On the Method of Investigating Human Exposure to Nonuniform Magnetic Field

Kenichi Yamazaki Member (CRIEPI)

Tadashi Kawamoto Member (CRIEPI)

Hideo Fujinami Member (CRIEPI)

Tsukasa Shigemitsu Member (CRIEPI)

Keywords : ELF magnetic field, induced current, anatomically correct human model, impedance method, guidelines

Regarding compliance testing with existing guidelines on human exposure to ELF (extremely low frequency) magnetic fields, such as ICNIRP's (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection), the nonuniformity of the fields has been one of the major concerns. This is due to the fact that guideline-level exposures are generally encountered in the direct vicinity of magnetic field sources, such as electric power facilities and electric appliances. According to the guidelines, when the measured maximum magnetic fields exceed the specified field level (reference level), induced currents inside human bodies are to be investigated to check their conformity. However, this calculation still needs verification and requires massive computational resources, which are not readily applicable under practical exposure conditions. Therefore, a simple and relevant method of assessing nonuniform magnetic field exposure is highly desirable.

In this paper, a method of obtaining an equivalent uniform magnetic field using a coefficient ("normalized induction factor"

expressed as Eq. (1)) is investigated using a numerical calculation of induced current in anatomically correct human models.

$$K_J = \frac{J_{\max_non-uniform}}{J_{\max_uniform}}, \dots\dots\dots (1)$$

where $J_{\max_uniform}$ and $J_{\max_non-uniform}$ are the maximum induced currents for uniform and nonuniform exposures, respectively, when the maximum magnetic fields in the model are the same for both exposures.

Induced currents inside anatomically correct human models, which are developed by NICT (National Institute of Information and Communication Technology) and universities, were calculated for uniform and nonuniform magnetic field exposures (Fig. 1). The calculation method adopted was the impedance method. For nonuniform exposure, line currents closely placed near the human model were used with variable intervals between the model and the line currents. Then, the normalized induction factors were calculated using Eq. (1) (Fig. 2). The results are also compared with those of a US study. In addition, to assess the obtained coefficient easily, a simple analytical method based on a homogenous spherical model was proposed and verified (Fig. 2). The results obtained in the study are of practical importance for assessing compliance with guidelines.

Fig. 1. Human model and example of distribution of induced current density at cross section for coronal (y-direction) uniform magnetic field (1 mT, 50 Hz) exposure

Fig. 2. Normalized induction factors for anatomically correct human models (US model and Japanese male model); The solid curve shows values estimated using a simple formula for a homogeneous spherical model (radius of 20 cm), which traces the maximum of the induction factors for the anatomically correct human models

非一様磁界中の人体ばく露評価手法に関する考察

正員 山崎 健一* 正員 河本 正*
 正員 藤波 秀雄* 正員 重光 司**

On the Method of Investigating Human Exposure to Nonuniform Magnetic Field

Kenichi Yamazaki*, Member, Tadashi Kawamoto*, Member, Hideo Fujinami*, Member,
 Tsukasa Shigemitsu**, Member

Regarding compliance testing with existing guidelines on human exposure to ELF (extremely low frequency) magnetic fields, the nonuniformity of the fields has been one of the major concerns since guideline-level exposures are generally encountered in the direct vicinity of magnetic field sources such as electric power facilities and electric appliances. According to the guidelines, when the measured maximum magnetic fields exceed the specified field level, induced currents inside human bodies are to be investigated to check their conformity. However, this calculation still needs verification and requires massive computational resources, which are not readily applicable under practical exposure conditions. Therefore, a simple and relevant method of assessing nonuniform magnetic field exposure is highly desirable. In this paper, a method of obtaining an equivalent uniform magnetic field using a coefficient (the normalized induction factor) is investigated using a numerical calculation of induced current in anatomically correct human models. In addition, to assess the obtained coefficient easily, a simple method using a spherical model was proposed.

キーワード：低周波磁界，誘導電流，人体詳細モデル，インピーダンス法，ガイドライン

Keywords : ELF magnetic field, induced current, anatomically correct human model, impedance method, guidelines

1. はじめに

電磁界の安全性評価の拠りどころとして，人体防護指針が広く認識されるようになってきている^{(1)~(5)}。特に1998年に発行されたICNIRP（国際非電離放射線防護委員会）によるガイドライン⁽¹⁾は，欧州理事会勧告（公衆ばく露）⁽²⁾や欧州指令（職業ばく露）⁽³⁾として採用されるなど，もっとも影響力のある防護指針とみなされている。このガイドラインでは，概ね100 kHz以下の低周波磁界ばく露に対し，体内に誘導される電流の，神経や筋への刺激作用が指標となっており，この作用の生体反応の閾値に安全率を見込んだ体内誘導電流密度の値が，「基本制限＝遵守すべき値」として示されている。また，基本制限に対応する測定可能な物理量として，磁界の「参考レベル」が示されている。参考レベルを満たすことにより，基本制限を満たすことが保障され，参考レベルを超えた場合でも，誘導電流を評価し，基本制限を満たすことを示せば適合性が示される。このように，体内誘

導量を遵守すべき量とし，測定可能な磁界の参考値を併記する2段階構成は，2002年に発行されたIEEE（米国電気電子学会）規格⁽⁴⁾や2000年に発行されたオランダ Health Council⁽⁵⁾による防護指針においても同様であり，本稿では主としてICNIRPガイドラインを対象とする。なお，IEEE規格では体内誘導量の指標として，誘導電流密度ではなく誘導電界が用いられている。

防護指針では，誘導電流から参考レベルの導出において安全側の仮定が置かれ，磁界と生体とのカップリングが最大となる一様磁界が仮定されている。この換算の際に仮定する人体モデルとして，以前は解析解の存在する均質円断面や均質楕円断面が多く用いられていたが，近年の計算機能力の向上等に伴い，2~3 mm程度の解像度を持つ人体の解剖学的詳細モデル^{(6)~(10)}を用いた計算が報告され^{(8)~(10)}，これらが防護指針の換算の根拠としても採用されるようになってきている。たとえば，ICNIRPガイドラインでは，カナダVictoria大学のStuchlyらのグループによる，数値人体モデルを用いた計算の，初期（1994年）の論文⁽¹¹⁾が他のモデルによる結果と併せて適用され，また同グループの1997年の論文⁽¹²⁾の数値計算結果は，オランダの防護指針における磁界と誘導電流の換算の根拠として用いられている。一方で

