

心磁図・心電図併用法による心臓内電力分布の推定

学生員 土井 達也 (法政大)
 非会員 中屋 豊 (徳島大)
 正員 早野 誠治 (法政大)
 正員 斎藤 兆古 (法政大)

Analysis of Power Distribution by a Hybrid MCG and ECG Approach
 Tatsuya DOI, Student Member, *Yutaka NAKAYA, Non-member,
 Seiji HAYANO, Member, and Yoshifuru SAITO, Member
 (Hosei University, *Tokushima University)

To investigate the electrical activity in the human heart by the electrocardiogram (ECG) is one of the inverse source problems which are difficult to get a unique solution. This paper proposes an approach to identifying the electrical activity in the human heart by measuring both of the local magnetic and electric fields. As a result, it is revealed that our method makes it possible to show the distinguished different power distributions depending on the human hearts.

キーワード：心臓内興奮伝導経路、心磁図、心電図、逆問題解析

1. まえがき

人間のみならず多くの生物の心臓は、電気信号により心筋が収縮することによって血液の循環を司る役割を担っている。心電図 (ECG) は、この心筋の収縮を促す活動電位による電位分布を記録したものである。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、心臓の活動電流により生じる磁界を体表面上の磁界分布 (心磁図; MCG) として測定することが可能となった。この心磁図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心起電力情報を探す試みがなされている⁽¹⁾。心臓の電気活動に起因する電界分布または磁界分布から心筋活動や興奮伝導経路を推定することは、心臓の電気現象を知る上で重要である。

一般に、局所的に測定されたフィールド分布からフィールド源を推定する問題は、フィールド源推定の逆問題と呼ばれる⁽²⁾。このようなフィールド源の分布や大きさを求めるフィールド源推定の逆問題は、測定できるフィールドが局所的であるために一意的な解は期待できない。他方、媒

質推定の逆問題は外部から既知のフィールドを対象に加えることができ、さらに、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。この媒質推定に関する逆問題の医学的実用例としては、X線などを用いたComputed Tomography (CT) がある⁽³⁾。しかしながら、心臓の電気活動に起因する電位分布または磁界分布から心筋活動や興奮伝導経路を推定する問題は、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。このために、心磁図または心電図から心筋活動や興奮伝導経路を推定する問題は、一意的な解が得られない。

QRS期の心臓の興奮伝導は、ナトリウムイオンの流入によってなされ、その後にカルシウムイオンが流入し、活動電位を維持し、その後カリウムイオンの流出が起り、活動電位は静止状態に戻る。心筋の収縮はカルシウムイオンが上昇することにより起り、ほぼ活動電位のプラトー相に一致する。心電図のQRS波は、活動電位の立ち上がり部分から成り立ち、心室内へ興奮が広がる時に生じる。このため、興奮が広がる興奮前面で電力が最も消費されていると考えられる。

以上のことから、本稿では、心電図および心磁図を併

用し、心臓の電気活動に起因する電力分布の時間変化を推定することで心筋活動を評価する方法を提案する。

本稿で提案する方法では、まず最初に、電位基準点の影響をなくすため、測定面上の電位分布の勾配をとることにより電界分布を計算する。得られた電界分布から Sampled Pattern Matching法（試行パターン一致法。以下、SPM法と略記）によって対象領域内の3次元的な電圧双極子分布を推定する^(2,4-9)。同様に、測定面上の磁界分布からSPM法によって対象領域内の3次元的な電流双極子分布を推定する。さらに、推定された各点での電圧双極子ベクトルと電流双極子ベクトルの相関（内積演算であり、有効電力の計算と等価である。）を取り、電力分布を求める。

簡単なモデルを用いて計算機シミュレーションを行い、本稿で提案する方法の妥当性を調べる。さらに、実際に測定された心磁図および心電図を用いて心臓内の電力分布の推定を行い、正常な場合と伝導障害がある場合の心臓内電力分布の時間変化の相違を示す。

2. 実際の心臓への応用

< 2・1 > 心臓の興奮伝播と区間モデル 心臓の興奮は、洞房結節の自動能による活動から始まる。洞房結節の自発興奮を受けて、洞房結節周囲細胞が興奮し、その後、右心房、左心房、房室結節、ヒス束を通じて右脚と左脚に分かれ、末端のプルキンエ線維、心室作業筋で終る⁽¹⁰⁾。

