

磁気共鳴型無線電力伝送に対する高速人体数値ドシメトリ解析

土田 昌吾[†] ラークソ イルッカ[†] 平田 晃正^{†a)}

Fast Computational Method for Human Dosimetry due to Wireless Power Transfer with Magnetic Resonance

Shogo TSUCHIDA[†], Ilkka LAAKSO[†], and Akimasa HIRATA^{†a)}

あらまし 近年、無線電力伝送の実用化に向けた動向に注目が集まる一方で、無線電力伝送に伴う電磁界の人体に与える影響について関心が寄せられている。しかしながら、無線電力伝送に対するドシメトリを行った例は少なく、有効な計算手法が確立されているとは言いがたい。本論文では、10 MHz 帯無線電力伝送システムを対象に、高速な人体ドシメトリ手法の提案と有効性の検討を行った。まず、full-wave 電磁界解析手法と準静的解析手法を用いて円柱モデル内の誘導量の比較を行うことで、準静近似の有効性について検討した。また、生体に対する電磁界解析に多重格子法を適用することにより、高速化を実現し、様々な暴露条件において人体モデル内 SAR (Specific Absorption Rate: 比吸収率) のばらつきについて検討した。まず、準静近似に基づく 2 段階解析手法と full-wave 解析の結果を比較した結果、人体を模擬した円柱モデルの有無による磁界強度の差異は 4.8%、局所ピーク SAR の差異は最大で 7.8% であり、10 MHz 帯における準静近似の有効性を確認した。また、準静近似に基づく 2 段階解析手法における連立一次方程式の反復解法として多重格子法を導入することにより、反復解法として逐次加速緩和法を用いた場合に比べて 300 倍程度の高速化が可能であることが分かった。提案手法を用いて解剖学的数値人体モデルに対する数値ドシメトリを行った結果、磁気結合コイルが人体胸部正面にある場合に局所ピーク SAR は最大となることが分かった。更に、複数の人体モデルに対して局所ピーク SAR を解析した結果、奇モードに対して最大で 102%、偶モードに対しては最大で 77% のばらつきが生じ、その要因は人体モデルの断面積の差異によるものと推察された。

キーワード 磁気共鳴型無線電力伝送, スカラポテンシャル有限差分法, 多重格子法, 比吸収率 (SAR)

1. ま え が き

近年、無線電力伝送の実用化に向けた動向に注目が集まっている。無線電力伝送において使用が検討される周波数は複数挙げられるが、その一つとして MHz 帯が挙げられ、特に ISM (Industry Science Medical) 帯である 13.56 MHz の利用が期待される。一方で、無線電力伝送システムで伝送される電力は数 kW まで想定されており、従来の無線通信などで用いられている電磁界強度に比べて大きい。そのため、無線電力伝送システムからの電磁界により、人体内に誘導される電界あるいは吸収電力に関心が寄せられている。国際防護ガイドライン [1] によれば、本周波数帯における電

波の生体影響は電力吸収に伴う熱作用が支配的とされ、その評価指標として比吸収率 (Specific Absorption Rate: SAR [W/kg]) が用いられる。更に、局所暴露に対しては 10 g 平均 SAR が、全身暴露に対しては全身平均 SAR が用いられる。しかしながら、無線電力伝送システムについて、適合性を評価した例は多くはない [2]~[4]。具体的には、FDTD (Finite Difference Time Domain) 法を用いてドシメトリを行った例 [3] や、準静近似に基づく 2 段階解析手法を用いてドシメトリを行った例が報告されている [3], [4]。ここで、準静近似に基づく 2 段階解析手法とは、まず、何らかの手法により自由空間中の磁界分布あるいはベクトルポテンシャルを求める。この際、磁界分布は人体の存在によりほとんど変化しないこと、また、電界による体内誘導量は十分小さいことを前提にする。次に、得られた磁界分布あるいはベクトルポテンシャルを波源として、準静的に体内誘導量の計算を行う手法である。

[†] 名古屋工業大学工学部, 名古屋市

Nagoya Institute of Technology, 1-2-3 Gokiso-cho, Showa-ku, Nagoya-shi, 466-8555 Japan

a) E-mail: ahirata@nitech.ac.jp

しかしながら、FDTD法は低周波数においてばく大な計算時間がかかることや、準静近似に基づく2段階解析手法についてもその有効性の検討は不十分であり、10MHz帯磁気共鳴型無線電力伝送に対するドシメトリにおける解析手法の確立が求められていた。筆者らは、準静近似に基づく2段階解析手法について有効性を検討したものの[4]、不均一な磁界分布となる無線電力伝送システムに対して解剖学的人体モデルを用いた際には、解析における数値収束性は十分ではなく、精度及び解析時間の点で難点があった。