* (財)電力中央研究所
 〒240-0196 横須賀市長坂2-6-1
 Central Research Institute of Electric Power Industry
 2-6-1, Nagasaka, Yokosuka 240-0196

** 〒270-1194 我孫子市我孫子1646
 1646, Abiko, Abiko 270-1166

は、議論の透明性の観点や再現の困難さから、このような人体詳細モデルを用いた数値計算は、防護指針の根拠としての採用にはなじまないとする考え方もあり、2002 年の IEEE 規格⁽⁴⁾では、解析解が存在する均質楕円断面モデルの使用が明示されている。

防護指針を実際の磁界ばく露評価に適用する場合、まず人体が占有する空間における最大磁界を評価し、防護指針の参考レベルとの比較を行う。これを超えた場合でも、電流路や機器などの磁界発生源のごく近傍などでは、磁界の非一様性の度合が高く磁界と人体とのカップリングが減少することから、一様磁界が仮定され導出された防護指針の参考レベルを緩和、あるいは誘導電流を再評価することが正当化される。

しかしながら、あらゆる非一様磁界ばく露に対して、その都度体内誘導電流の数値計算評価を行うことは現実的ではなく、非一様磁界ばく露評価のより簡便な手法の導入が望まれている。このような観点から、非一様磁界ばく露の合理的な評価手法の開発の試みがなされており^{(13)~(18)}、IEC（国際電気標準会議）においても標準化の対象となっている^{(19)~(21)}。また、著者らにおいても同様の検討を行っており⁽²²⁾、本論文においても、より簡便で妥当な非一様磁界ばく露評価手法の開発を目的とする。はじめに、防護指針の基本制限と直接比較する手法の問題点を示し、次にこれを解決する手段として、磁界の非一様性の指標となる係数を用いて等価な一様磁界を求める手法を示す。次に、日本人人体詳細モデルを対象として、インピーダンス法による誘導電流計算を行いこれらの指標を算出するとともに、他の機関による評価結果との比較を行い、本手法の利点と妥当性を示す。最後に、磁界の非一様性の指標となる係数を簡便に求める手法を示し、簡便で合理的な非一様磁界ばく露評価手法開発への足がかりとする。

2. 非一様磁界ばく露の評価手法

〈2・1〉 防護指針との適合性評価における体内誘導電流評価の問題点 防護指針では、非一様磁界ばく露の評価において、人体が占有する空間における最大磁界が参考レベルを超えた場合、そのばく露状況における人体モデル内誘導電流を評価し、基本制限との比較を行う手順を想定している。誘導電流計算を行う際、人体モデルを設定する必要があるが、前述のとおり、モデルが明示されている IEEE 規格を除き、ICNIRP ガイドラインなどの防護指針では、基本制限（誘導電流密度）と磁界参考レベルの換算に用いられた人体モデルの諸元が明示されていない。このため、防護指針の基本制限との適合性評価を行うユーザ側で、任意の人体モデルを設定し計算を行うことになり、防護指針との整合性に問題が生じることが避けられない[†]。

磁界による誘導電流計算において、使用する人体モデルの違い（分割のボクセルサイズの違いなども含む）が、評価結果に与える影響は非常に大きく、同じ磁界条件に対しても、人体モデルの違いを反映して誘導電流の評価結果は一桁程度にわたり大きくばらつくことがわかっている⁽²³⁾。これは、各組織の導電率についての限られた情報や、曲面をボクセルで近似する際の誤差⁽²⁴⁾など数値計算技術上の不可避な制約にも起因するが、一般に同じ大きさの磁界に対して、均質円断面など単純なモデルでは誘導電流が小さく評価され、解像度が高い詳細な人体モデルでは誘導電流が大きく評価される⁽²³⁾。このことは、使用する人体モデルに任意性があると説得力を持って真の誘導電流の値を示すことが困難であるという問題点を示している。

なお、ICNIRP ガイドラインでは、非一様磁界ばく露に対して全身の磁界の平均値を求めて、磁界の参考レベルと比較する方法も示されており、その有効性については4章で考察する。

〈2・2〉 磁界の非一様性の指標の導入 前節で述べた誘導電流を直接評価することの問題点を解決する方法として、誘導電流と磁界との換算の拠りどころを防護指針に求める方法がある。すなわち、防護指針においては、すでに基本制限（誘導電流密度）と参考レベル（磁界）の対応が示されているため、この関係を出発点とし、これと矛盾なく議論を進めることは、説得力の観点からも有利である。防護指針に示されたこの関係は、一様磁界ばく露に対するものであるため、これを基本として、非一様磁界ばく露に対しては、磁界の非一様性を表す指標を導入する。これにより、非一様性磁界を等価な一様磁界に換算することができれば、防護指針における参考レベルと比較することが可能となる。

この考え方は、Bracken・Dawson⁽¹⁸⁾や誘導電流評価法に関する IEC 規格⁽²⁰⁾、ならびに著者ら⁽²²⁾が志向しており、いずれも、仮定するモデルに対し、非一様磁界ばく露における最大誘導電流を評価し、これと同じ最大誘導電流が生じる等価な一様磁界を得ようとするものである。

非一様磁界を等価な一様磁界へ換算する係数は、「規格化誘導係数（Normalized Induction Factor）⁽¹⁸⁾⁽²²⁾」（あるいは「結合係数（Coupling Factor）⁽²⁰⁾」）と呼ばれ、(1)式により定義される。

$$K_J = \frac{\left(\frac{J_{\max_non-uniform}}{B_{\max_non-uniform}} \right)}{\left(\frac{J_{\max_uniform}}{B_{uniform}} \right)} \dots\dots\dots (1)$$

すなわち、規格化誘導係数 K_J は、「一様磁界ばく露における、磁界の大きさ $B_{uniform}$ と最大誘導電流 $J_{\max-uniform}$ の比」に

[†] 例えば ICNIRP ガイドラインにおいて、50 Hz の一様磁界への公衆ばく露の場合、基本制限の誘導電流密度は 2 mA/m^2 、これに対応する磁界の参考レベルは 0.1 mT である。しかしながら、ユーザーが任意に設定する人体モデルによる計算では、同じ 50 Hz 0.1 mT の

一様磁界を与えても、通常 2 mA/m^2 とはならない。ICNIRP では、そのばらつきも想定し、人体モデルの多様性も許容しているものと思われるが、使用する人体モデルを変えることにより、誘導電流の評価値が変わるため、結果的に評価に恣意性が入る余地が生じる。

