低周波磁界による人体内誘導電流評価

— 定量的評価手法の開発と臓器導電率の影響 —

正員 山崎 健一 (電力中研)

正員 河本 正 (電力中研)

正員 藤波 秀雄 (電力中研)

正員 重光 司 (電力中研)

Investigation of ELF Magnetically Induced Current Inside Human Body

— Development of Estimation Tools and Effect of Organ Conductivity —

Kenichi Yamazaki, Member, Tadashi Kawamoto, Member, Hideo Fujinami, Member, and Tsukasa Shigemitsu, Member
(Central Research Institute of Electric Power Industry)

Regarding the possibility of biological effects caused by exposure to ELF (extremely low frequency) magnetic fields, magnetically induced current inside the human body has been a focus of research. To clarify the induced current characteristics inside the human body, we developed estimation tools. One was a numerical calculation code and the other was a human model. The numerical calculation code was based on a surface charge method. The human model was composed of several organs and other parts of the human body, whose shapes were spheroids or cylinders. Organs taken into account were the brain, heart, lungs, liver and intestines. The validity of the calculation code was shown by comparing it with an analytical solution using a homogeneous spheroid model. The discrepancy was within 6.5%. The applicability of the code to the human body were shown. In addition, by applying the calculation code to the human model, effects of the organ conductivity difference to the induced current distribution were estimated. As a result, the value of organ conductivity very much affected the induced current distribution inside the human body.

キーワード：低周波磁界，生体，誘導電流，表面電荷法，モデリング

1. はじめに

近年，低周波磁界と生体との相互作用を明らかにするための広範囲の研究が行われ，数多くの知見が蓄積されてきた[1-3]．環境における微弱磁界の健康影響の可能性を調べる規模の大きい実証研究は，米国を中心に一応収束の方向にある[4]．しかし一方では安全性評価の観点から，各機関により人体の磁界ばく露についての防護指針が制定されるようになっており，ICNIRP（国際非電離放射線防護委員会）においては，1998年4月に防護指針が制定され[5]，またEUにおいても同指針の導入が決定するなど，磁界防護指針制定に関する動きが活発である．これらの指針における磁界制限値は，変動磁界により人体組織内に生じる誘導電流の神経系への刺激作用を根拠とし，ばく露磁界の指標として人体内誘導電流密度が用いられている．低周波領域においては，変動磁界により2次的に生体内に生じる誘導電流の効果によるものとする考え方が，現在考えうる磁界の生体作用メカニズムとして広く受け入れられており，防護指針の適用にあたっては，基準となる人体内誘導電流密度から，これに対応する外部磁界への換算が行われる．人体内における誘導電流を直接計測することは困難なため，多くはある人体モデルを仮定して，計算により体内誘導電流の評価が行われる．IRPA/INIRC（国際放射線防護学会／国

際非電離放射線委員会）による暫定指針[6]，DIN/VDE（ドイツ規格協会／ドイツ電気技術者協会）規格[7]，NRPB（英国放射線防護評議会）指針[8]，ACGIH（米国産業衛生監督官会議）指針[9]，およびCENELEC（欧州電気標準化会議）規格[10]など，先に述べたICNIRPを除く各指針では，人体モデルとして，球や楕円体など解析解の存在する単純な形状の単一媒質を仮定し，誘導電流と外部磁界の換算が行われている．しかしながら，生体内部は電氣的に様ではなく，導電率の異なる組織で構成されているため，人体内誘導電流分布を精度良く把握することについての関心が高まっており，近年の計算機の進歩も相まって，多臓器を模擬する人体モデルを用いた数値計算が多く行われるようになってきている．これまでに，カナダVictoria大学（Stuchlyら）[11-21]，米国Utah大学（Gandhiら）[22-26]，英国NRPB[27]，フランス電力庁（EDF）[28-30]，イタリア電力公社（ENEL）[31]などにおいて，多臓器を模擬する人体モデルを構築し，誘導電流の評価研究が進められている．また，わが国では人体頭部モデルを用いて，磁気閃光に関連する網膜誘導電流を見積もった和氣らの報告[32]がある．

