

心磁図測定における 最適センサー数とその配置

Optimal Number of Sensors and Their Layout for MCG

吉田悟史、早野誠治、齊藤兆古

S. Yoshida, S. Hayano 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り、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の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、高い精度の診断が困難である。しかし、近年超電導技術の進歩によって高感度磁束計 SQUID (Superconducting QUantum Interference Device) 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、完全に非接触、非侵襲的な測定が可能であり、測定結果から、人体内の電流分布の推定が可能なる点にある。心電図、脳波分布測定に対して、標準的なセンサー数と配置場所が経験的事実と臨床データから決められている。しかし、心磁図、脳磁図の測定に対して、センサーの個数を単純に増加する方向にあるだけで、最適な数や配置等に関する研究は、ほとんどなされていない。

本稿では、正方マトリックスの格子点上に配置した36個のセンサーから得られる結果を基準として、より少ないセンサー個数で36個のセンサーと同等の結果が得られる配置について検討する。

2. 本論

2. 1. 最適センサー配置とは

本稿で想定する最適センサー配置とは、より少ないセンサーを最適に配置することでより多いセンサーから得られる結果と同等の結果を得んとするものである。

いま、センサー数を n 、角度も含めた空間の分割個数を m とすれば、次のシステム方程式が成り立つ。

$$X = D Y . \quad (1)$$

ここで、 X は n 次の既知（測定）ベクトル、 D はGreen関数によって決まる n 行 m 列の長方形列、さらに Y は m 次の未知電流双極子ベクトルである。

大部分の問題では、

$$n \ll m, \quad (2)$$

が成り立つ。従って、(1)式から一意的な解ベクトル Y を求めるには何等かの拘束条件を付加するか、Sampled Pattern Matching法のようにすべての可能な電流双極子について重み付けをする方法が考えられる。[1-5]

本稿で想定する最適センサー配置とは、より少ない次数 n のベクトル X から解ベクトル Y を求めることに帰する。

2. 2 最適センサー配置の求め方

本稿では具体的な例として心磁図 (Magnetocardiogram, MCG) 測定を前提とし、平面上で平面に法線方向の磁界分布測定に関する最適センサー配置問題を考える。

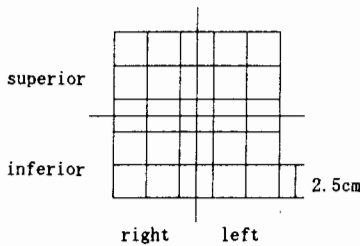


図1 基準センサー配置
文献 [6] による

MCG測定で、基準センサー配置として図に示すように2.5cm間隔で正方格子状の格子点(6×6=36)を考える。この基準センサー配置からどの格子点のセンサーを除いた場合、基準センサーから得られる結果に最も近い結果が得られるかどうかでセンサー数を減らす。この第1段階のセンサー配置はQRS波の時系列と症状系列で異なるため、第2段階の最適センサー配置の決定を、時系列と症状系列すべてに共通となるセンサー配置とする。この第

2段階で得られるセンサー配置を最適センサー配置とする。この最適センサー配置から得られる電流双極子分布推定結果を時系列と症状系列について整理し、各症状別に基準センサー配置から得られる結果に最も近い結果の得られる時系列上のサンプリング時刻を決定する。

n 個の測定点から得られる基準電流双極子のベクトルを Y_n とし、 i 点を除いた測定点から得られる電流双極子ベクトルを Y_i とすれば、センサー配置の第1段階は、

$$Y_i = \frac{Y_n^T \cdot Y_i}{|Y_n| |Y_i|} , \quad (3)$$

が最大値をとる点のセンサーを除くこととなる。

第1段階で得られるセンサー配置を表す行列を

$$S_{j,k} = [1, 1, \dots, 0, 1, 1]^T , \quad (4)$$

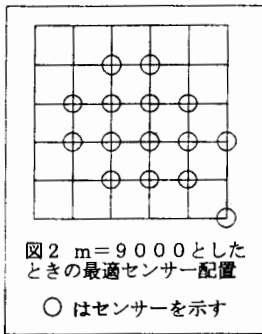
とする。 $S_{j,k}$ はn次の列ベクトルであり、要素が1の点はセンサーがあることを示し、要素が0の点はセンサーが存在しないことを意味する。また下添字jとkはそれぞれ症状系列とQRS波の時系列を示す。