本論文では、磁気共鳴型無線電力伝送に伴う電磁界による体内誘導量評価を目的とし、まず、準静近似に基づく2段階解析手法の有効性を検討する。具体的には、磁気共鳴型無線電力伝送システム[5]で用いられる磁気結合コイル近傍に人体を模擬した均質円柱モデルを配置し、人体の有無による電磁界分布の比較を行った。また、円柱モデルにおける体内誘導量をfull-wave電磁界解析手法と準静近似に基づく2段階解析手法を用いてそれぞれ解析し、局所SARの比較を行うことにより、本論文で提案する準静近似に基づく2段階解析手法の有効性について検討を行う。特に、体内誘導量を解析するにあたり準静近似に基づく2段階解析手法における連立一次方程式の反復解法として多重格子法を導入する方法を提案する。開発した手法を用いて数値人体モデルに対してドシメトリを行い、解析時間及び数値収束性について検討する。更に、磁気結合コイルと数値人体モデルとの相対位置を変化させた場合、様々な人体モデルを用いて、コイルとモデルの相対位置を変化させ、体内誘導量のばらつきについて検討する。

2. モデルと解析手法

2.1 数値人体モデル

基礎検討には、筋肉組織の電気定数を2/3倍した仮想的な媒質である2/3筋肉組織で構成された均質円柱モデルを用いた。なお、人体における高含水組織と低含水組織の割合がおおよそ2対1であり、また、前者の電気定数は後者のものに比べて十分大きい。そのため、高含水組織の代表例である筋肉組織の電気定数に2/3を乗じた値がしばしば用いられており[6]、本論文でもその値を用いることとした。均質円柱モデルは、成人人体の寸法を考慮し、高さ及び半径を、それぞれ1.7m、0.14mとした。

解剖学的人体モデルには、情報通信研究機構が開発

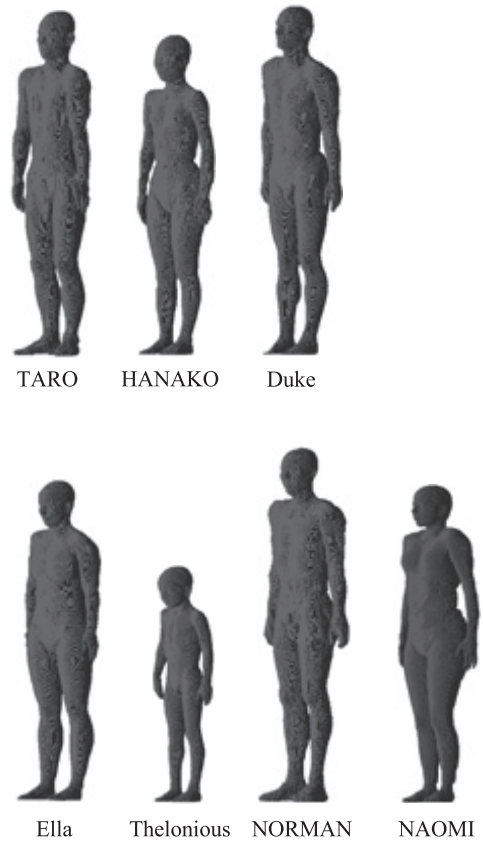


図1 数値人体モデルの概観

Fig. 1 Overview of anatomically-based models.

した日本人成人男女モデル (TARO, HANAKO) [7]、英国放射線防護局 (NRPB: National Radiological Protection Board, 現在 Health Protection Agency) 開発による平均的な欧米人の数値モデルである NORMAN [8] 及び NAOMI [9]、国際プロジェクトで開発された Virtual Family [10] と名づけられた数値モデル群のうち、Duke, Ella, Thelonious を用いることとした。これらの数値人体モデルは、皮膚、筋肉、脂肪、骨、脳、心臓、血管など数十種類の組織で構成されている。また、Virtual Family では複数の解像度が提供されているが、2mmの分解能を用いることとした。人体組織の電気定数は文献[11]より引用した。各数値人体モデルについて、図1にモデルの概観を、表1にモデルの身長、体重を示す。

2.2 Full-wave 電磁界解析手法

本論文では、電磁界解析手法として商用ソフトである FEKO (EM Software & System-S.A. (Pty) Ltd,

表 1 数値人体モデルの諸元
Table 1 Height and weight of anatomically based models.