これらの報告では，適用する数値計算手法，発生磁界の形態，誘導電流の評価方法，人体モデルなどが，多岐にわたっている．数値計算手法は，インピーダンス法[11-14, 22-24, 27, 32]，FDTD法（有限差分時間領域法）[25, 26]，SPFD

法（スカラーポテンシャル差分法）[15-21,27], TRIFOUコード（人体部分は有限要素法, 空気との境界は境界要素法）[28-30], 境界要素法[31], などが適用されている。発生磁界形態は, 直交する3方向の一樣磁界とするものがほとんどであるが, 架空電力線活線作業など電力線近傍での磁界ばく露を想定したもの[14,20,21,28,29]や, ヘアドライヤー, 電気シェーバー, 電気毛布等の電気機器使用時を想定したもの[13,23,24]などがある。結果の評価方法には, 誘導電流か誘導電界か, 平均値か最大値か, 評価位置を人体全体とするか特定の臓器とするか等, 多くの選択肢がある。数値計算に用いる人体モデルとしては, 解剖学的な3次元形状がMRI画像や標本に基づくデータにより構築されたものや, 各部位の対称性がデフォルメされたモデルなどがある。一方, 各臓器や組織の導電率など, 電気的パラメータについては, 参照する文献により大きく異なっているのが現状である。なお, 1996年にGabrielら[33]により, 統一的な手法により各臓器の導電率の実測を行った結果が報告されており, この値を採用した文献もあるが[15-21,27], 低周波では導電率の測定誤差が大きいとの記述もある。

現在までに, 人体内誘導電流評価を目指した多くの試みがなされているものの, 標準的な人体モデルや評価手法が確立するには至っていない。これらの多様性は, 現在のところ磁界の生体作用が明確ではなく, 影響を及ぼしうる磁界特性や作用部位が特定できない状況であることにも起因する。

我々は, 磁界の生体影響メカニズムが明確にされていない現状において, さまざまな磁界特性に対する人体内誘導電流分布を定量的／統一的に評価するためのツール（数値計算手法, 容易に再現可能な人体モデルの構築など）を開発し, 現状で考えうるパラメータの変動に対して, 人体内誘導電流分布がどのような影響を受けるかを明らかにすることを目的として研究を進めている。これらのツールの整備により, 外部磁界に対応する人体内部誘導電流を定量的に評価するための, 計算条件やモデルを明確に評価することが可能となる。

我々は, 数値電界計算の手法が, 低周波磁界による人体内誘導電流計算にも適用可能であることに着目し, 電荷重畳法による数値計算コードを開発し, またプローブ法による誘導電流測定システムを整備し, これらを用いて単純多媒質形状における誘導電流の基礎特性を明らかにしてきた[34]。この結果に基づき, 対象を人体モデルに拡張した。まず3次元表面電荷法による誘導電流計算コードを開発し[35], 回転対称形状の人体構成要素の組み合わせにより容易に再現可能な5臓器模擬の人体モデルを構築した。本論文では, はじめに開発した誘導電流計算コードの妥当性を示し, 次に本コードを構築した人体モデルに適用することにより誘導電流分布を定量的に把握できることを明らかにする。さらに本手法の適用による検討の一例として, 臓器の導電率の違いが, 人体内誘導電流分布に与える影響についての比較を行った。

2. 誘導電流計算法

<2.1> 基本方程式 これまでに電荷重畳法を, 単純多媒質形状における誘導電流計算に適用してきたが, 3次元人体モデルに適用するにあたり, 同じく数値電界計算法の一つである三角形表面電荷法[35,36]を用いることとした。表面電荷法は, 電荷重畳法や境界要素法などとともに境界分割型の計算手法であり, 各臓器などの人体構成要素の表面のみを模擬すればよい。そのため, 人体内全体を3次元要素により分割する必要がある有限要素法などの領域分割型の計算手法と比較して, 入力データ数が少なく, データ作成が容易である利点を有する。また, 電界重畳法と比較して, より任意の形状を模擬でき, 構成要素の位置や大きさを変化させて計算することも容易であるため, パラメータ変動による影響を調べる目的に最適である。一方, 曲面を三角形要素で模擬するため, 表面近傍の計算結果には, やや大きい誤差が含まれる点に注意が必要となる。

