

心電図・心磁図併用による心臓診断

Human heart diagnosis by means of the ECG and MCG

土井 達也、 早野 誠治、 斎藤 兆古
T. Doi, S. Hayano, and Y. Saito

法政大学 工学部

College of Engineering, Hosei University

1. はじめに

人間のみならず多くの生物の心臓は電気信号で筋肉が刺激され血液の循環を司る役割を担っている。このため、人間の心臓異常の診断に心臓の位置する体表面上の電圧を測定し、血液の圧力波、すなわち脈拍と同期した電気信号波形解析が有用であることが知られている。換言すれば、心電図(ECG)による心臓診断である。他方、超電導体の量子効果を利用して高感度磁束計(SQUID)が開発され、心臓の位置する体表面上の磁界分布(MCG)を測定することが可能となっている。測定された磁界分布から心臓内の磁界源の位置・大きさ等を推定し、心電図では得られなかったより詳細な心臓診断を行う研究がなされている。局所的に測定された磁界から磁界源を推定する問題はいわゆる逆問題を解くことに帰する。この逆問題は大きく分けて、媒質の形状や性質を求める媒質推定に関する逆問題とフィールド源の分布や性質を求めるフィールド源推定に関する逆問題に分類される。媒質推定に関する逆問題は恐らく1823年に数学者のAbelが、ある質量を持つ粒子を既知の速度で摩擦の無いスロープに投げ、粒子が投げた点に戻るまでの時間を測定し、スロープの形状を求めることを試みた時点まで遡るとができるであろう。すなわち、逆問題的発想の原点は、形状や媒質等が未知の対象に対して外部からある入力に対する応答を調べることで対象の形状や媒質等を求めんとすることにある。Abelの問題は対象の性質・媒質が既知であり、形状のみを未知としている。一般に、媒質推定に関する逆問題は、得られる情報が理想的であれば、解析的に解くことができる。Abelの問題もAbel型の積分方程式を解くことに帰し、Abelはスロープの形状を求めることに成功した[1]。これらの媒質推定に関する問題の医学的実用例としてComputed Tomography(CT)がある。1917年数学者のRadonが、ある形状が未知の対象に対してすべての方向からの投影データを得れば、対象物体の形状が求まることを証明した[1]。その後、 γ 線を用いたOllendorffの実験やR1を用いたKuhlの実験成果を基礎として、HounsfieldとAnbroseがX線CTの実現に成功した[2]。他方、100年以上の歴史を持つ逆問題として地球表面上の引力分布の測定から地球内部の密度分布を求めんとする逆問題がある。媒質推定に関する逆問題との本質的な違いは、求める対象が形状や媒質等でなく地球表面上に引力を与える引力源分布であり、得られる情報が地球表面における

引力分布のみであり、地球内部の情報は得られない点であろう。このような求める対象がフィールド源であり、且つ情報として得られるフィールドが全域でなく局所的である。明らかにこの問題は前述のフィールド源推定に関する逆問題である。Stokes(1867)やNeumann(1906)等は、フィールド源推定に関する逆問題は情報量(対象物内のフィールド)の欠落から、一意的な解が求まらずある程度の曖昧さを持つ解しか得られないとの結論を示している[1]。