Models	TARO	HANAKO	Duke
Height[m]	1.73	1.61	1.74
Weight[kg]	65	53	70

Models	Ella	Thelonious	NORMAN	NAOMI
Height[m]	1.60	1.17	1.76	1.63
Weight[kg]	58	17	76	60

Suite 6.1) を用いた。FEKO は、積分方程式に基づく数値解析手法であり、コイルのような曲線を有する複雑な構造を模擬することに適したモーメント法と、損失性媒質モデルを扱う場合に有効である有限要素法を組み合わせたソフトウェアである。

2.3 準静近似に基づく解析手法

2.3.1 スカラポテンシャル有限差分法

準静近似が有効とされる十数 MHz 以下の周波数帯において、電磁界暴露は、電界暴露と磁界暴露に分けて考えることが可能となり、その解析は飛躍的に簡易となる。特に、磁界分布は人体の存在により変化しないため、極低周波におけるドシメトリでは、この仮定に基づき解析が行われている [12]。

先の文献 [3], [4] で用いられた準静近似に基づく 2 段階解析手法は、人体が存在しない場合におけるベクトルポテンシャル若しくは電流分布を計算し、得られたベクトルポテンシャル分布を波源としてドシメトリを行う手法である。本論文では、磁界結合コイルにより生じる磁界に対する体内誘導量を full-wave 電磁界解析手法と準静近似に基づく 2 段階解析手法を用いて解析し、SAR の比較を行うことで更なる有効性を検証する。本論文で用いる 2 段階の解析として、まず、モーメント法を用いて、磁界結合コイルにより自由空間中に発生する磁界分布の計算を行う。次に、スカラポテンシャル有限差分 (Scalar Potential Finite Difference: SPFD) 法 [12] を用いて体内誘導量の計算を行う。SPFD 法は生体などの計算対象をボクセルでモデル化し、導電率があるボクセルに含まれる全ての節点について、電気スカラポテンシャルを未知変数とした以下の連立一次方程式を解く有限差分法である。

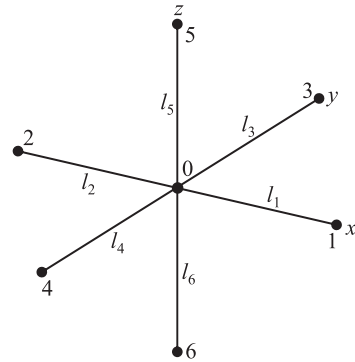


図 2 ボクセルの節点配置
Fig. 2 Node arrangement of a voxel.

$$\left(\sum_{n=1}^6 S_n \right) \varphi_0 - \sum_{n=1}^6 S_n \varphi_n = j\omega \sum_{n=1}^6 (-1)^{n+1} S_n l_n A_n \quad (1)$$

図 2 にボクセルの節点配置を示す。式 (1) は図 2 に示す節点 0 を中心とした連立一次方程式であり、 φ_0 は節点 0 における電気スカラポテンシャル、 φ_n は図 2 に示す節点 0 を中心とした各軸方向における六つの節点 n における電気スカラポテンシャル、 A_n はボクセルの辺 n に平行な外部磁気ベクトルポテンシャル、 l_n は辺 n の長さ、 S_n は辺 n のコンダクタンス、 ω は角周波数である。準静近似に基づく解析手法は、通常、連立一次方程式をベクトル量で表現しているため、唯一スカラ量で表現している SPFD 法は最も計算負荷の小さい解析手法であることが知られている [13]。

2.3.2 多重格子法

式 (1) の連立一次方程式の代表的な反復解法として逐次加速緩和 (SOR: Successive Over Relaxation) 法、共役こう配法などがある。SOR 法は連立方程式を解く際の計算を、常に同じサイズのグリッドを用いて行っており、十分な精度を得るのには解析時間を要していた。一方、多重格子法 [14] では、計算をサイズの異なるいくつかのグリッドを用いて行うことで、誤差を効率的に減衰させる手法である。なお、多重格子法には、幾何多重格子法、代数多重格子法がある。ここで詳細は示さないが、本問題には前者の方が 10 倍以上高速であった。ゆえに本論文で前者を多重格子法と呼び、以降その説明に焦点を当てる。なお、人体のような不均質な媒質に多重格子法を適用した例は、筆者らの予備的な検討例 [4] しかなかった。

多重格子法 [14] では、まず細かいグリッドを用いて SOR 法等の反復計算を数回程度行い近似解 u^h を得る。

$$A^h u^h = b^h \quad (2)$$

次に、得られた近似解 u^h に対する残差 r^h を計算する。

$$r^h = b^h - A^h u^h \quad (3)$$

更に、残差 r^h を一段階粗いグリッドに補間 (制限補間) し、この残差 r^{2h} に関する残差方程式である式 (4) に対して再び反復計算を行うことで、残差 r^{2h} に対する誤差 e^{2h} を計算する。

$$A^{2h} e^{2h} = r^{2h} \quad (4)$$

そして、残差方程式の解として得られた誤差 e^{2h} を一段階細かいグリッドに補間 (延長補間) し、近似解 u^h の補正を行う。

$$u^h = u^h + e^h \quad (5)$$

これらの操作を更に粗いグリッドを用いて行うことで、計算にかかる時間を減少させる。

2.3.3 多重格子法の実装

本論文では、最も細かいグリッドサイズを 2 mm とし、4 mm, 8 mm と 2 の累乗となるようにグリッドを粗くし、6 段階のグリッドを作成した。粗いグリッドにおけるボクセルの導電率 σ^{2h} としては、そのボクセルに含まれる 8 個のボクセルの導電率 σ^h の平均値を用い、多重格子法における反復解法としては SOR