QRS期の心臓の興奮伝導は、ナトリウムイオンの流入によってなされ、その後カルシウムイオンが流入し、活動電位を維持し、その後カリウムイオンの流出が起こり、活動電位は静止状態に戻る。心筋の収縮はカルシウムイオンが上昇することにより起こり、ほぼ活動電位のプラトー相に一致する。心電図のQRS波は、活動電位の立ち上がるの部分から成り立ち、心室内へ興奮が広がる時に生じる。今回の検討は、各瞬時の心室における興奮前面を示したもので、その時に電力が消費される。従って、本方法は、心室内の興奮伝播過程を検討するのに有用であるとみなされる。心筋の収縮は、この電気現象をトリガーとして、化学エネルギーを利用して起こる。

一方、心臓の媒質は、その部位によって電気抵抗は異なり、誘電率も存在する。しかし、本稿では電力分布を推定することにより、心筋の活動を評価する。電気抵抗は大きくても一定の電流が流れるとすれば電力は消費され、逆に電気抵抗が小さくても電流が小さければ電力は消費されない。この意味から、電力分布の評価は、媒質の電気伝導度とは独立に、心臓の活動を評価する指標とみなせるであろう。換言すれば、電力分布による評価法は、心臓の電気系を定電圧源または定電流源と看做すかの問題と無関係であ

る。このような観点から、本稿ではシミュレーションモデルとして、電圧が一定で抵抗が異なるモデルを仮定した。このシミュレーションモデルでは、当然であるが、電力が高くなる部位は電気伝導度の高くなる部分である。

以上のことから、興奮伝播経路推定の区間モデルとして、心臓を含む直方体領域で静的電圧・電流系が成り立つと考える。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ない。しかし、局所的に測定された磁界・電界分布から心臓内の電力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。

< 2・2 > 計算機シミュレーション 直方体中の導電率の大きい部分に静電流が流れているモデルを考え、測定面上の電位および磁界分布から逆問題解析法を用いて電力分布を推定する。

本稿で用いる方法は、まず最初に、電位の基準点の影響をなくすため、測定面上の電位分布の勾配を取り、電界分布を計算する。この電界分布からSPM法によって直方体内部の各離散化点の電圧双極子ベクトル \mathbf{v} を推定する^(7,8)。

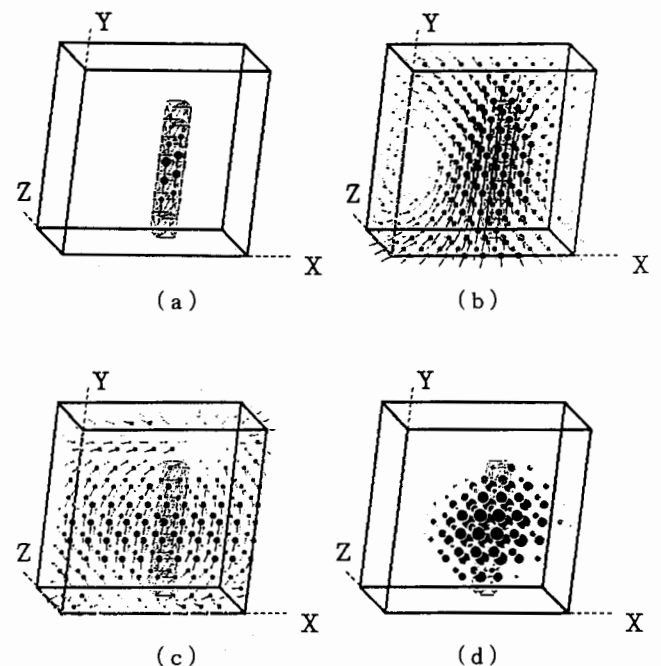


図1 シミュレーション結果。(a) 正解の電力分布部位および電流分布、(b) 局所的な磁界分布から推定した電流双極子ベクトル分布、(c) 局所的な電界分布から推定した電圧双極子ベクトル分布、(d) 電力分布。

Fig. 1. Simulation results. (a) Exact power distributing part and current distribution, (b) an estimated current dipole distribution, (c) an estimated voltage dipole distribution, and (d) an estimated power distribution.