第2段階のセンサー配置を表す行列は、

$$S = \prod_{j,k} S_{j,k}, \quad (5)$$

で与えられる。但し、 \prod はSの各要素間の積を意味する。従って、n次のベクトルSの要素は、1または0であり、1はセンサーがあること、0はセンサーがないことを意味する。

2.3 例題



基準センサー配置は図に示す6×6=36点であり、図2は $m=5 \times 5 \times 5 \times 72=9000$ とした場合の最適センサー配置である。図2の結果は、His束を中心とするセンサー配置が最適であることを意味する。

図3は、図2の最適センサー配置における電流双極子分布の再現性を示している。図3は各症状別にQRS波の時系列に最適値があり、最適時刻における電流双極子分布から診断しなければならないことを意味する。

図4-図6にmを増加させた場合のセンサー配置及び電流双極子の再現性が示してある。図2-図6の結果で、電流分布推定精度向上のためにmを増加すると電流双極子分布の再現性も向上し、センサー数も減少することが、図3-図6より判る。さらに、図6の結果から、mが最大の場合のセンサー配置は心臓の電気伝導部に沿っていることが興味深い。

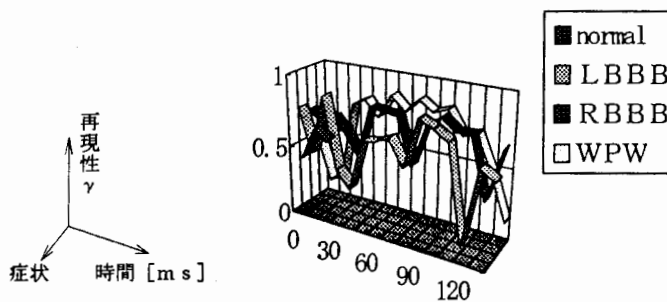
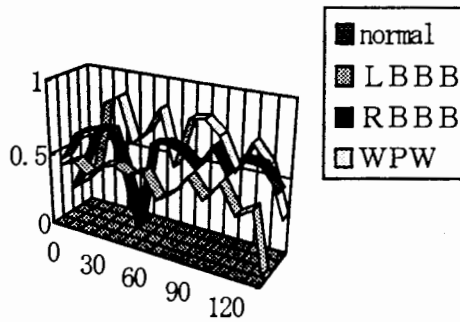
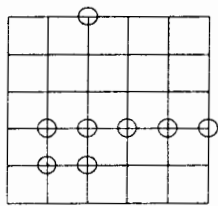


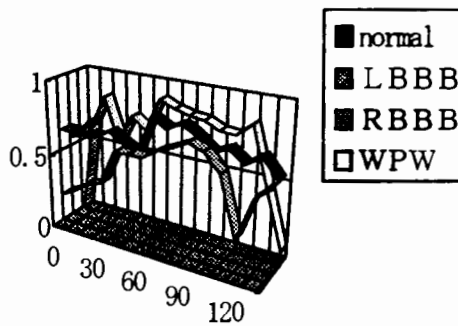
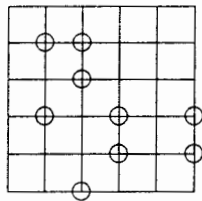
図3 図2のセンサー配置に対する最適QRS波サンプリング時刻の決定 γ のもっとも大きな値を取る時刻の電流双極子の分布から診断しなければならない