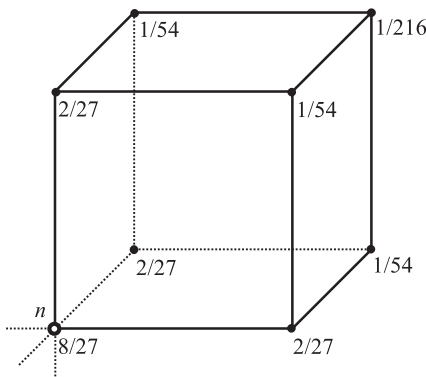


図 3 節点 n を中心とした場合の制限補間における重み付け要素

Fig. 3 Weighting factors for the restriction operation in terms of the node n .

法を用い、各段階においての適用回数は 3 とした。また、より高精度、高速に数値解を求めるため、以下の制限補間を行った。粗いグリッドの節点 n の残差 r^{2h} は、節点 n を共有する細かいグリッドにおける 8 個のボクセルに含まれる 27 個の節点の残差を重み付けした値を用い、以下の式で計算した。

$$r^{2h} = \sum_{i=1}^{27} C_i r_i^h \quad (6)$$

ここで、 C_i 、 r_i^h はそれぞれ細かいグリッドにおける節点の残差と重み付けの値である。 C_i の値を図 3 に示す。なお、延長補間としては、線形補間を用いることとした。

3. 準静近似に基づく 2 段階解析手法の有効性の検討

3.1 暴露条件

本論文で提案する準静近似に基づく 2 段階解析手法の有効性の検討を行うが、その際用いる磁気結合コイルの概観を図 4 に示す。送信側、受信側共に一つのヘリカルコイルから構成されている [5]。送信側、受信側に設けたポートをそれぞれ port1, port2 として、port1 には 1 W の給電点を設け、port2 には 50 Ω の抵抗を装荷した。磁気結合コイルのパラメータは、文献 [5] に基づき決定したものである。与えられたパラメータに対し、共振条件は 11.36 MHz, 11.92 MHz となる。ここで、これら二つの共振モードをそれぞれ奇モード、偶モードとする。

伝送方向と均質円柱モデルの身長方向が平行の場合、

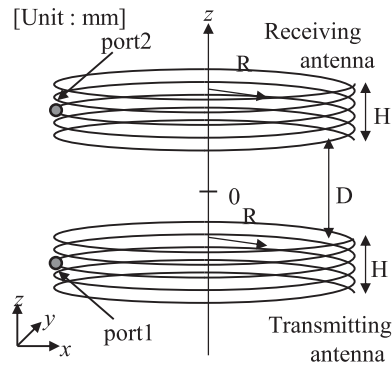


図 4 磁気結合コイルの概観 $R = 300$ mm, $H = 200$ mm, $D = 300$ mm

Fig. 4 Geometry of the coils ($R = 300$ mm, $H = 200$ mm, $D = 300$ mm)

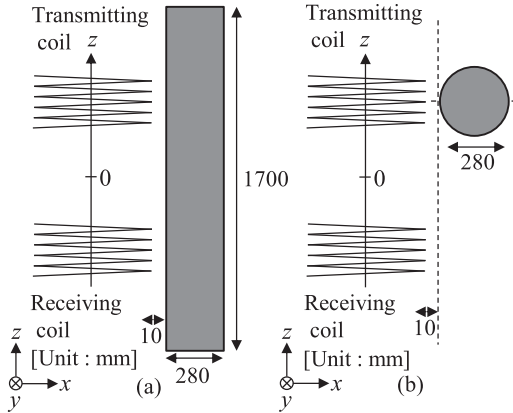


図 5 均質円柱モデルの身長方向が送受信コイルと (a) 平行, (b) 垂直な場合の相対位置関係

Fig. 5 The exposure conditions of the coils and the lossy dielectric cylinder when the transmission direction and the height direction is (a) parallel and (b) vertical.