この電圧双極子ベクトル v の3次元的な分布から、直方体内部全体の電圧分布を推定する。同様に、直方体表面上の局所的な磁界分布からSPM法によって直方体内部の各離散化点の電流双極子ベクトル i を推定する^(4,5,6)。この電流双極子ベクトル i の3次元的な分布から、直方体内部全体の電流分布を推定する。そして、(1)式に示すように各離散化点で推定された電流双極子ベクトル i と電圧双極子ベクトル v の内積を取ることで各点における電力 p を得る⁽⁹⁾。

$$p = i \cdot v \quad (1)$$

図1に本方法を用いた電力分布推定のシミュレーションによる例題を示す。図1(a)は、正解の電力分布部位および電流分布である。図中のメッシュ部分は導電率の高い部分を表し、黒点の大きさおよび方向は、それぞれ電流の大きさと方向を表す。このとき、測定面は原点から最も遠いXY平面（以後、本論文では、この面を直方体上面または測定面と書く）とする。図1(b)は、測定面に垂直方向な磁界（磁界のZ方向成分）分布からSPM法によって推定された3次元的な電流双極子ベクトル分布である。図1

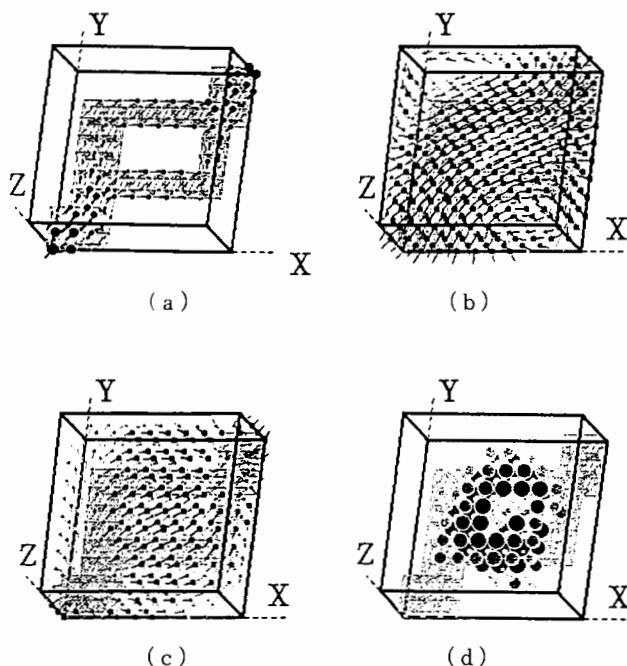


図2 シミュレーション結果。(a) 正解の電力分布部位および電流分布、(b) 局所的な磁界分布から推定した電流双極子ベクトル分布、(c) 局所的な電界分布から推定した電圧双極子ベクトル分布、(d) 電力分布。

Fig.2. Simulation results. (a) Exact power distributing part and current distribution, (b) an estimated current dipole distribution, (c) an estimated voltage dipole distribution, and (d) an estimated power distribution.

(c)は、測定面の電界分布（電界のXおよびY方向成分）からSPM法によって推定された3次元的な電圧双極子ベクトル分布である。図1(d)は、図1(b)と図1(c)で得られた各点での電流双極子ベクトルと電圧双極子ベクトルの相関（内積演算であり、有効電力の計算と等価）を取ることで得られた3次元的な電力分布である。図1(b)および(c)の推定結果では解に曖昧さを含んでおり、導電率の高い部分をおおまかにしか推定できない。しかし、図1(d)では図1(b)および(c)の2つの推定結果の相関をとることによって、電力が消費される部位が特定できていることがわかる。

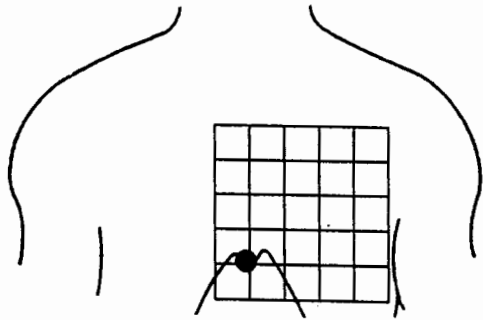
図2に図1よりも電力が消費される経路が複雑な場合のシミュレーション結果を示す。図2(a), (b), (c), (d)は、それぞれ、正解の電力分布部位・電流分布、推定された電流双極子ベクトル分布、推定された電圧双極子ベクトル分布、および各点の電流双極子ベクトル [図2(b)] と電圧双極子ベクトル [図2(c)] の相関を取ることで得られた電力分布である。図2(d)の結果から、電力が消費される経路が2個に別れている部位が推定されていることがわかる。