対する「非一様磁界ばく露における、モデル内最大磁界 $B_{\max_non-uniform}$ と最大誘導電流 $J_{\max_non-uniform}$ の比」である。この係数は、発生源とモデル端との距離 d の関数となり、発生源から十分遠方での、磁界が一様とみなせる領域では $K_J = 1$ に、発生源近傍では磁界の非一様性の度合を反映して $K_J = 0$ に近づく。

非一様磁界中のモデル内での最大磁界の大きさが、一様磁界と等しい条件 ($B_{\max_non-uniform} = B_{uniform}$) では、規格化誘導係数 K_J は、

$$K_J = \frac{J_{\max_non-uniform}}{J_{\max_uniform}} \quad \dots\dots\dots (2)$$

となり、あるばく露状況に対する規格化誘導係数の算出には(2)式が用いられる。一方、一様および非一様磁界ばく露に対し、モデル内に生じる最大誘導電流密度が等しい条件 ($J_{\max_non-uniform} = J_{\max_uniform}$) では、

$$B_{uniform} = K_J \times B_{\max_non-uniform} \quad \dots\dots\dots (3)$$

となり、既知の規格化誘導係数を用いて非一様磁界から等価な一様磁界を算出する際には(3)式の関係が用いられる。

3. 人体詳細モデルにおける誘導電流計算

〈3・1〉 インピーダンス法による誘導電流計算コード

規格化誘導係数 K_J を指標とする非一様磁界評価手法について種々の検討を行うため、人体詳細モデルを用いて誘導電流計算を行い、規格化誘導係数 K_J を算出した。

低周波領域では、電磁界の波長が人体よりも十分に長く、準静的近似が可能となり、電界と磁界を分離して扱うことができる。また誘導電流による 2 次磁界の影響を無視することができる。本研究では、数値計算法としてインピーダンス法を用いる。インピーダンス法は、人体を抵抗からなる立方体形状のセル (ボクセルと呼ばれる) によりモデル化し、モデル内の電磁界を回路網の電圧・電流に置き換えて、回路網方程式を解く手法であり^{(25)~(30)}、SPFD (スカラーポテンシャル有限差分) 法⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾⁽¹²⁾⁽²⁸⁾⁽³¹⁾⁽³²⁾と並んで、ボクセルデータを用いた誘導電流計算に多く用いられている。インピーダンス法は、SPFD 法と比べ、未知数の数や計算速度に不利な点があるが、作用項としてベクトルポテンシャルではなく、扱いが容易な磁束密度を用いることができ、磁界分布測定値に基づく評価が可能⁽²⁷⁾などの利点がある。なお最近では、ボクセルデータによる人体詳細モデルに対して、高速多重極表面電荷法が適用され、さらなる高速・大容量化が図られた報告がある⁽³³⁾。

計算においては、対象のモデルを複数のボクセルでモデル化し、各ボクセルに導電率 σ を与え、ボクセルの各辺にはインピーダンス Z 、ボクセルの各表面にはループ電流 I を定義する。この際、インピーダンス Z は、その辺を共有する 4 つのボクセルの各導電率 σ の平均値とする。

変動磁界により、各ループにはファラデーの法則に基づく誘導起電力が生じ、あるボクセルの面 (x - y 平面) に生じ

る起電力 V は

$$V = -j\omega B_n \Delta x \Delta y \quad \dots\dots\dots (4)$$

となる。ここに Δx , Δy はボクセル辺長、 B_n はボクセルの面に直交する磁界成分である。以上のように定義したインピーダンス Z とループ電流 I (未知量) を用いて、各ループにおける電圧降下と誘導起電力が等しくなるような閉路方程式を作成し、すべての閉路方程式を連立させて解くことにより各ループ電流を求めた。得られたループ電流より、同じ辺を共有する 4 つのループ電流の和をとり、これを各辺の電流とした (空気のボクセルは $\sigma = 0$ とした)。各ボクセルの中心に定義する電流は、同方向の 4 つの辺電流の平均値とし、ボクセルの断面積で除することにより、誘導電流密度を求めた。さらに誘導電界については、この誘導電流密度をそのボクセルの導電率 σ で除することにより得た。なお、磁束密度は各ループ電流中心で定義し、ループ内で一定とした。

連立方程式の解法には、記憶容量を大きく確保せずにプログラムの実装が容易な、逐次過緩和 (SOR: Successive Over-Relaxation) 法を用いた。SOR の反復開始時に、空気領域とモデルとの境界面のループ電流値を計算しておき、これを初期値とし、それ以外の内部のセルの境界面では 0 を初期値とした。SOR によるループ電流の解の更新の際には、モデル境界面の電流は更新せず、内部のみを更新した。作成したプログラムは、解析解がある一様磁界中の均質球ならびに 2 層球モデルに対して適用し、解析解との比較によりあらかじめその妥当性を検証した。

〈3・2〉 人体詳細モデル

人体詳細モデルとして、独立行政法人通信総合研究所 (現在、独立行政法人情報通信研究機構)、北里大学、慶応義塾大学、東京都立大学 (現在、首都大学東京) の共同開発による日本人男女の数値人体モデルデータベース⁽⁶⁾⁽⁷⁾を使用した。このモデルのボクセルサイズは 2 mm、総有効ボクセル数 (空気を除く) は約 800 万 (男性モデル) および約 630 万 (女性モデル)、身長は、男性モデル 173 cm、女性モデル 160 cm である。モデルの各組織に割り当てる導電率については、出典によりさまざまな値が存在するが、Gabriel らの研究に基づくデータ⁽³⁴⁾がよく用いられている。本研究においても、Gabriel らの値を使用し、Gabriel により値が示されていない組織 (唾液線、十二指腸、食道、胆嚢、卵巣、脾臓、睪丸、気管、子宮、歯) については、類似の組織の導電率等を勘案し、導電率の値を決定した。計算に使用した各組織の導電率の値を Table 1 に示す。

〈3・3〉 一様磁界中における誘導電流評価

適用する非一様磁界のばく露評価手法では、一様磁界中の誘導電流が基本となる。非一様磁界中の誘導電流評価に先立ち、一様磁界中における誘導電流計算を行った。ばく露磁界の方向として、人体詳細モデルの側面方向 (x 方向)、正面方向 (y 方向)、および垂直 (人体直立) 方向 (z 方向) の 3 通りとした。誘導量評価の指標として、誘導電流密度および誘導電界のそれぞれについて、全身のボクセルデータの「最

Table 1. Conductivity of tissues used for calculations (S/m).