垂直の場合の暴露条件をそれぞれ図 5 (a), (b) に示す。二つのコイルを水平方向に配置し、コイル前方 1 cm の位置にモデルを配置した。ここで、図 5 (a) におけるモデルの配置はコイルにおける二つのポートと人体が最も近接しており、コイルの入力インピーダンスの変化が最大となる場合を想定している。また、図 5 (b) はより現実に即した最悪の暴露条件を示す。ここで、筆者らは、均質円柱モデルの存在の有無による入力インピーダンス、共振周波数の変化について検討を行っている [4]。その結果、均質円柱モデルを配置したことにより、共振周波数が変化すること、また、キャパシタンスを装荷し、インピーダンス整合をとることで、伝送効率が改善したことを報告した。そこで、本論文ではより安全側の結果を与える暴露条件を考え、キャパシタンスの装荷により、整合が取れていることを想定することとした。

なお、10 MHz 帯において均質円柱モデルの 2/3 筋肉組織の比誘電率と導電率は、それぞれ 103, 0.41 S/m である。また、SPFD 法におけるセルサイズは数値人体モデルの解像度と合致するように 2 mm とした。

3.2 均質円柱モデルを用いた体内誘導量解析

本論文で提案する準静近似に基づく 2 段階解析手法の有効性を検討するために、図 5 (a) の暴露条件において均質円柱モデルの有無による磁界分布の比較を行った。図 6 に偶モードに対する、送受信コイルの中央断面における磁界分布と電界分布の水平断面図を示す。

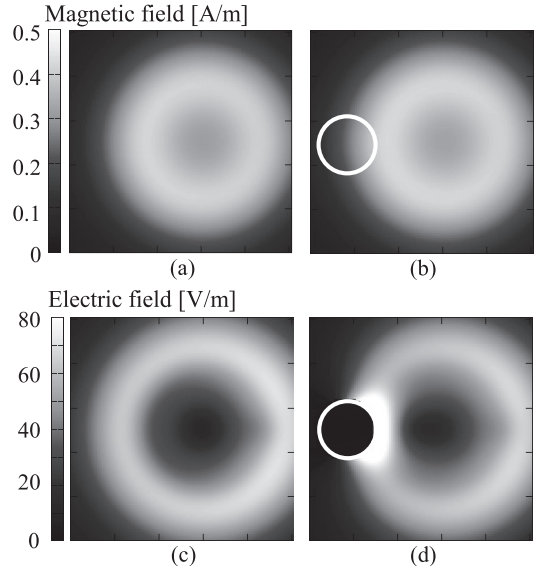


図 6 偶モードにおいて平面 $z = 0$ の (a) 円柱なし (b) 円柱ありの場合の磁界. (c) 円柱なし (d) 円柱ありの場合の電界分布

Fig. 6 Magnetic field distributions (a) without and (b) with the cylinder, and electric field distributions (c) without and (d) with the cylinder for the even mode on the $z = 0$ plane.

図 6 (a), (b) より、均質円柱モデルの有無によらず磁界分布はコイルの中央付近では磁界強度が弱く、コイルの外側では磁界強度が強くなる傾向を示していることが確認できる。また、均質円柱モデルにおける磁界の最大値で規格化した場合の差異は、最大で 4.9% となった。一方、図 6 (c), (d) より、電界分布は円柱モデルが存在することで円柱モデル付近において分布が乱れていることが確認できる。これは、誘導電界が外部電界に比べはるかに小さいこと、つまり、人体が導体と同様に振る舞うことを示唆するものである。したがって、本解析周波数においては準静近似が有効であり、準静的解析における波源には、損失性誘電体の存在を考慮しない場合の磁界分布を用いることで十分であるといえる。得られた知見をもとに、二つのモードに対して full-wave 電磁界解析手法と準静近似に基づく 2 段階解析手法を用いてそれぞれ体内誘導量解析を行い、局所ピーク SAR の比較を行った。なお、[4] においても簡易な比較検討は行っているものの単精度、数値収束性については 10^{-4} に設定していた。詳細は次節で議論するが、本論文では、準静近似に基づく 2 段階解析手法における連立一次方程式の反復解法

として多重格子法を導入し、数値収束性を担保した上で、準静近似に基づく2段階解析手法の有効性の検討を行った。その結果、伝送方向とモデルの身長方向が平行の場合(図5(a)), 奇モードにおいてfull-wave電磁界解析, 準静近似に基づく2段階解析手法により求めた局所ピークSARはそれぞれ3.14 mW/kg, 2.97 mW/kgとなり, full-wave電磁界解析と準静的解析の差異は5.4%程度であった。また, 偶モードにおいて局所ピークSARは, それぞれ, 4.37 mW/kg, 4.03 mW/kgとなり, 差異は7.8%程度であり, 相違の主要因として電界の影響が考えられる。また, より現実的な配置として伝送方向とモデルの身長方向が垂直の場合(図5(b))について二つの手法により求めた局所ピークSARの差異は, 奇モード, 偶モードともに3%程度となり, モデルを平行に配置した場合(図5(a))と比べ差異は小さい値となった。なお, 本論文では詳細は示さないが, 他の暴露状況と比べて, 図5(a)の条件が最も差異が大きかった。上記SAR値の差異は, 数値解析の国際数値比較検討あるいは測定の不確定性とされる30%に比べて十分小さい値である[15]。また, 人体とコイルの距離が離れるにつれてこの値は減少する傾向となったことを付記する。これらの結果から, 10 MHz帯において準静近似に基づく2段階解析手法が有効であることが確認できた。