図1および図2の結果から、磁界と電界分布測定結果を併用することによって直方体内部の電力が消費される部位がある程度推定可能であることがわかる。なお、測定面上の磁界分布および電位分布の計算には有限要素法を用いた。

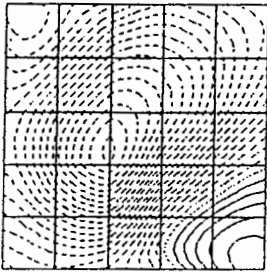
< 2・3 >心磁図・心電図併用による電力分布推定 実際の心臓では、心磁図マップによって測定された体表面上の局所的な磁界分布からSPM法によって直方体内部の3次元的な電流双極子ベクトル分布を推定する。続いて、電位の基準点の影響をなくすため、心電図マップから得られた体表面上の電位分布から電界分布を計算する。この局所的な電界分布からSPM法によって直方体内部の3次元的な電圧双極子分布を推定する。そして、推定された電流双極子分布と電圧双極子分布の相関を取ることで得られる電力分布から心臓内の興奮伝播経路推定を行う。

実際の心臓の心磁図・心電図マップのデータを適用した例を図3-6に示す。

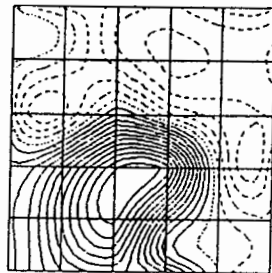
図3(a), (b), (c)は、それぞれ心電図・心磁図マップの測定基準点位置、正常例のQRS波の開始から34[ms]での心電図マップおよび心磁図マップである。図3(a)中の●印は、測定の際の基準点であり、剣状突起 (The xyphoid) に対応する。メッシュの交点は磁界と電圧の測定点(6x6=36点)である。図3(b)中の破線は正の電位、実線は負の電位を表す。図3(c)は体表面上に垂直方向の磁界分布であり、破線は体表面から出てくる方向の磁界分布、実線は体表面に入っていく方向の磁界分布を表す。



(a) 測定位置の基準点



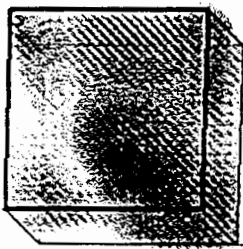
(b) 心電図マップ



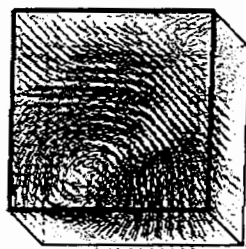
(c) 心磁図マップ

図3 実際の正常な場合の心電図マップと心磁図マップ。QRS波開始より34.0[ms]。図(a)中の●印は、基準点であり、剣状突起の位置と対応する。

Fig.3. An ECG and MCG of a normal human heart at QRS 34.0[ms]. (a) Reference point, (b) ECG, and (c) MCG.



(a)



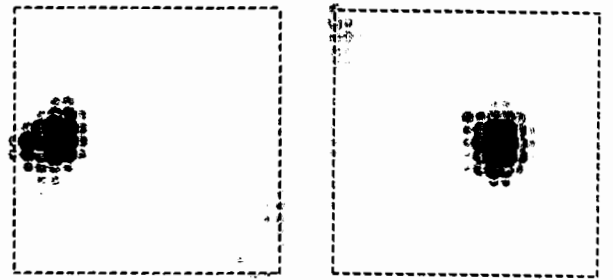
(b)



(c)

図4 心臓内の電力分布推定結果。(正常な場合, QRS波開始より34.0[ms])。(a)心電図マップ[図3(a)]から推定された電圧双極子ベクトル分布、(b)心磁図マップ[図3(b)]から推定された電流双極子ベクトル分布、(c)電力分布。

Fig.4. The estimation of a power distribution in a normal human heart at QRS 34.0 [ms]. (a) An estimated voltage dipole distribution from the ECG data, (b) an estimated current dipole distribution from the MCG data, and (c) an estimated power distribution.