小脳 Cerebellum 0.10, 脳脊髄液 CSF 2.00, 角膜 Cornea 0.4, 眼球 Eyetissue (Sclera) 1.50, 灰白質 Gray Matter 0.10, 視床下部 Hypothalamus 0.08, 水晶体 Lens 0.25, 松果体 Pineal Gland 0.08, 下垂体 Pituitary 0.08, 唾液腺 Salivary Gland 0.35, 視床 Thalamus 0.08, 舌 Tongue 0.30, 白質 White Matter 0.06, 副腎 Adrenals 0.35, 膀胱 Bladder 0.20, 乳房脂肪 Breast fat* 0.06, 大腸 Large Intestine 0.10, 大腸内容物 Large Intestine Contents 0.35, 十二指腸 Duodenum 0.10, 食道 Esophagus 0.10, 胆汁 Bile 1.40, 胆嚢 Gall Bladder 0.10, 心臓 Heart 0.10, 腎臓 Kidney 0.10, 肝臓 Liver 0.07, 肺 Lung 0.14, 卵巣 Ovary* 0.10, 膵臓 Pancreas 0.35, 前立腺 Prostate* 0.40, 小腸 Small Intestine 0.50, 脾臓 Spleen 0.10, 胃 Stomach 0.50, 胃内容物 Stomach Contents 0.35, 腱 Tendon 0.30, 睾丸 Testis* 0.35, 甲状腺 Thyroid 0.50, 気管 Trachea 0.10, 尿 Urine 0.70, 子宮 Uterus* 0.10, 空気(体内空間) Air(Internal) 0.00, 血液 Blood 0.70, 皮質骨 Cortical Bone 0.02, 骨髄/海綿骨 Bone Marrow/Cancellous Bone 0.06, 軟骨 Cartilage 0.18, 脂肪 Fat 0.04, 筋肉 Muscle 0.35, 神経(脊髄) Nerve (Spinal Cord) 0.03, 皮膚 Skin 0.10, 歯 Tooth 0.02, 靱帯 Ligament 0.30, 小腸内容物 Small Intestine Contents 0.35, 横隔膜 Diaphragm 0.35, 精嚢 Seminal Vesicle* 0.35, 海綿体 Cavemous Body* 0.35, 膣 Vagina* 0.35, (+:Male only, *: Female only)
--

大値」および「99%値」, 電流方向に直交する「1 cm² 断面平均の最大値」, および電流方向に直交する「1 cm² 断面平均の 99%値」, の 4 つの評価指標について算出した。これらの評価指標の意味や位置づけについては 4 章で詳細を述べる。1 cm² 断面の誘導電流の平均値については, ボクセル中心に求めた誘導電流の直交各成分について, これに直交する周囲 5×5 のセル (面積が 1 cm² となる) に対し平均化を行い, 最後に 3 成分の自乗和の平方根を取ることで求めた。また, 空気との境界では, 空気のボクセルを除外して平均化した (この場合, 断面積は 1 cm² とはならない)。

0.1 mT, 50 Hz の一様磁界に対する誘導電流・電界の各評価指標の計算結果を Table 2 に, 男性人体モデルと正面方向 (y 方向) の磁界ばく露に対する y 方向の中心付近の断面 (モデルの領域の y 方向を -16 cm~+16 cm に割り当てた時の, y = 1.9 cm の断面) における誘導電流密度分布の例を Fig. 1 に示す。なお, 計算における SOR の加速係数は 1.97 を使用, 収束判定条件として, 最新解と前段階の解との差 (絶対値) の, 前段階の解に対する割合が, 10⁻⁶ 以下となった場合に反復更新を終了させた。1 ケースあたりの計算時間は最大約 24 時間であった (CPU : Pentium 3.20 GHz, メモリ容量 3GB を使用)。最大誘導電流密度は, 男性モデルの場合 3.72 mA/m², 女性モデルで 2.77 mA/m² (ともに人体側面方向磁界の場合, 脳脊髄液において) であった。最大誘導電流に対して, 他の評価指標を用いることにより最大誘導電流の値は小さくなり, 例えば男性モデルの場合, 最大誘導電流 3.72 mA/m² に対して, 1 cm² 断面の平均値は 2.59 mA/m², 99% 値は 0.84 mA/m², 1 cm² 断面の平均値の 99% 値は 0.78 mA/m² となり, この順に小さくなる傾向であった。なお, これらの数値計算結果は, 磁界の非一様性の指標となる係数 (規格化誘導係数) の算出に使用するものであり, 本手法ではこれらの絶対値については論じない。また, Table 2 では, 文献(18)での結果との比較を併せて行っている。同文献では, 身長 177 cm, 3.6 mm の解像度の米国人男性モデル (Brooks モデル) に対し, SPFD 法により誘導電界 (1 cm² 平均の最大値および 1 cm² 平均の 99% 値) が評価されたもので, ここでは 60 Hz の結果より 5/6 を乗じて 50 Hz での値に

Table 2. Induced current density and induced electric field calculated in anatomically correct human model exposed to 0.1 mT, 50 Hz uniform magnetic field.

		Induced Current Density (mA/m ²)				Induced Electric Field (mV/m)			
		Voxel Max	Voxel 99%	1cm ² avg Max	1cm ² avg 99%	Voxel Max	Voxel 99%	1cm ² avg Max	1cm ² avg 99%
Japanese Male	Bx	3.72	0.84	2.59	0.78	128.0	8.7	35.6	5.4
	By	2.80	1.16	1.88	1.04	79.3	12.4	27.4	8.2
	Bz	2.10	0.63	1.52	0.58	60.0	7.5	32.7	5.0
Japanese Female	Bx	2.77	0.67	2.49	0.61	98.9	7.2	32.5	4.7
	By	2.38	0.88	1.97	0.78	68.6	10.5	30.4	7.0
	Bz	1.86	0.48	1.06	0.43	60.1	6.0	22.3	4.0
US Male*	Bx							20.9	3.7
	By							20.9	6.4
	Bz							13.5	3.6

* Results from Ref. (18)

Fig. 1. Human model and example of distribution of induced current density at cross section (y = 1.9 cm) for coronal (B_z) uniform magnetic field (1 mT, 50 Hz) exposure.