本手法での基本方程式は以下の通りである。

$$\nabla \times E = -j\omega B \quad (1)$$

$$\nabla \cdot J = 0 \quad (2) \text{ (電流連続の式)}$$

$$J = \sigma E \quad (3) \text{ (オームの法則)}$$

ここに, E : 誘導電界強度, B : 磁束密度, ω : 角周波数, σ : 導電率, J : 誘導電流密度である。時間微分は $j\omega$ に置き換えている。また, 2次磁界の効果を無視して考えているが, 根拠は以下の通りである。前報[34]において一樣磁界中の磁界方向に存在する無限長円筒を対象に, 厳密解に対する2次磁界を無視した解の比（相対誤差）の評価を行っており, 相対誤差 ε は(4)式で表わされることを示した。

$$\varepsilon = \frac{\omega \sigma \mu (2r_0^2 - r^2)}{8} \quad (4)$$

ここに, μ : 透磁率, r_0 : 導体の半径, r : 中心軸からの距離である。この式を用いて相対誤差の最大値を評価すると, 導電率 2.05 S/m , 身長 1.8 m （最大の半径 $r_0 = 0.9 \text{ m}$ ）を仮定した場合でも, 相対誤差は 10^{-4} のオーダーと推定され, 2次磁界の効果を無視して考えることができる。また, σ と $\omega \varepsilon$ の比較において, 生体が対象で商用周波程度の低周波の場合, $\sigma \gg \omega \varepsilon$ ($\varepsilon = 10^{-5}$ 程度) の関係が成り立つので変位電流の項は無視できる。

ここで, 以下に定義される磁気ベクトルポテンシャル A およびクーロンゲージを導入する。

$$B = \nabla \times A \quad (5)$$

$$\nabla \cdot A = 0 \quad (6) \text{ (クーロンゲージ)}$$

このとき媒質内で σ が一定とすれば, (1)~(3), (5), (6) 式より

$$E = -j\omega A - \nabla \phi \quad (7)$$

$$-\sigma \nabla^2 \phi = 0 \quad (8)$$

が導かれる。ここに, ϕ : 電気スカラーポテンシャルである。(8)式はラプラスの方程式であり, 電荷重畳法や表面電

荷法などの高精度の数値電界計算法が適用可能である。

媒質Aと媒質Bの境界面を考えると、

$$\sigma_A E_A \cdot n = \sigma_B E_B \cdot n \quad (9) \text{ (電流連続の条件)}$$

$$\phi_A = \phi_B \quad (10) \text{ (電位連続の条件)}$$

である。ここに、 n ：媒質Aから媒質Bへの境界面法線方向単位ベクトル、 σ ：導電率、 E ：電界、 ϕ ：電位であり、それぞれの添字は媒質A側、B側であることを示す。(9)式の E_A 、 E_B に(7)式を代入し、 A を外部磁界による磁気ベクトルポテンシャル A_0 に置き換えると、

$$\sigma_B \nabla \phi_B \cdot n - \sigma_A \nabla \phi_A \cdot n = j\omega(\sigma_A - \sigma_B)A_0 \cdot n \quad (11)$$

となる。(10),(11)式の電気スカラーポテンシャルとその勾配を、仮想点電荷の作用として表わし、仮想点電荷の電荷量を未知数として計算するのが電荷重畳法、これを表面電荷の作用として表わし、表面電荷の電荷量を未知数として計算するのが今回適用する表面電荷法である(表面電荷法では(11)式のみ使用)。なお、これらの数値計算手法は、電界が同時に存在する場に対しても適用可能である。

