetic Field Computation).
- [5] Y. Saito, E. Itagaki and S. Hayano, "A formulation of the inverse problems in magnetostatic fields its application to a source position searching of the human eye fields," J. Appl. Phys., Vol. 67, No. 9, May 1990, pp. 5830-5832.
- [6] Y. Nakaya, A. Takeuchi, H. Nii, M. Katayama, M. Nomura, K. Fujino, K. Saito, and H. Mori., "Isomagnetic maps in right ventricular overloading," Journal of Electrocardiology 21 (2) (1988) pp. 168-173.
- [7] K. Watanabe, A. Takeuchi, M. Katayama, Y. Fukuda, M. Nomura, M. Sumi, M. Murakami, Y. Nakaya, and H. Mori, "Analysis of activation sequence by isomagnetic and vector arrow maps," Biomagnetism' 87 Eds. K. Atsumi et al. (Tokyo Denki University Press, Japan, 1988), pp. 346-349.
- [8] 山口昌哉, 山田道夫, 「ウェーブレット解析」、科学, Vol. 60, No. 6, 1990年6月 pp. 398-405.
- [9] 山田道夫, 「ウェーブレット解析とその応用」、電子情報通信学会誌 Vol. 76, No. 5, 1993年5月, pp. 518-528.
- [10] 亀沢高志, 早野誠治, 斎藤兆古, 「Waveletを用いた三相交流センサによる欠損形状抽出」、電気学会マグネティックス研究会資料MAG-95-118, pp. 19-27

原稿受付日

平成7年10月3日