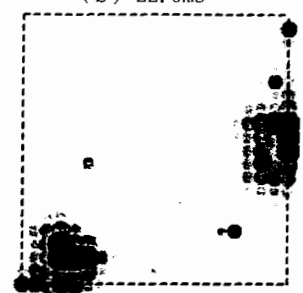


(a) 16.0ms

(b) 22.0ms



(c) 34.0ms



(d) 40.0ms

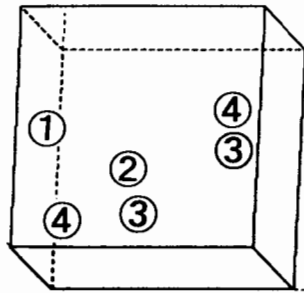
図5 実際の心電図マップと心磁図マップから推定された正常な場合の心臓内の電力分布。

Fig.5. The estimated power distributions in a normal human heart at each time.

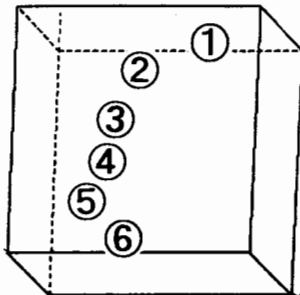
図4は、正常な心臓の例で、QRS波の開始から34msにおける推定結果である。図4において、図4(a)、(b)、(c)は、それぞれ、図3(a)の心電図マップから推定された電圧双極子分布、図3(b)の心磁図マップから推定された電流双極子分布、各点で推定された電圧双極子ベクトル[図4(a)]と電流双極子ベクトル[図4(b)]の相関をとることによって得られた電力分布を示す。このような電力分布推定を各時間毎に行い、推定された電力分布の時間変化から心臓内の興奮伝播経路を推定する。

図5は、正常な場合の各時点における推定された電力分布を示す。図5において、破線で囲まれる領域が測定面を表わし、各点で推定された電力の大きさは濃淡で表してある。

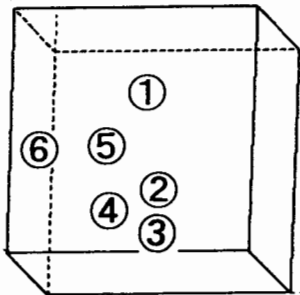
図6は、正常例、Right bundle branch block (以後、RBBBと略記)、Left bundle branch block (以後、LBBBと略記)、Wolff-Perkinson-White (以後、WPWと略記)症候群における心臓内の電力分布推定の結果を示す。図中の番号は、各瞬間に最も強く推定された電力分布の位置を示す。例えば、図6(a)は、図5の各時点で最も強く推定された電力分布の位置を同一の図に番号でプロットしたものである。明らかに、正常と各疾患例で推定された電力分布の時間変化は明確に異なる。しかし、本方法で求められた電力分布の時間変化は、実験などで得られた興奮伝播過程とは必ずしも一致しない。すなわち、実験などでは、1ヶ所から起こった興奮が半円上に広がっていくが、本方法では、電力分布が比較的狭い範囲で推定されている。これは、



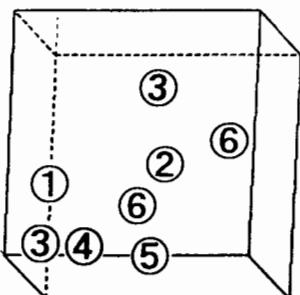
QRS [ms]:
①16.0, ②22.0, ③34.0, ④40.0,
(a) 正常例



QRS [ms]:
①10.0, ②30.0, ③50.0, ④70.0, ⑤90.0, ⑥110.0
(b) RBBB



QRS [ms]:
①10.0, ②30.0, ③50.0, ④70.0, ⑤90.0, ⑥110.0
(c) LBBB



QRS [ms]:
①0.0, ②10.0, ③20.0, ④40.0, ⑤60.0, ⑥80.0
(d) WPW症候群

図6 実際の心電図と心磁図から推定された心臓内の電力分布の時間変化。

Fig.6 The time variation of power distribution in the human heart estimated by employing both of the ECG and MCG.