<2.2> 解析解との比較による数値計算法の妥当性検証

解析解との比較により、開発した数値計算コードの妥当性の検証を行った。対象モデルは、半長径100mm、半短径50mm、導電率2.0S/mの一樣媒質の、長軸を回転軸とする回転楕円体とし、磁界条件は、回転楕円体の楕円断面に直交する1 μ T (50Hz)の一樣磁界とした。この時、誘導電流は楕円断面にのみ成分が存在し、解析解は次式で表わされる[37]。

$$J = -j2\pi f B \sigma \frac{\sqrt{b^4 x^2 + a^4 y^2}}{a^2 + b^2} \quad (12)$$

ここに、 σ ：媒質の導電率、 f ：周波数、 B ：磁束密度、 a, b ：楕円断面の半長径および半短径(それぞれx軸およびy軸方向とする)である。本解析解も、誘導電流による2次磁界が無視できる条件において適用可能なものである。表面電荷法による数値計算では、未知数1490の三角形1次要素表面電荷により回転楕円体モデルを模擬した。図1は、

図1 表面電荷法による計算値と解析解との比較

Fig. 1. Comparison between numerical calculation and analytical solution

本モデルにおける数値計算結果と解析解との比較であり、回転楕円体断面の長軸および短軸上の誘導電流分布を示す。数値計算結果は、1.2%~6.5%以内の精度で解析解に対して良い一致が得られ、用いた数値計算手法の妥当性が示されている。なお、数値計算結果と解析解との値の差異は要素分割に起因するものであり、要素分割をより細かくすることにより、差異をさらに小さくできる。

3. 人体モデルの構築

人体内誘導電流を把握するために、各研究者は、それぞれ独自の人体モデルを構築し、各臓器の導電率を割り当て、様々な数値計算手法を用いて計算を行っている。我々は、定量的・統一的に評価するためのツールの一つとして、また数値計算手法間の比較の便宜も考慮し、容易に再現可能なモデルの構築を行うことにした。ここでは人体模擬の第一段階として、回転対称形状の要素の組み合わせによる人体モデルを構築した。なお、本モデルにおいては、各臓器の導電率や大きさの効果は検討可能であるが、各臓器の形状の効果の検討については、今後の課題である。構築したモデルと各臓器の形状と座標および軸の定義を図2に示す。模擬した臓器は、脳、心臓、肺、肝臓、腸の5臓器であり、それぞれ大きさや位置を考慮し、頭部は球、胴体は回転楕円体で模擬した。身長は1.7mと仮定し、両腕は省略、脚部は1本の円筒により模擬した。なお、胴体まわりの外径は270mmとした。図3に、三角形表面電荷法により計算を行う際に用いるメッシュ形状を示す。人体モデル全体の接点数は2265個、三角形要素数は4400個、未知数は2265個である。

図2 構築した人体モデルと各部位の形状と位置

Fig. 2. Human models for induced current calculations

図3 数値計算に用いた人体モデルの表面メッシュ
Fig. 3. Surface meshes of human model

4. 臓器導電率の違いによる誘導電流の比較

<4.1> 各臓器の導電率 磁界による誘導電流計算において、結果に影響を及ぼす要因として、各臓器や組織の導電率、生体各部位の形状や大きさ、臓器を仕切る膜の存在、などが挙げられる。先に述べたように、各臓器の導電率は種々の値が報告されており、誘導電流評価の結果に対して大きな影響を与えていることが予想される。ここでは、先に構築した人体モデルを用いた数値計算により、導電率の違いが誘導電流分布に与える影響を検討した。本検討では、臓器を仕切る膜の存在は考慮しない。

人体モデルの各臓器に割り当てる導電率の値は、3通りの文献[31,15,22]で用いられている生体各部位の導電率の値を用いた。これらの導電率の値を表1に示す。モデルAは、イタリアENELにおける検討[31]で用いられている値であり、フランスEDFによる検討値[27-29]とほぼ同一の値である。文献[31]では臓器部分以外の導電率として0.1S/mが仮定されているが、この値は肺と肝臓の導電率と同じであり、見かけ上臓器が存在しないことになるため、ここでは臓器部分以外の導電率を0.11S/mに変更して用いた。モデルBは、Dawson・Stuchlyらの研究[15-21]で用いられている