換算している。同文献では, 著者らによる日本人男性モデルでの結果に対し, 27%~59% 低く評価される結果であった。

〈3・4〉 非一様磁界中における誘導電流評価 次に, 非一様磁界中における誘導電流評価を行った。非一様磁界を模擬する磁界発生源として, 比較が可能なように文献(18)で用いられた条件と同じ十分に長い単線電流路を仮定し, Fig. 2 に示すとおり, 人体詳細モデルの中心断面において, 側面方向 (x 方向), 正面方向 (y 方向), および垂直方向 (z 方向) の 3 通りの磁界方向となるように電流路の近傍に人体詳細モデルを配置した。垂直方向 (z 方向) については, 心臓中心部の高さ (日本人男性モデルでは高さ 125.6 cm, 日本人女性モデルでは 118.6 cm の位置) に電流路があるものとした。モデル端 (発生源に最も近い面の座標を基準と

Fig. 2. Sources and human models. (a) sagittal exposure B_x , (b) coronal exposure B_y , (c) vertical exposure B_z .

する。例えば Fig. 2(a)の x 方向磁界のばく露条件では、つま先の最先端の y 座標)と単線電流路との間の距離 d を 2 cm, 20 cm, 2 m の 3 通りとし、誘導電流・電界を計算した。このとき評価指標は、一様磁界評価のときと同じ「ボクセル最大値」および「ボクセル 99%値」, 「1 cm² 断面平均の最大値」, 「1 cm² 断面平均の 99%値」の 4 種類である。単線電流路の電流値は、距離 d の位置 (人体モデル端部) の磁界が一様磁界 (0.1 mT) と等しくなるように与えた ($d=2$ cm : 10 A, $d=20$ cm : 100 A, $d=2$ m : 1000 A)。なお、人体モデルの中心ではなく、端部で磁界条件を規定することは、「人体防護指針の評価における人体が占有する空間における最大磁界評価」に対応するものである。誘導電界および誘導電流密度のそれぞれ 4 つの評価指標それぞれについて、(2) 式にしたがい、非一様磁界ばく露の計算結果の、先に行った一様磁界に対する計算結果に対する割合を求め、規格化誘導係数 K_J を算出した。

数値計算により求めた、規格化誘導係数 K_J の比較を Fig. 3, Fig. 4 に示す。Fig. 3(a),(b)では、側面方向 (x 方向) 磁界ばく露に対し、それぞれ日本人男性、日本人女性の詳細モデルを対象に、算出した誘導電界、誘導電流の前述の各評価指標 (「ボクセル最大値」, 「ボクセル 99%値」, 「1 cm² 断面平均の最大値」, 「1 cm² 断面平均の 99%値」) に対する規格化誘導係数の比較を行っている。また、Fig. 4 では、文献(18)において指標として用いられた、誘導電界の「1 cm² 断面平均の 99%値」について、米国人詳細モデルと日本人男性詳細モデルとの比較を、3 方向それぞれの磁界ばく露条件に対して行っている。なお、Fig. 3, Fig. 4 中の球モデルに対する規格化誘導係数については次節で述べる。

得られた結果より、発生源からの距離が近いほど、規格化誘導係数が小さくなるという共通の傾向が得られている (Fig. 3)。たとえば、発生源から 2 cm の位置では、係数の値は 0.1~0.2 程度であり、モデル (男女モデル) や指標間 (8 種類の指標について検討) の差は小さい。発生源から遠ざかるにつれ、磁界分布は一様に近づき、すなわち係数は 1

(a) Japanese male model

(b) Japanese female model

Fig. 3. Normalized induction factors for several parameters in Japanese male (a) and female (b) models, and homogeneous sphere (radius of 20 cm). Case of sagittal exposure. J : induced current density, E : induced electric field, “max”: maximum voxel value, “99”: 99 percentile voxel value, “avg_max”: max of 1 cm² average, “avg_99”: 99 percentile value of 1 cm² average.

Fig. 4. Normalized induction factors for US and Japanese male models, and homogeneous sphere (radius of 20 cm). The factors are based on induced electric fields, 99 percentile value of 1 cm² average.

に近づく。今回の計算では、2 m 離れた位置ではいずれも 0.9 程度であった。誘導電流の値そのものを扱う場合、Table 2 に示した一様磁界の計算例のように、用いる指標によって大きく値が異なるのに対し、磁界の非一様性の指標である規格化誘導係数に対しては、これらの差がわずかとなることが特徴である。

同様に、米国人モデルを用いた文献(18)の計算結果と今回の日本人モデルの計算結果との比較においても (Fig. 4)、人体モデルは異なるものの、規格化誘導係数を指標として用いることにより、モデル間の差異はわずかになり、また係数の距離特性の傾向もよく一致した。なお、発生源の近傍において、Fig. 2(b)の配置の正面方向ばく露時の誘導係数の値が低いものになっている。この理由の解釈として、文献(18)では、最大磁界が腕の部分に存在し、ここでの断面が小さいため誘導される電流が小さくなることを挙げている。

〈3・5〉 均質球を用いた簡易評価手法 前節までの検討において、誘導電流・電界を指標としたばく露磁界の非一様性を表す規格化誘導係数は、モデルの差異や評価指標への依存性が小さく、単線電流路からの距離により決定されることを示した。モデルへの依存性が小さいということは、単純形状のモデルに対しても同様の傾向が得られることが期待され、著者らの研究の目標とする簡便で妥当な非一様磁界ばく露評価法の開発に道が開けるものとなる。本節では、人体詳細モデルに対する規格化誘導係数の距離特性を、単純形状のモデルを用いてより簡便に評価する手法について検討する。

ここでは単純形状の評価モデルとして均質球⁽¹⁷⁾⁽²²⁾を用いる。これは、他の検討で用いられている均質円断面⁽²⁰⁾や均質楕円断面⁽¹⁸⁾のモデルに比べ汎用性が高く、評価式が存在する利点を考慮するものである。単線電流路と均質球（半径 R ）の端部との距離が d 離れている場合の規格化誘導係数 K_J は、距離 d の関数として次の評価式により表現できる。

$$K_J(d) = \frac{2d}{R} \left(\frac{d+R}{R} \ln \frac{d+R}{d} - 1 \right) \dots\dots\dots (5)$$

この式は、Swanson⁽¹⁴⁾が示した単線電流路近傍の方形断面への誘導量の評価式からの類推により導出したものであり、数値計算との比較により妥当性を確認している⁽²²⁾。

半径 R の均質球を、単線電流路からの距離 d の位置（均質球端部までの距離）に配置した場合の、規格化誘導係数 K_J の距離 d に対する特性を、(5)式により評価した結果を Fig. 5 に示す。用いる均質球の大きさ（半径 R ）の与え方については任意性があるため、ここでは、 $R = 10 \text{ cm}$, 15 cm , 20 cm , 30 cm , および 50 cm についてプロットしている。半径 R を小さくすることにより、同じ距離 d における規格化誘導係数は増加し、半径を大きくすることにより規格化誘導係数は減少する。適当な R を選ぶことにより、前節までの検討における、人体詳細モデルに対する規格化誘導係数の距離 d に対する特性をよく模擬できることがわかる。ここでは、詳細モデルの規格化誘導係数の上限を安全側に評価することを主眼として、均質球の半径として $R = 20 \text{ cm}$ を用いた場

Fig. 5. Normalized induction factors for homogenous spheres with radius $R = 10 \text{ cm}$, 15 cm , 20 cm , 30 cm and 50 cm .