以上のように逆問題は媒質推定とフィールド源推定に関する問題に分類され、媒質推定に関する逆問題は外部から既知のフィールドを対象に加え、その応答を理想的に測定可能であれば一意的な解が期待できる。他方、フィールド源推定に関する逆問題は、測定できるフィールドが局所的である限り一意的な解は期待できない。これは心磁図(MCG)から逆問題を解くことで電流分布を求め、その結果から確実な心臓診断は不可能であることを意味する。では、導電率推定、すなわち媒質推定に関する逆問題としては解くことが可能であろうか？CTを用いて心臓の断層撮影は可能である。従って、媒質推定に関する逆問題としては解けることとなる。しかし、導電率推定に限定した場合、心臓の電気現象は簡単でなく、心筋の伸縮を司る神経の刺激は電気信号として伝達されるが、この電気信号が伝わる経路そのものは正常な場合と異常な場合で異なるけれども一定している。問題は電気信号が伝わる経路の導電率は常に一定でなく、電気信号が伝わるつど経路の導電率が変化すると考えられる点にある。すなわち電気的な観点から、導電率の大きくなる経路は一定しているが、時間的には変化していると見なされる。これは、生体内の電気信号伝達のメカニズムが、神経細胞に電荷が蓄積されある数居値を越える電圧に達した時点で次の細胞に電荷が移動する形式で行われることに起因する。従って、単純なCTによる媒質分布の撮影では完全な心臓の異常診断は極めて困難と考えられる。このため、心臓の導電率推定に関する逆問題は、単純な媒質推定に関する逆問題として取り扱うことは不可能であり、心臓自身の持つ未知フィールド源を前提とする媒質推定に関する逆問題となる。しかし、フィールド源推定に関する逆問題は一意的な解が期待できない。このため、逆問題を解く方法でなく、近似的であれ一意的に決まる巨視的な電流分布を求める方法として、測定された磁界の回転(rotation)演算を行い対象に投影するベクトルアローマップ法[3,4]等が提唱されている。本稿では、この磁界系に関するベクトルアローマップを特に磁界ベクトルアローマップと呼ぶ。では、心電図は心臓の位置する体表面上の電圧分布であるから、電圧の勾配(gradient)演算から電界に関するベクトルアローマップが得られるであろう。本稿ではこれを電界アローマップと呼ぶこととする。

本稿は磁界と電界のベクトルアローマップの内積を取ることによって心臓の位置する体表面上の電力密度分布が心臓内の導電率分布に対応することを有限要素法によるシュミュレーションで示すものである。これは、同一フィールド源に起因する異なるフィールドを独立に測定して得られる情報を利用する制御工学のセンサー・フュージョンの考え方を生体の異常疾患診断に導入せんとするものであり、単に生体系のみならず他の非破壊検査にも適用可能である。筆者らは既に、金属中の欠損探査に関する逆問題に磁界・電界併用法を適用し、測定される情報

が限定される劣条件下であっても複数個の欠損が高精度で推定可能であることを報告した[5]。

2. 心臓の電気現象

2.1 電気刺激系と区間モデル

心臓の電気刺激系は、洞房結節、房室結節、ヒス束、右脚、左脚およびプルキンエ線維からなる。洞房結節はPacemaker的に電気信号を発生し、周囲の心房筋に伝導した後、房室結節に集電され、ヒス束を通じて右脚と左脚に分かれて電流が流れる。左脚の電流は前方線と後方線に分流し、脚枝は樹枝状に細かく枝分かれして心内膜側より筋層内に分布して、末端のプルキンエ線維で電流の流れが終る。これらの電気刺激系は単に導電率が大きい部分から構成される系と考えるべきでなく、電荷蓄積による電圧増加が導電率を大きくする系と解釈すべきであることが通常の電気回路と本質的に異なる。しかし、ある部分からある部分へ電流が流れる区間は一種の単純な静的電流分布系としてモデル化することは第一近似として充分であろう。本稿では、この第一近似の区間モデルを前提とする。

2.2 基礎方程式

心臓の電気刺激系のある区間は導電率が大きい部分と小さな部分からなる導体に直流電流が分布する静的電流系で表されるとする。電流密度 J と電界 E の関係はオームの法則

$$J = \kappa E \quad (1)$$

で与えられる。ここで、 κ は導電率である。変位電流が無視できる場合、電流は、次の条件

$$\nabla \cdot J = 0 \quad (2)$$

を満足しなければならない。他方、電界 E は電圧 V の関数であり、

$$E = -\nabla V \quad (3)$$

で表されるから、結局、

$$\nabla \cdot (\kappa \nabla V) = 0 \quad (4)$$

が支配方程式となる。

2.3 磁界・電界ベクトルアローマップ

任意の直方体領域で静的電流系が成り立つと考え、(4)式の支配方程式を有限要素法で離散化する。直方体底面の一端に正の電圧、残りの端部の一端を零電圧、区間モデルの直方体と他の部分との境界はノイマン境界条件が成り立つと仮定す