表1 比較計算に用いた各臓器の導電率
Table 1. Organ conductivity assigned to human models

単位: S/m				
	一様媒質	モデルA [31]	モデルB [15]	モデルC [22]
脳	0.2	0.75	0.06	0.12
心臓	0.2	0.70	0.1	0.11
肺	0.2	0.10	0.08	0.04
肝臓	0.2	0.10	0.07	0.13
腸	0.2	0.03	0.5	0.11
他部位	0.2	0.11	0.35	0.52

値であり、Gabrielらによる導電率の測定データ[33]を一部適用している。モデルCは、ユタ大学の解剖データに基づくモデルで、Gandhiらによる文献[22]ほかで用いられている。本検討では、モデルBおよびモデルCの臓器以外の部位の導電率として、筋肉の導電率の値を用いた。表1に示すように、各研究者が用いている導電率の値は、大きく異なっており、特にモデルAと他の2つのモデルとの差が際立っている。比較のために、人体全体に同一の導電率0.2S/mを与えた一様媒質モデルについても検討を加えた。この導電率の値は、いくつかの磁界防護指針[6,8,9]で、人体を代表する導電率として用いられている値である。

<4.2> 磁界条件と誘導電流の評価方法 磁界条件および評価項目は以下の通りとした。磁界条件は、図2に示した直交3軸を定義し(X軸:腹-背方向、Y軸:体側方向、Z軸:直立方向)、それぞれの軸方向の一様磁界を別々に与えるものとした。すべて磁束密度は1 μ T(実効値)とし、周波数は50Hzとした。評価項目は、1) 磁界方向に直交する断面における誘導電界分布の比較、2) 各臓器ごとの誘導電流の大きさの比較、の2通りとした。計算点は、磁界方向と直交する指定断面全体において、10mm間隔で設けた。なお、計算時間は、CPUとしてPowerPC750(233MHz相当)を用いた場合、1ケースあたり約2時間半であった。

<4.3> 人体断面における誘導電界分布 図4は、磁界方向に直交する人体断面における人体全体の誘導電界分布を等高線(等電界位置を結んだもの)により表わし、4種類のモデルについて比較したものである。図4では、磁界方向がX方向(腹-背方向)およびY方向(体側方向)のときの人体の中心断面(それぞれX=0面、Y=0面)における誘導電界分布を示す。誘導電流の等高線とすると、大小の差が大きくなり見づらいため、誘導電界で表わした。誘導電流密度は(3)式にしたがい、誘導電界値に各位置における導電率を乗じた値となる。それぞれ誘導電界(または電流)がほぼ0になる位置が、胴体下部に存在する。この位置より離れるにしたがい、誘導電界は増加するが、首の位置でいったん減少し、頭部で再び上昇、頭頂近傍で最大となる。一様媒質モデルとの比較では、計算位置の断面に、周辺と異なる導電率を持つ臓器が存在すると、周囲の電界分布が乱れることがわかる。例えば脳や心臓(Y方向磁界の場合)に着目すると、モデルによる導電率の差が誘導電界の大きさに影響を与え、また臓器周辺部での分布が複雑となる。このため注目する臓器の導電率の大小が、誘導電流の大小に単純には反映されなくなる。

図5は、磁界方向がZ軸(直立方向)のときの、心臓中心断面(Z=1250mm面)における、モデルAの誘導電界ベクトルの分布を表わしたものである。誘導電流ベクトルは誘導電界ベクトルに導電率を乗じたものとなり、ベクトルの方向は同じである。一様媒質モデルでは誘導電界分布は同心円状の分布となるのに対し、断面に心臓および2つの肺があるモデルAの場合、これらの臓器の周辺で、同心円状

a) X方向（腹－背方向）の磁界の場合のX=0断面

一様媒質 モデルA モデルB モデルC

b) Y方向（体側方向）の磁界の場合のY=0断面

一様媒質 モデルA モデルB モデルC

図4 磁界方向に直交する断面での誘導電界分布の比較

Fig. 4. Induced field distribution on the cross section of human models orthogonal to magnetic field direction.