合について、先の人体詳細モデルに対する規格化誘導係数との比較を、先の Fig. 3, Fig. 4 に併せてプロットしている。なお $R = 20 \text{ cm}$ は、人体の断面の最大半径（正面方向の磁界ばく露時の胴体部）としてしばしば用いられる値に対応するものである。先に述べたように、均質球の半径については任意性があり、この値を調整することにより、詳細モデルの規格化誘導係数の上限の値にさらに近づけることができるが、検討配置のケース数や、磁界発生源の形態が限られていることから、現段階ではこれにとどめている。

4. 考 察

〈4・1〉 体内誘導量の各種評価指標について 本検討では、体内誘導量の評価指標として、誘導電流密度および誘導電界のそれぞれについて、「ボクセル最大値」のほか、「ボクセル 99%値」、電流方向に直交する「 1 cm^2 断面平均の最大値」、および、同「 1 cm^2 断面平均の 99%値」を算出した。ここではこれらの評価指標について説明を加える。なお、「99%値」とは、人体内の各位置での計算結果を統計上の母集団として扱い、計算結果を大きい順に並べた場合の 99%の位置に存在する値である。

ボクセルの「99%値」は、「Staircasing Error」あるいは「階段近似誤差」と呼ばれる、ボクセルを用いた計算上不可避の誤差（過大な値として表れる）を除去する目的で、Dawson, Stuchly らにより誘導電界に対し導入が試みられている指標である⁽²⁴⁾。解析解のある単純なモデルによる検討結果に基づき「99%」が適当であるとされているが、この考え方の詳細モデルへの適用の妥当性はなお不明である。

また、電流方向に直交する「 1 cm^2 断面平均の最大値」については、ICNIRP ガイドライン⁽¹⁾において、誘導電流密度の基本制限の評価方法として採用されていることから、関心が高い評価指標である。本稿では、平均化に使用するボクセルに空気層が含まれる場合、空気層を除外して平均化を行ったが、他の手法もとリエることから、平均化手法についてはなお議論のあるところである。

「1cm²断面平均の99%値」という指標については、文献(18)においてIEEE規格⁽⁴⁾に明示された均質楕円断面モデルに対する最大誘導電流と、人体詳細モデルでの最大誘導電流の大きさが同等とみなせるように導入された指標であり、ボクセル最大誘導電流に対する割合は最も小さくなる。

誘導電流密度と誘導電界のいずれが適切かの議論も含め、どの指標を用いるかにより誘導量そのものの評価値が大きく異なってくるため、使用する指標についての合意が必要となるが、規格化誘導係数を用いることにより、いずれの評価指標を用いてもほとんど差はみられないことは、規格化誘導係数を用いる手法の利点である。

〈4・2〉 全身平均磁界の有効性の検証 先に述べたように、ICNIRPガイドライン⁽¹⁾では、非一様磁界ばく露の評価時に、全身の磁界の平均値を求めて、磁界の参考レベルと比較する方法も示されている。本節では、この手法の有効性について検証する。

検討では、全身平均磁界を指標とした場合の規格化誘導係数に相当する係数を計算し、これまでの議論における最大誘導電流密度を指標とする規格化誘導係数との比較を行う。磁界発生源としてFig. 2と同じ3通りのものを用い、日本人男性モデルを対象に、全身平均磁界を算出した。つぎに、この全身平均磁界を指標とした規格化誘導係数に相当する係数、すなわち、「最大磁界に対する全身平均磁界の割合」を算出した。Fig. 6に最大誘導電流密度を指標とする規格化誘導係数との比較を示す。結果より、この2つの評価指標の差は比較的小さく、全身平均磁界が、磁界の非一様性を評価する良好な指標となっていることが読み取れる。しかしながら、実際の適用にあたっては、全身にわたる磁界の平均値を測定により得ることは煩雑であるため、困難が予想される。

〈4・3〉 防護指針適合性評価に関する論点 最後に、一部繰り返しになるが、防護指針適合性評価についての著

者らの論点について整理する。

(1) まず、一様磁界ばく露を想定した場合、防護指針では、磁界参考レベルを超えた場合、誘導電流計算評価を行い、基本制限との比較評価を行うことになる。しかしながら、計算において適用する人体モデルは任意であり、使用するモデルによって評価結果が大きく異なるため、評価の正当性を示すことが困難である。また、結果的に防護指針に示された基本制限と参考レベルの関係との整合がとれなくなる。

(2) このため、磁界と誘導電流の換算は、どこかにオーソライズされた拠りどころ(基準)を求めたい。この際、適用する防護指針に示された、基本制限と参考レベルの関係を用いることが、最も適切で説得力があり、後述の非一様磁界ばく露の検討でも矛盾が生じない。

(3) 非一様磁界ばく露に対しても、誘導電流の直接評価を行うと一様磁界ばく露と同様に人体モデルの違いが評価結果に反映され大きく異なる。これに対し、本論文で示したように、一様磁界ばく露の評価値に対する割合(=規格化誘導係数。モデル内最大磁界が等しいとした場合)は、モデルの依存性が極めて小さい。

(4) したがって、非一様磁界ばく露に対しては、規格化誘導係数(磁界の非一様性を反映した係数で、モデルに依存せず、本稿の(5)式が共通に使用できる)を用いて、最大磁界の測定値を補正(減ずる方向となる)し、等価な一様磁界に換算することで、防護指針の参考レベルと比較が可能となる。あるいは、防護指針の参考レベルに規格化誘導係数の逆数を乗ずれば、最大磁界と比較可能な「緩和された」参考レベルが得られる。