4. 解剖学的数値人体モデルを用いた体内誘導量解析

4.1 暴露条件

磁気結合コイル近傍に数値人体モデルを配置した場合の体内誘導電磁界を解析し, 特に局所SARのばらつきについて検討する。コイルに対して人体モデルを水平方向に動かす場合, 人体モデルに対してコイルを垂直方向に動かす場合の暴露条件をそれぞれ図7(a), (b)に示す。二つのコイルは水平方向に同一の高さに配置され, 更に人体モデルはコイル前方に配置することとした。ここで, 人体モデルはコイルの伝送方向とモデルの身長方向が垂直となるように配置することとした(円柱モデルの場合の図5(b)に対応)。モデルを水平方向に動かす場合には図7(a)に示すAからIの9箇所日本人成人男性モデルを配置し, コイルを垂直方向に動かす場合には図7(b)に示すAからHの8箇所コイルを配置し解析を行う。なお, コイルと人体モデルまでの距離を50 mmとし, コイルからの送信電力は1 Wとした。SPFD法におけるセルサイズは数

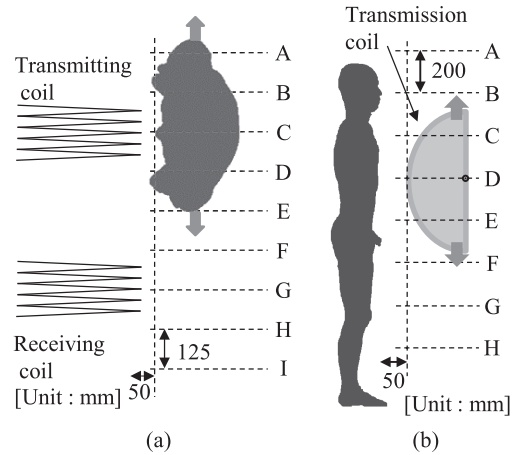


図7 (a) 数値人体モデルを水平に移動させる場合 (b) コイルを垂直方向に移動させる場合の相対位置関係
Fig. 7 Exposure conditions when (a) the position of human model is varied laterally and (b) the height of the coils is varied.

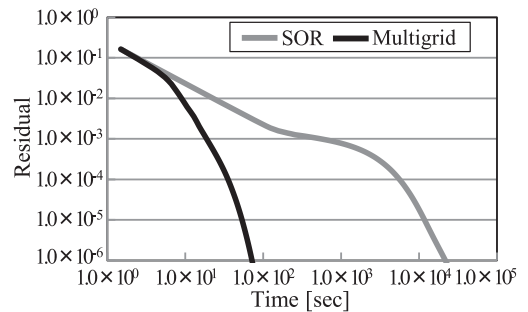


図8 数値解の収束結果
Fig. 8 Convergence results for numerical solution.

値人体モデルの解像度と合致するように2 mmとした。

4.2 多重格子法を適用した人体数値ドシメトリ

準静近似に基づく2段階解析手法における連立一次方程式の反復解法として多重格子法を導入した場合としない場合の解析時間の差異についての検討を行う。日本人成人男性モデルを用い, モデルの位置は図7(a)におけるCに, コイルの高さは図7(b)のDとし解析を行った。図8に行列計算手法としてSOR法のみを用いた場合と多重格子法を用いた場合の数値解の収束結果を示す。多重格子法では, 6段のグリッドを用いた。図8より, 多重格子法を用いた場合の数値解の収束はSOR法のみを用いた場合に比べ短い時間で収束していることが分かる。一例として, 反復法の収束判定値として 1.0×10^{-6} を選んだ場合, SOR法のみを用いた場合と, 多重格子法を導入した場合の計算時

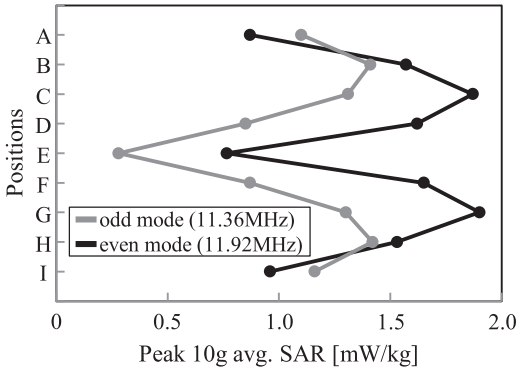


図9 数値人体モデルを水平方向に移動させた場合の10g平均SARのピーク値

Fig.9 Peak 10g averaged SAR in anatomically-based model when the position of human model is varied laterally.