の誘導電流ベクトル分布が乱れた状態となり、心臓へ集中する成分が見られる。また、臓器境界を横切る誘導電界・電流成分があるため、臓器境界の膜の電気的特性を考慮した場合、誘導電流分布は大きく変化する可能性がある。なお、本検討では、磁界方向に直交する断面に存在する誘導電界成分のみを考慮に入れたが、特に臓器境界付近では、断面に直交する成分の誘導電界も存在し、その大きさの平均は、誘導電界合成値に対して約5%であった。

<4.4> 各臓器における誘導電流の大きさの比較

臓器ごとの誘導電流の大きさに着目した検討では、各臓器を模擬する回転楕円体の中心の楕円断面（磁界方向に直交する）における各軸上の平均値および最大値により比較を行った。結果を図6に示す。用いたモデルの各臓器の導電

※矢印の長さ10mmが誘導電界の大きさ
8.5μV/mを表わす。

図5 直立方向の磁界に直交する断面での誘導電界ベクトルの一例（心臓中心断面Z=1250mm、モデルA）

Fig. 5. Vector map of induced electric field at the cross section of heart center of model A.

図6 各臓器における誘導電流値の比較

Fig. 6. Induced current density in each organ

率の違いによって、臓器ごとの誘導電流の値に大きな差異が生じることが示されている。例えば、モデルごとに導電率のばらつきが大きい脳では、大きな差異が生じている。一様媒質で模擬したモデルでは、概ね、各モデルにおける評価値の中間の値を評価する結果であった。磁界方向の違いについては、X方向あるいはY方向に存在する磁界による誘導電流が、Z方向の磁界による誘導電流よりも大きく、磁界に直交する断面積の大小を反映した結果となっている。

5. まとめ

本研究では、さまざまな磁界特性に対する人体内誘導電流分布を定量的・統一的に評価するためのツール開発と、

パラメータの変動に対して人体内誘導電流分布がどのような影響を受けるかを明らかにすることを目的とし、以下の検討を行った。はじめに、3次元表面電荷法による誘導電流計算コードを開発し、その妥当性を回転楕円体の解析解との比較により検証した。つぎに、回転対称形状の人体構成要素の組み合わせにより、容易に再現可能な臓器模擬の人体モデルを構築し、このモデルに開発した計算コードを適用することにより、誘導電流分布を定量的に把握できることを明らかにした。さらに、臓器の導電率の違いが、人体内誘導電流分布に与える影響について、4通りの臓器導電率の組み合わせのモデルを用いて比較検討を行い、臓器導電率の違いが、誘導電流計算結果に大きな影響を与えていることを明らかにした。

誘導電流を支配するパラメータとして、今回検討した各臓器の導電率のほかに、各臓器の形状や大きさ、臓器を仕切る膜の存在、などが考えられる。特に膜は、より低い導電率を有すると考えられ、実際の誘導電流分布に影響を与えるものと予想される。本論文で引用した、人体内誘導電流数値計算に関するいずれの報告においても、膜の存在を考慮した検討は行われていないため、今後の検討課題としたい。

本研究を行うにあたり、北海道大学医学部名誉教授、加藤正道先生よりご教示を賜りました。ここに深く感謝致します。

(平成11年8月26日受付、平成11年10月19日再受付)