(5) 議論からやや逸れるが、非一様磁界ばく露を扱う学術論文においても、非一様磁界ばく露の誘導電流評価結果とともに、同じ人体モデル、数値計算コードを用いた一様磁界ばく露条件での誘導電流評価結果の併記が推奨される。これにより、規格化誘導係数の算出が可能となるとともに、評価結果の解釈が容易になる。

5. まとめ

本研究では、簡便で妥当な非一様磁界ばく露評価手法の開発を目的とし、以下の検討を行った。はじめに誘導電流数値計算評価により防護指針の基本制限と比較する手法の問題点を示し、次にこれを解決する手法として、磁界の非一様性の指標となる規格化誘導係数を用いて等価な一様磁界を求める手法とその利点を示した。次に、日本人詳細モデルを対象にインピーダンス法による誘導電流計算を行い、規格化誘導係数を算出し、モデル間、指標間の比較を行った。この結果、規格化誘導係数を用いる評価手法では、使用する人体モデルや評価指標の違いの影響がわずかであることを示した。最後に、規格化誘導係数の距離依存性を、均質球を用いて解析式により簡便に求める手法を示し、簡便な非一様磁界ばく露評価手法開発への足がかりとした。

現在までの検討では、非一様磁界ばく露として限られた

Fig. 6. Normalized induction factors estimated by the “whole body average” of exposing magnetic field. Comparison with the factors based on maximum induced currents (Japanese male model).

ケースの単線電流路近傍のみを模擬しているが、今後これとは異なるさまざまな配置や、電力線を模擬する 3 相電流路や機器を模擬する電流ループ（磁気ダイポール）など異なる形態の磁界発生源に対し、均質球を用いる本手法の有効性の確認を行い、手法の完成度を高めたいと考えている。

謝 辞

本研究を行うにあたり、日本人人体詳細モデルの提供をいただくとともに、数値計算において有益なご教示をいただきました。独立行政法人情報通信研究機構、渡辺聡一博士、和氣加奈子博士、長岡智明博士をはじめ同機構の関係各位に感謝いたします。また、誘導電流数値計算には、(株)電力計算センター、大西浩史氏ならびに小野喜芳氏のご助力をいただきました。ここに感謝申し上げます。

(平成 18 年 7 月 19 日受付, 平成 18 年 10 月 20 日再受付)

文 献

- (1) ICNIRP : "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)", *Health Phys.*, Vol.74, No.4, pp.494-522 (1998)
- (2) "Council recommendation of 12 July 1999 on the limitation of exposure of the general public to electromagnetic fields (0 Hz to 300 GHz)", 1999/519/EC (1999)
- (3) "Directive 2004/40/EC of the European parliament and of the council of 29 April 2004 on the minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (electromagnetic fields)" 18th Individual Directive within the Meaning of Article 16(1) of Directive 89/391/EEC (2004)
- (4) IEEE : "IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to electromagnetic fields, 0-3 kHz", IEEE Std C95.6 (2002)
- (5) "Exposure to electromagnetic fields (0 Hz – 10 MHz)", Pub 2000/6, Health Council of Netherlands (2000)
- (6) T. Nagaoka, K. Sakurai, E. Kunieda, S. Watanabe, H. Honma, T. Suzuki, M. Kawai, K. Sakamoto, K. Ogawa, K. Konokawa, K. Kubota, B. Kim, M. Taki, Y. Yamanaka, and S. Watanabe : "The development of whole-body high-resolution voxel models of the average Japanese adult male and female", *J. Jpn Soc. Medical & Biological Engineering*, Vol.40, No.4, pp.239-246 (2002) (in Japanese)
長岡智明・櫻井清子・国枝悦夫・渡辺聡一・本間寛之・鈴木 保・河合光正・酒本勝之・小川幸次・此川公紀・久保田勝巳・金 鳳洙・多氣昌生・山中幸雄・渡辺 敏 : 「日本人成人男女の平均体型を有する全身数値モデルの開発」, *生体医工学*, **40**, 4, pp.239-246 (2002)
- (7) T. Nagaoka, S. Watanabe, K. Sakurai, E. Kunieda, S. Watanabe, M. Taki, and Y. Yamanaka : "Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult males and females of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry", *Phys. Med. Biol.*, Vol.49, pp.1-15 (2004)
- (8) M. A. Stuchly and T. W. Dawson : "Interaction of low-frequency electric and magnetic fields with the human body", *Proc IEEE*, Vol.88, No.5, pp.643-664 (2000)
- (9) 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.*, Vol.43, pp.221-230 (1998)
- (10) P. Dimbylow : "Development of the female voxel phantom, NAOMI, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields", *Phys. Med. Biol.*, Vol.50, No.6, pp.1047-1070 (2005)
- (11) W. Xi and M. A. Stuchly : "High spatial resolution analysis of electric currents induced in man by ELF magnetic fields", *Appl. Comput. Electromag. Soc. J.*, Vol.9, pp.127-134 (1994)
- (12) T. W. Dawson, K. Caputa, and M. A. Stuchly : "Influence of human model resolution on computed currents induced in organs by 60-Hz magnetic fields", *Bioelectromagnetics*, Vol.18, pp.478-490 (1997)
- (13) R. Kavet, M. A. Stuchly, W. H. Bailey, and T. D. Bracken : "Evaluation of biological effects, dosimetric models and exposure assessment related to ELF electric- and magnetic-field guidelines", *Appl. Occupational Environmental Hygiene*, Vol.16, pp.1118-1138 (2001)
- (14) J. Swanson : "A transmission utility's experience of applying EMF exposure standards", *Health Phys.*, Vol.83, No.3, pp.417-425 (2002)
- (15) M. A. Stuchly and T. W. Dawson : "Human body exposure to power lines: relation of induced quantities to external magnetic fields", *Health Phys.*, Vol.83, No.3, pp.333-340 (2002)
- (16) T. D. Bracken : "Assessing compliance with power-frequency magnetic-field guidelines", *Health Phys.*, Vol.83, No.3, pp.409-416 (2002)
- (17) W. T. Kaune, J. L. Guttman, and R. Kavet : "Comparison of coupling of humans to electric and magnetic fields with frequencies between 100 Hz and 100 kHz", *Bioelectromagnetics*, Vol.18, pp.67-76 (1997)
- (18) T. D. Bracken and T. W. Dawson : "Evaluation of nonuniform 60-hertz magnetic-field exposures for compliance with guidelines", *J. Occupational & Environmental Hygiene*, Vol.1, pp.629-638 (2004)
- (19) IEC : "Exposure to electric or magnetic fields in the low and intermediate frequency range – Methods for calculating the current density and internal electric field induced in the human body, Part 1: General", IEC 62226-1 (2004-11)
- (20) IEC : "Exposure to electric or magnetic fields in the low and intermediate frequency range – Methods for calculating the current density and internal electric field induced in the human body, Part 2-1: Exposure to magnetic fields – 2D models", IEC 62226-2-1 (2004-11)
- (21) IEC : "Measurement methods for electromagnetic fields of household appliances and similar apparatus with regard to human exposure", IEC 62233 (2005-10)
- (22) K. Yamazaki, T. Kawamoto, H. Fujinami, and T. Shigemitsu : "Simplified Dosimetry for Human Exposure to Non-uniform ELF Magnetic Field", *IEEE Trans EM*, Vol.125, No.7, pp.571-576 (2005-7)
- (23) K. Yamazaki, T. Kawamoto, H. Fujinami, and T. Shigemitsu : "Investigation of Relationship between ELF Magnetic Field and Induced Current Inside Human Body", *T. IEEE. Japan*, Vol.120-A, No.3, pp.369-370 (2000-3) (in Japanese)
山崎健一・河本 正・藤波秀雄・重光 司 : 「低周波磁界と人体内部誘導電流に関する考察－誘導電流換算モデルの比較－」, *電学論 A*, **120**, 3, pp.369-370 (2000-3)
- (24) T. W. Dawson, M. Potter, and M. A. Stuchly : "Evaluation of modeling accuracy of power frequency field interactions with the human body", *Appl. Comput. Electromag. Soc. J.*, Vol.16, No.2, pp.162-172 (2001)
- (25) N. Orcutt and O. P. Gandhi : "A -3D impedance method to calculate power deposition in biological bodies subjected to time varying magnetic fields", *IEEE Trans Biomedical Engineering*, Vol.35, No.8, pp.577-583 (1988)
- (26) K. Wake, T. Tanaka, and M. Taki : "Analysis of induced currents in a rat exposed to 50-Hz linearly and circularly polarized magnetic fields", *Bioelectromagnetics*, Vol.21, pp.354-363 (2000)
- (27) Y. Suzuki and M. Taki : "Measurement of magnetic field from an induction heating hob and estimation of induced current density in human body", *IEEE Trans EM*, Vol.125, No.5, pp.427-433 (2005-5) (in Japanese)
鈴木敬久・多氣昌生 : 「誘導加熱調理器近傍の加熱周波数磁界の測定と人体誘導電流推定」, *電学論 A*, **125**, 5, pp.427-433 (2005-5)
- (28) Y. Kamimura, M. Kojima, and Y. Yamada : "Induced current inside a spherical model of a human head due to magnetic current sources of AC drive electric shaver", *IEICE Trans. Communication (Japanese Edition)*, Vol.J85-B, No.5, pp.706-714 (2002-5) (in Japanese)
上村佳嗣・小島勝哉・山田芳文 : 「交流式電気シェーバの磁流源の同定とそれによる頭部内の誘導電流の計算」, *通信学論(B)*, **J85-B**, 5, pp.706-714 (2003-5)
- (29) H. Tarao, N. Hayashi, and K. Isaka : "Numerical analysis of induced current inhuman head exposed to nonuniform magnetic field including harmonics", *IEEE Trans EM*, Vol.123, No.11, pp.1100-1107 (2003-11) (in Japanese)
太良尾浩生・林 則行・伊坂勝生 : 「高周波を含む不平等磁界による頭部モデル内誘導電流の解析」, *電学論 A*, **123**, 11, pp.1100-1107 (2003-11)
- (30) H. Tarao, N. Hayashi, and K. Isaka : "Averaging treatment of numerically obtained induced currents in human body exposed to intermediate frequency magnetic fields in the vicinity of household induction heater", *J. IEIE Japan*, Vol.26, No.2, pp.142-151 (2006) (in Japanese)