(a) センサー配置

(b) 最適QRS波サンプリング時刻の決定

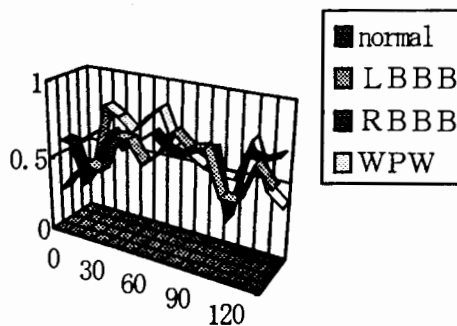
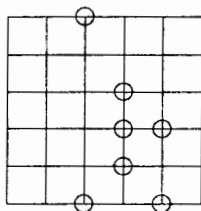
図4 $m = 9 \times 9 \times 9 \times 72 = 52488$ 点の場合



(a) センサー配置

(b) 最適QRS波サンプリング時刻の決定

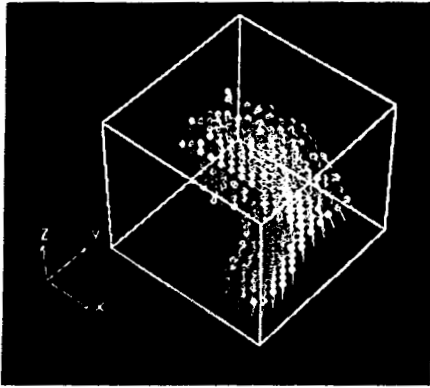
図5 $m = 13 \times 13 \times 13 \times 72 = 158184$ 点の場合



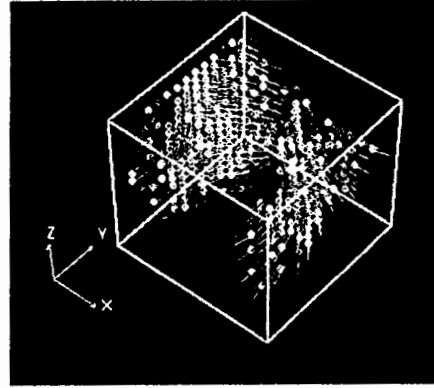
(a) センサー配置

(b) 最適QRS波サンプリング時刻の決定

図6 $m = 15 \times 15 \times 15 \times 72 = 243000$ 点の場合

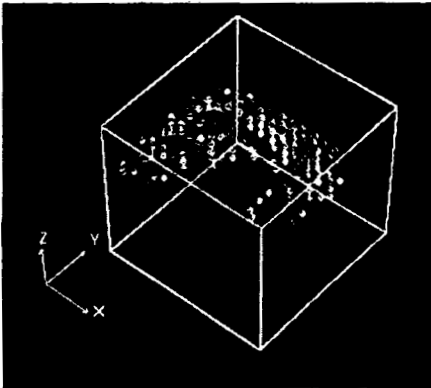


(a) 基準センサー配置による
電流双極子の分布
(センサー数36個)

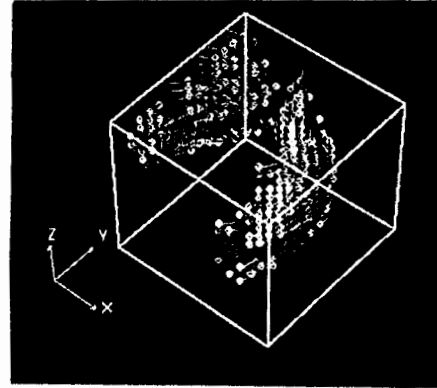


(b) 最適センサー配置
電流双極子の分布
(センサー数7個)

図7 正常な心臓 (20 ms)
 $m = 15 \times 15 \times 15 \times 72$

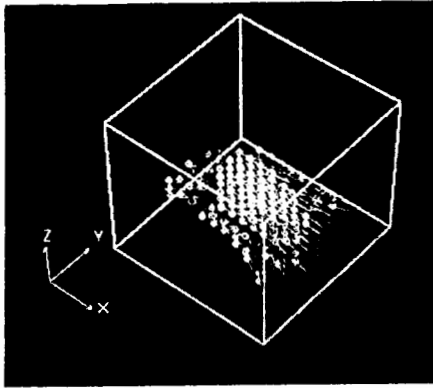


(a) 基準センサー配置による
電流双極子の分布
(センサー数36個)