興奮が半円状に広がった場合には、全体を代表する1個の電圧・電流双極子で推定されるためである。従って、RBBB、LBBB、WPW症候群では、初期の興奮はよく捉えられるが、中期以後はあまり広がりが見られず、これが本方法の限界と考えられる。

3. まとめ

本稿では、心電図・心磁図を併用し、逆問題解析の一方であるSPM法を用いることで、心臓内の電力分布の時間的な変化を推定し、興奮伝播経路を特定する方法を提案した。この方法を簡単なシミュレーションモデルに適用し、局所的に測定された電界・磁界分布から対象領域内部の電力分布を推定することで、電力が消費される部分を推定することが可能であることを示した。さらに、実際の心電図・心磁図に適用した結果、正常例と各疾患例で推定された電力分布の時間変化が明確に異なることが判明した。しかし、現段階では、異なった疾患をもつ患者のデータ解析をしたところ異なった結果が得られただけであり、実際の診断への応用には医学的な検証が必要である。本手法の心臓診断への有効性の検証が、今後の課題である。

(平成7年5月26日受付、同7年8月14日再受付)

文 献

- (1) K. Watanabe, A. Takeuchi, M. Katayama, Y. Fukuda, M. Nomura, M. Sumi, M. Murakami, Y. Nakaya, and H. Mori, *Biomagnetism '87*, K. Atsumi, et al. Ed., Tokyo Denki Univ. Press, (1988), pp. 346-353.
- (2) 斎藤、電学論A, 114巻6号、平成6年4月、pp. 432-438.
- (3) 岩井、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。
- (4) Y. Saito, E. Itagaki, and S. Hayano, *J. Appl. Phys.*, Vol. 67, No. 9, May (1990), pp. 5830-5833.
- (5) H. Saotome, K. Kitsuta, S. Hayano, and Y. Saito, *IEEE Trans. Magn.*, MAG-29, No. 2 (1993), pp. 1389-1394.
- (6) H. Saotome, K. Kitsuta, S. Hayano, and Y. Saito, *Int. J. Appl. Electromag. Matrls.*, 3, No. 4, (Elsevier Pub. Co. LTD), (1993), pp. 297-306.
- (7) H. Saotome, T. Doi, S. Hayano, and Y. Saito, *IEEE Trans. Magn.*, MAG-29, No. 2 (1993), pp. 1861-1864.
- (8) 土井、早乙女、早野、斎藤、電学論A, 114巻4号、平成6年4月、pp. 290-295.
- (9) T. Doi, S. Hayano, and Y. Saito, 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.
- (10) 堀川 著、心臓の電気現象、東京電機大学出版局、昭和57年、東京。

土井 達也 (学生会員) 1969年5月9日生。1994年3月法



政大学大学院工学研究科電気工学専攻修士課程修了。現在、同大学大学院工学研究科電気工学専攻博士後期課程在学中。主として、生体系逆問題および非破壊検査に関する研究に従事。日本AEM学会会員。

中屋 豊 (非会員) 1948年7月24日生。1973年3月徳



島大学医学部卒業。1980年徳島大学医学部第2内科助手、1989年同講師。1994年徳島大学医学部特殊栄養教授、現在に至る。心磁図法の臨床応用、血管の細胞生物学の研究に従事。医学博士。日本ME学会、日本内科学会、日本生体磁気学会、日本循環器学会会員。

早野 誠治 (正員) 1947年7月6日生。1977年3月法政



大学大学院工学研究科修士課程修了。同年同大学助手、1993年同専任講師、現在に至る。電気磁気学の講座を担当。主として、計算電磁力学および磁化特性のモデリングに関する研究に従事。工学博士。IEEE、応用磁気学会、日本生体磁気学会、日本AEM学会会員。

斎藤 兆古 (正員) 1946年7月24日生。1975年3月法政



大学大学院工学研究科博士課程修了。同年同大学助手、1976年同講師、1978年同助教授、1987年同教授、現在に至る。電気磁気学、電気機器、エネルギー変換工学および大学院応用数学、電磁力学、磁気工学の講座を担当。主として、計算電磁力学、磁気工学およ

び高周波変圧器に関する研究に従事。工学博士。International Journal of Applied Electromagnetics in Materials, Advisory Editorial Board。IEEE、電子通信情報学会、応用磁気学会、日本生体磁気学会、日本AEM学会、Electromagnetics Academy (MIT) 会員。