文 献

- [1] 電気学会電磁界生体影響問題調査特別委員会:「電磁界の生体影響に関する現状評価と今後の課題」, 電気学会 (1998)
- [2] C.J. Portier, M.S. Wolfe ed.: "NIEHS Working Group Report: Assessment of health effects from exposure to power-line frequency electric and magnetic fields", NIH Publication No. 98-3981 (1998)
- [3] National Research Council: "Possible health effects of exposure to residential electric and magnetic fields", National Academy Press (1997)
- [4] K. Olden: "NIEHS report on health effects from exposure to power-line frequency electric and magnetic fields", NIH Publication No. 99-4493 (1999)
- [5] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP): "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)", Health Physics, 74, 4, 494-522 (1998)
- [6] IRPA/INIRC: "Interim guidelines on limits of exposure to 50/60-Hz electric and magnetic fields", Health Physics, 58, 113-122 (1990)
- [7] DIN/VDE: "Safety at electromagnetic fields: limits of field strengths for the protection of persons in the frequency range from 0 to 30 kHz", DIN/VDE 0848-4/A3 (1995)
- [8] NRPB: "Restrictions on human exposure to static and time varying electromagnetic fields and radiation", Documents of the NRPB 4, 5, 1-69 (1993)
- [9] ACGIH: "Documentation of the threshold limit values for physical agents in the work environment", Cincinnati, OH (1998)
- [10] CENELEC: "Human exposure to electromagnetic fields (0Hz to 10kHz)", CENELEC Std. ENV 50166-1 (1995)
- [11] W. Xi, M.A. Stuchly: "High spatial resolution analysis of electric currents induced in man by ELF magnetic fields", Appl. Comput. Electromagn. Soc. J., 9, 127-134 (1994)
- [12] W. Xi, M.A. Stuchly, O.P. Gandhi: "Induced electric currents in models of man and rodents from 60 Hz magnetic fields", IEEE Trans. Biom. Eng., 41, 11, 1018-1023 (1994)
- [13] J. Cheng, M.A. Stuchly, C. DeWagter, L. Martens: "Magnetic field induced currents in a human head from use of portable appliances", Phys. Med. Biol., 40, 495-510 (1995)
- [14] M.A. Stuchly, S. Zhao: "Magnetic field-induced currents in the human body in proximity of power lines", IEEE Trans. Power Delivery, 11, 1, 102-109 (1996)
- [15] T.W. Dawson, K. Caputa, M.A. Stuchly: "Influence of human model resolution on computed currents induced in organs by 60-Hz magnetic fields", Bioelectromagnetics, 18, 478-490 (1997)
- [16] T.W. Dawson, K. Caputa, M.A. Stuchly: "A comparison of 60 Hz uniform magnetic and electric induction in the human body", Phys. Med. Biol., 42, 2319-2329 (1997)
- [17] T.W. Dawson, M.A. Stuchly: "Effects of skeletal muscle anisotropy on human organ dosimetry under 60 Hz uniform magnetic field exposure", Phys. Med. Biol., 43, 1059-1074 (1998)
- [18] T.W. Dawson, M.A. Stuchly: "High-resolution organ dosimetry for human exposure to low-frequency magnetic fields", IEEE Trans. Magnetics, 34, 708-718 (1998)
- [19] T.W. Dawson, K. Caputa, M.A. Stuchly: "Magnetic induction at 60 Hz in the human heart: A comparison between the in situ and isolated scenarios", Bioelectromagnetics, 20, 233-243 (1999)
- [20] T.W. Dawson, K. Caputa, M.A. Stuchly: "Organ dosimetry for human exposure to non-uniform 60-Hz magnetic fields", IEEE Trans. Power Systems (to be published, Preprint No. PE-363-PWRD-0-11-1998)
- [21] T.W. Dawson, K. Caputa, M.A. Stuchly: "Numerical evaluation of 60 Hz magnetic induction in the human body in complex occupational environment", Phys. Med. Biol., 44, 1025-1040 (1999)
- [22] O.P. Gandhi, J.Y. Chen: "Numerical dosimetry at power-line frequencies using anatomically based models", Bioelectromagnetics Supplement 1, 43-60 (1992)
- [23] O.P. Gandhi: "Some numerical methods for dosimetry: extremely low frequencies to microwave frequencies", Radio Science 30, 161-177 (1995)
- [24] S. Tofani, P. Ossola, G. d'Amore, O.P. Gandhi: "Electric field and current density distributions induced in an anatomically-based model of the human head by magnetic fields from a hair dryer", Health Physics 68, 71-79 (1995)
- [25] C.M. Furse, O.P. Gandhi: "Calculation of electric fields and currents induced in a millimeter resolution human model at 60 Hz using the FDTD method", Bioelectromagnetics, 19, 293-299 (1998)
- [26] R.A. Hart, O.P. Gandhi: "Comparison of cardiac-induced endogenous fields and power frequency induced exogenous fields in an anatomical model of the human body", Phys. Med. Biol., 43, 3083-3099 (1998)
- [27] P.J. Dimbylow, "Induced current densities from low-frequency magnetic fields in a 2 mm resolution, anatomically realistic model of the body", Phys. Med. Biol., 43, 221-230 (1998)
- [28] P. Baraton, J. Cahouet, B. Hutzler: "Three dimensional computation of the electric fields induced in a human body by magnetic fields", Proc. of 8th Intern. Symp. on High Volt. Eng., 517-520 (1993)
- [29] B. Hutzler, P. Baraton, J.L. Vicente, J.C. Antoine, M. Roux, J.P. Urbain: "Exposure to 50 Hz magnetic fields during live work", Proc. of 35th CIGRE, Group 36-106 (1994)