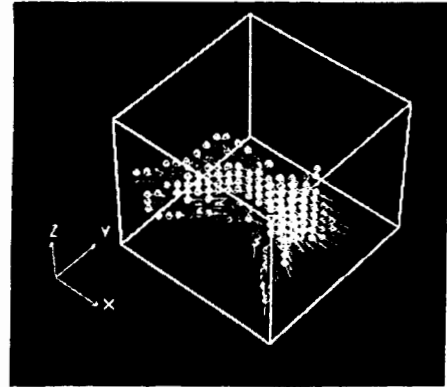


(b) 最適センサー配置
電流双極子の分布
(センサー数7個)

図8 RBBB (Right Bundle Branch Block) 症候群の心臓 (140 ms)
 $m = 15 \times 15 \times 15 \times 72$

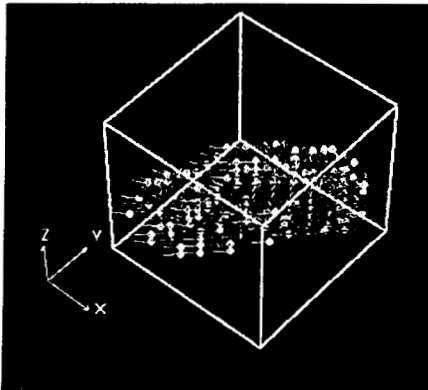


(a) 基準センサー配置による
電流双極子の分布
(センサー数36個)

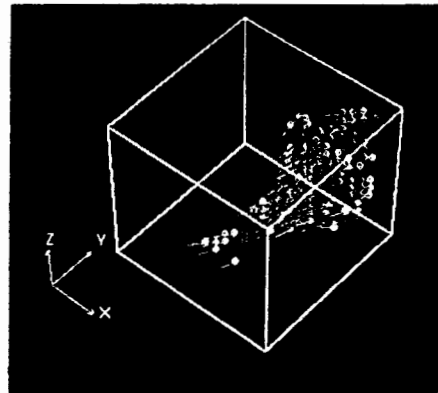


(b) 最適センサー配置
電流双極子の分布
(センサー数7個)

図9 LBBB (Left Bundle Branch Block) 症候群の心臓 (80ms)
 $m = 15 \times 15 \times 15 \times 72$



(a) 基準センサー配置による
電流双極子の分布
(センサー数36個)



(b) 最適センサー配置
電流双極子の分布
(センサー数7個)

図10 WPW (Wolff-Parkinson-White) 症候群の心臓 (60ms)
 $m = 15 \times 15 \times 15 \times 72$

図7-図10に正常な場合、LBBB (Left Bundle Branch Block) 症候群、RBBB (Right Bundle Branch Block) 症候群、WPW (Wolff-Parkinson-White) 症候群、それぞれについて、基準センサー配置 (正方形格子点上の36個のセンサー) と最適センサー配置 (7個のセンサー、図6 (a) 参照) における電流分布の比較を示す。図7-図10は、それぞれ、最適QRS波サンプリング時刻 (図6 (b) 参照) における結果である。この結果は、最適な7個のセンサー配置から電流双極子分布が比較的良好に再現されることを意味する。

3. まとめ

本稿では、電流双極子分布推定精度を落とすことなくセンサー個数を減らす最適センサー配置を検討した。この結果、心磁図解析では、特定のサンプリング時刻を選択する必要があるが、心臓の電気伝導部に沿ってセンサーを配置することにより、心臓病診断には有効であることが判明した。

4. 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、橋田和泰、早野誠治、斉藤兆古、「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. MAG-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 et al., *Journal of Electro-cardiology* 21 (2) (1988) pp. 168-173.
- [7] K.Watanabe et al., *Biomagnetism* '87 Eds. K.Atsumi et al. (Tokyo Denki University Press, Japan, 1988) pp. 346-349.

原稿受付日	平成6年7月25日
-------	-----------