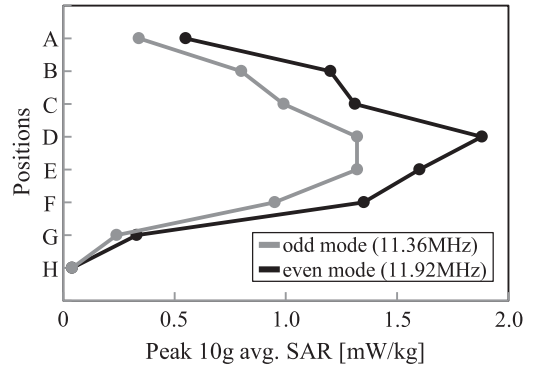


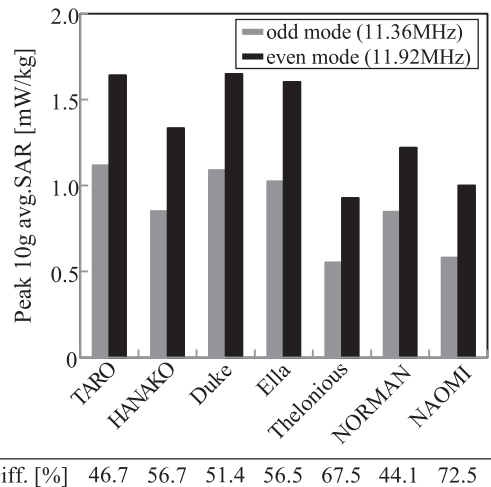
図10 磁気結合コイルを垂直方向に移動させた場合の10g平均SARのピーク値

Fig.10 Peak 10g averaged SAR in anatomically-based model when the height of the coils is varied longitudinally.

間は、21844 秒と 72.5 秒となり、SPFD 法における行列計算法として SOR 法を用いた場合に比べて、多重格子法を実装することで計算速度が 300 倍に向上することを確認した。したがって、モーメント法などにより、一度磁界分布を計算すれば、多重格子法を導入した SPFD 法により、高速にドシメトリが可能であるといえる。なお、2mm の均一グリッドを用いて本研究グループが開発した FDTD 法 [16] で解析したと仮定した場合、概算で 55 時間程度要するが、実際にはコイルの曲線のモデル化において曲線を連続的に模擬することが難しく、結果的に共振周波数を合致させて計算するにはより細かいセルサイズを用いる、あるいはサブグリッド法 [17] など計算を工夫する必要がある、より多くの計算資源が必要となることを付記する。

4.3 数値人体モデルを用いた体内誘導量解析

図9に日本人成人男性モデルを水平方向に移動させた場合の、図10にコイルを垂直方向に移動させた場合の10g平均SARのピーク値の計算結果を示す。図9より、送受信コイル正面C及びG付近の局所ピークSARは、他の位置に比べ大きいことが分かる。これは、コイルを構成する導線付近において磁界が大きいため、それに伴いSARが大きくなったと考える。また、図10より、胸部正面D付近の局所SARが最も大きいことが確認できる。なお、奇モードの局所SARは胸部正面DからEにかけてほぼ同じ値であることを確認している。これは、各位置において、磁束がモデルを通過する断面積の大きさが異なるため、磁束に対して実効的な断面積が大きいD付近でSARが最大



Diff. [%] 46.7 56.7 51.4 56.5 67.5 44.1 72.5

図11 各モデルにおける10g平均SARのピーク値
Fig.11 Peak 10g averaged SAR in various anatomically based human models.

になったと考える。なお、SARの傾向がモードにより異なるのは、磁界分布の相違のために局所SARの最大値が出現する場所が異なり、人体の不均質性のためにその位置での導電率が異なることが挙げられる。

最後に、最悪の暴露条件である人体胸部とコイルの距離を50mmとした場合に複数のモデルにおいてSARを解析した結果を図11に示す。図11より、全ての人体モデルに対して、奇モードに比べ偶モードの局所ピークSARが大きくなっていることが分かる。奇モードを基準とし、

$$\text{Diff.} = \frac{\text{SAR}_{\text{even}} - \text{SAR}_{\text{odd}}}{\text{SAR}_{\text{odd}}} \quad (7)$$