る。これは、実際の心臓では必ずしも成り立つ境界条件で無い。しかし、区間モデルの位置する体表面の磁界・電界分布からモデル内の導電率分布が推定可能かどうかのシミュレーションモデルとしては妥当なモデルである。

図1(a)は正確な電流分布である。図1(b)はモデル内を流れる全電流による直方体表面に垂直方向の磁界をrotation演算することで求めた磁気アローマップであり、図1(c)は直方体表面電圧をgradient演算することで求めた電界アローマップである。図1(d)は磁界と電界アローマップの内積による電力密度分布である。図1(d)の結果から、体表面に近い部分の導電率は比較的正確に推定可能であることが判る。

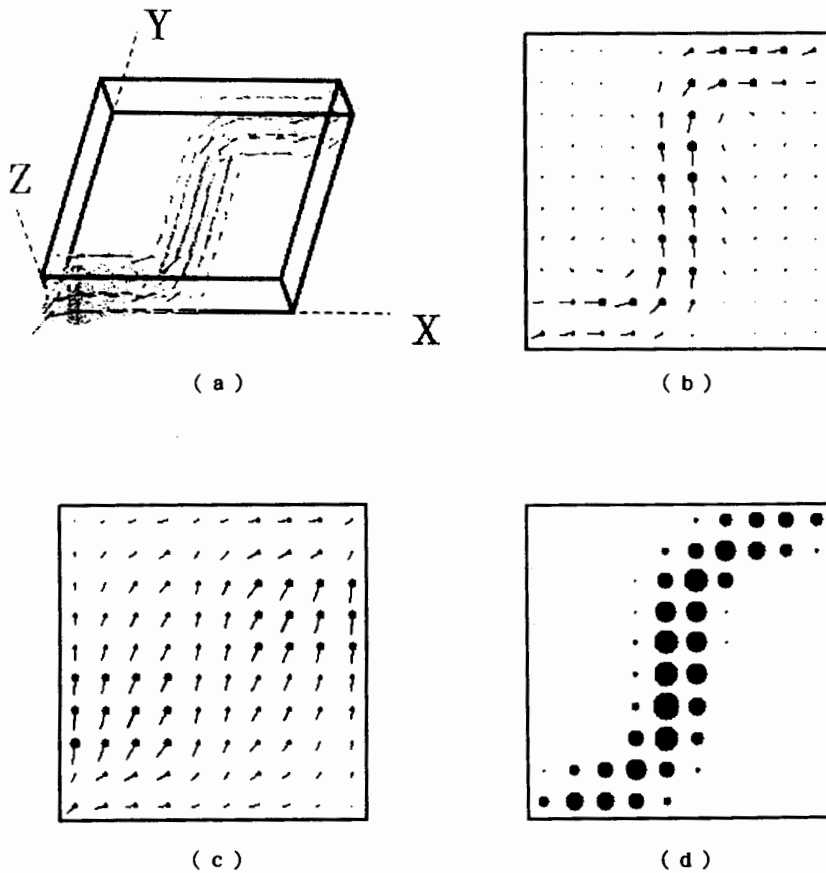


図1 シミュレーション結果。(a)正確な電流(導電率)分布。(b)磁界アローマップ、(c)電界アローマップ、(d)電力密度分布。

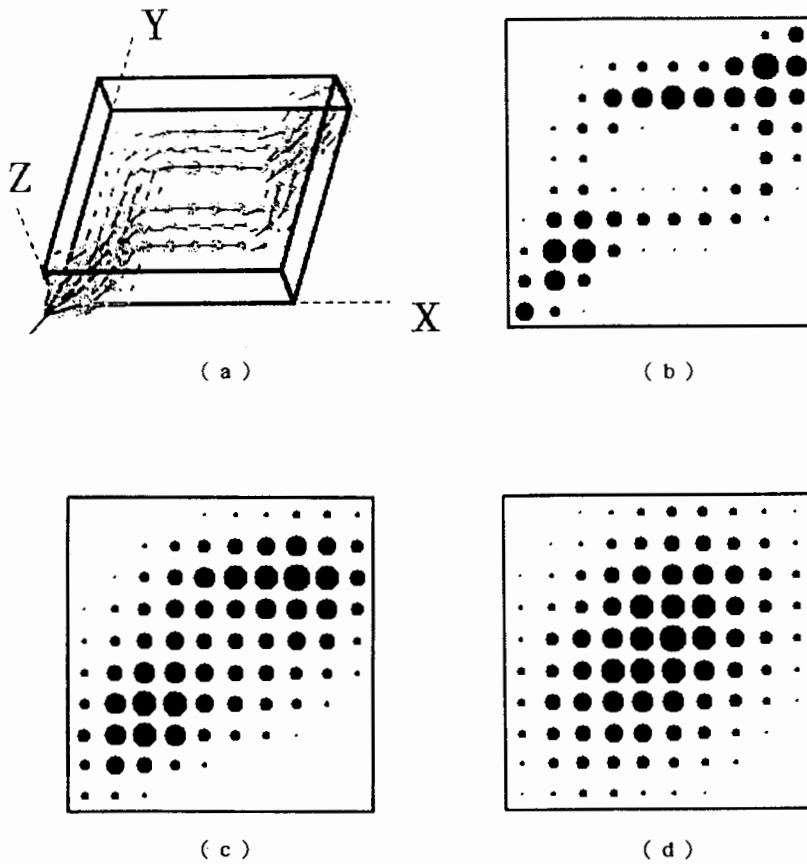


図2 シミュレーション結果。(a)正確な電流（導電率）分布。(b)測定面が近い場合、(c)測定面が(b)図より3倍離れた場合、(d)測定面が(b)図より7倍離れた場合、それぞれの電力密度分布。

しかし、図2(a)-(d)に示すように比較的体表面から深部にある導電率分布は正確に推定できないが、全体的な電流の把握は可能である。実際の心臓では起電力が存在する部分も含むため、電力が消費される部分のみならず電力が発生する部分が負の電力密度で示される。図3(a)-(d)に示すように実際のデータに本稿で提案する方法を適用した場合、明らかに正常な心臓と疾患のある心臓では明確な相違が観察される。従って、磁気ベクトルアローマップと電界アローマップを独立に診断資料として考えるよりも、本稿で提案する両者を併用する方法は極めて有効であると考えられる。また、逆問題を解く必要がないので、常に一意的な結果が得られることも大きな利点と考えられる。より詳細で精密な診断資料を得るには逆問題解析手法の確立を待たざるを得ないであろう。