太良尾浩生・林 則行・伊坂勝生：「電磁調理器からの中間周波漏れ磁界による体内誘導電流の解析と平均化処理」，電気設備学誌，**26**，2，pp.142-151 (2006)

- (31) S. Nishizawa, H-O. Ruoss, F. M. Landstorfer, and O. Hashimoto : “Numerical study on an equivalent source model for inhomogeneous magnetic field dosimetry in the low-frequency range”, *IEEE Trans Biomed. Eng.*, Vol.51, No.4, pp.612-616 (2004)
- (32) S. Nishizawa, F. Landstorfer, K. Matsumoto, and O. Hashimoto : “Magnetic field and dosimetric study at intermediate frequency range using the coil source model”, *IEICE Trans Electron.*, Vol.E89-C, No.4, pp.524-530 (2006)
- (33) S. Hamada and T. Kobayashi : “Analysis of electric field induced by ELF magnetic field utilizing fast-multipole surface-charge-simulation method for voxel data”, *IEEJ Trans FM*, Vol.126, No.5, pp.355-362 (2006-5) (in Japanese)
濱田昌司・小林哲生：「ボクセルデータ用高速多重極表面電荷法による低周波磁界誘導電界計算」，電学論 A，**126**，5，pp.355-362 (2006-5)
- (34) C. Gabriel : “Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequency”, Technical Report of Brooks Air Force Base, AL/OE-TR-1996-0037 (1996)

山 崎 健 一

(正員) 1968年2月26日生。1990年3月東京理科大学理学部応用物理学科卒業。1992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4月(財)電力中央研究所入所，主として，電磁環境評価ならびに生体作用に関する研究に従事し，現在に至る。博士(工学)。2002年～2003年米国ワシントン州立大学電気工学科客員研究員。2001年電気学会論文賞受賞。IEEE Senior Member，Bioelectromagnetics Society 会員。

河 本 正

(正員) 1953年11月26日生。1974年3月奈良工業高等専門学校電気工学科卒業。1979年3月東京理科大学理学部II部物理学科卒業。1974年4月(財)電力中央研究所入所，主として，電界・磁界計算法に関する研究に従事し，現在に至る。博士(工学)。1989年および2001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。1978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4月(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，電力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し，現在に至る。工学博士。1989年～1990年カナダ・マニトバ大学電気工学科客員研究員。1989年，1994年および2001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。1978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。1974年～1976年ドイツ Max Planck 生理学研究所 Assistant Researcher。1980年4月(財)電力中央研究所入所，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し，現在に至る。工学博士。第40回オーム賞，2001年電気学会論文賞受賞。IEEE 会員，

Bioelectromagnetics Society 前 Board Member。