- [30] P. Baraton, B. Hutzler: "Magnetically induced currents in the human body", IEC Technology Trend Assessment (1995)
- [31] O. Bottauscio, R. Conti: "Magnetically and electrically induced currents in human body models by ELF electromagnetic fields", Proc. of 10th Intern. Symp. on High Volt. Eng., 5-8 (1997)
- [32] 和氣・田中・川澄・多氣: 「磁気閃光知覚時の人体頭部内における誘導電流密度分布」, 電気学会論文誌A, 116-A, 7/8, 806-811 (1998)
- [33] S. Gabriel, R.W. Lau, C. Gabriel: "The dielectric properties of biological tissues: II. measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz", Phys. Med. Biol., 41, 2251-2269 (1996)
- [34] 山崎・河本・重光: 「低周波磁界による生体内誘導電流分布の基礎的検討」, 電気学会論文誌C, 116-C, 2, 193-199 (1996)
- [35] 河本, 山崎, 藤波: 「低周波電磁界による生体内誘導電流の新計算法」, 電力中研研究報告 T97048 (1998)
- [36] 河野・宅間: 「数値電界計算法」, コロナ社 (1980)
- [37] W.H. Bailey, S.H. Su, T.D. Bracken, R. Kavet: "Summary and evaluation of guidelines for occupational exposure to power frequency electric and magnetic fields", Health Physics, 73, 433-453 (1997)

山崎 健一

(正員) 1968年2月26日生。90年3月東京理科大学理学部応用物理学学科卒業, 92年3月北海道大学大学院工学研究科生体工学専攻修士課程修了。同年(財)電力中央研究所入所。電力設備の電磁環境ならびに生体影響に関する研究に従事。BEMS, IEEE会員。

河本 正

(正員) 1953年11月26日生。74年3月奈良工業高等専門学校電気工学科卒業。79年3月東京理科大学理学部II部物理学学科卒業。74年(財)電力中央研究所入所。主として、電力機器、送変電設備の電界・磁界解析に関する研究に従事。89年電気学会論文賞受賞。IEEE会員。

藤波 秀雄

(正員) 1952年12月2日生。78年3月成蹊大学大学院工学研究科電気工学専攻修士課程修了。同年(財)電力中央研究所入所。主として、ガス絶縁機器の絶縁技術、送変電設備の電磁環境ならびに雷観測技術に関する研究に従事。工学博士。89年～90年カナダ・マニトバ大学客員研究員。89年および94年電気学会論文賞受賞。IEEE Senior Member。

重光 司

(正員) 1948年2月27日生。78年3月北海道大学大学院工学研究科電子工学専攻博士課程修了。80年4月(財)電力中央研究所入所。現在、同所我孫子研究所生物科学部上席研究員。環境問題、主として電磁界の生物影響に関する調査研究に従事。工学博士。第40回オーム賞受賞。BEMS, IEEE会員。