謝 辞

本稿で採用したMCG・ECGデータを快く提供して頂いた徳島大学医学部第二内科の中屋教授に厚くお礼を申し上げます。

参考文献

- [1] Anger G., "Inverse Problems in Differential Equations", Plenum Press, 1990, New York.
- [2] 岩井喜典、他 編著、「医用画像診断装置-CT, MRIを中心として-」、コロナ社、1988、東京。
- [3] Nakaya Y. et al., "Isomagnetic maps in right ventricular overloading, Journal of Electrocardiology, 21, 2, 1988.
- [4] Watanabe K. et al., "Analysis of activation sequence by isomagnetic and vector arrow maps", Atumi et al. Ed., Biomagnetism'87, Tokyo Denki University Press.
- [5] Doi T. et al., "Hibrid electric and magnetic fields approach to defect search in conductive materials", Y. Ishihara and E. Matsumoto Ed., Abstracts the Second Japanese-Czech-Slovak Joint Seminar on APPLIED ELECTROMAGNETICS IN MATERIALS, January 19-21, 1994, Kyoto, Japan, pp.43-46.
- [6] 土井、早乙女、早野、斎藤、電学論A、114巻4号、平成6年、掲載予定。

| | |
|-------|----------|
| 原稿受付日 | 平成6年2月8日 |
|-------|----------|