を用いてモードによる差異を計算すると、モード間の差異は最大で72.5%となった。これは、奇モードでは送受信コイルに同じ向きの電流、偶モードでは逆向きの電流が流れることにより、奇モードに比べ偶モードでは磁気結合コイル外側での電気力線が多いため結合が強く[5]、結果として磁界強度が強いためSARが大きくなったと考える。また、成人モデルではほぼ同じSARが得られたことが確認できる一方、子供モデルにおけるSARは成人に比べて小さく、成人モデルの局所ピークSARは、奇モードにおいては最大で102%、偶モードにおいては最大で72%大きくなった。これは、先にも述べたとおり、各人体モデルの断面積の大きさの差異に起因するものと考えられる。

5. む す び

本論文では、まず、準静近似に基づく2段階解析手法の有効性を検討するために、均質円柱モデルの有無による磁界分布の比較を行った。その結果、磁界分布は円柱モデルの有無にかかわらず同様の傾向を示し、本論文で検討する周波数である10MHz帯において準静近似が有効であることを確認した。つまり、準静近似に基づく2段階解析手法における入射波源には、人体の存在を考慮しない場合の磁界分布を用いれば十分であることが分かった。また、人体とコイルの距離を10mmとした場合に、多重格子法を導入した準静近似に基づく2段階解析手法を用いてそれぞれ計算した局所ピークSARの差異は最大で7.8%程度、距離を5mmとした場合の差異は最大で4.2%程度であった。また、それ以外の暴露条件を考えた場合には、差異は小さくなった。これらの結果は、10MHz帯の無線電力伝送システムに対するドシメトリにおいては、本論文で提案する準静近似に基づく2段階解析手法が有効であることを示すものである。

準静近似に基づく2段階解析手法を用いて解剖学的数値人体モデルに対するドシメトリを行い、特に、多重格子法の導入の有無による解析時間の差異について検討した。SPFD法における連立一次方程式の反復解法としてSOR法を用いた場合に比べて、反復解法として多重格子法を導入することで300倍程度解析時間が短縮することが確認できた。更に、磁気結合コイルと数値モデルの相対位置による局所SARのばらつきについて検討した結果、磁界が強い送受信コイル正面においてSARが大きくなることを確認した。最後に、様々な数値人体モデルを用いて同様の解析を行った結果、

SARのばらつきは主に磁束がモデルを通過する断面積の大きさの差異によるものであることが推察された。

以上のことより、実際の無線電力伝送システムに対するドシメトリでは、人体モデルに対して実効的に磁束が通過する断面積の大きさが大きくなる位置を推定することが重要となる。提案した解析手法による解析時間は、成人モデルに対して1分程度である。複数の暴露状況を想定し、検討しても、この解析時間は磁界分布の計測に比べて十分短いものである。

謝辞 本研究は、文部科学省科学研究費補助金 基盤研究(C)25420251によるものである。

文 献

- [1] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic field (1 Hz to 100 kHz)," *Health Phys.*, vol.99, pp.818–836, 2010.
- [2] S.W. Park, K. Wake, and S. Watanabe, "Preliminary study dosimetry for wireless energy transfer system," *Proc. Eur. Bioelectromagnet Association*, 2011.
- [3] A. Christ, M.G. Douglas, J. Roman, E.B. Cooper, A.P. Sample, J.R. Smith, and N. Kuster, "Numerical electromagnetic analysis of human exposure for wireless power transfer systems," *Proc. Eur. Bioelectromagnetic Association*, 2011.
- [4] I. Laakso, S. Tsuchida, A. Hirata, and Y. Kamimura, "Evaluation of SAR in a human body model due to wireless power transmission in the 10 MHz band," *Phys. Med. Biol.*, vol.57, pp.4991–5002, 2012.
- [5] H. Hirayama, T. Ozawa, Y. Hiraiwa, N. Kikuma, and K. Sakakibara, "A consideration of electro-magnetic-resonant coupling mode in wireless power transmission," *IEICE Electronics Express*, vol.6, no.19, pp.1421–1425, 2009.
- [6] O.P. Gandhi, *Biological effects and medical applications of electromagnetic fields*, Prentice Hall, NJ, 1990.
- [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] P.J. Dimbylow, "FDTD calculations of the whole-body averaged SAR in an anatomically realistic voxel model of the human body from 1 MHz to 1 GHz," *Phys. Med. Biol.*, vol.42, pp.479–490, 1997.
- [9] P. Dimbylow, "Resonance behavior of whole-body average specific absorption rate (SAR) in the female voxel models, NAOMI," *Phys. Med. Biol.*, vol.50, pp.4053–4063, 2005.
- [10] A. Christ, W. Kainz, E.G. Hahn, K. Honegger,

M. Zefferer, E. Neufeld, W. Rascher, R. Janka, W. Bautz, J. Chen, B. Keifer, P. Schmit, H.P. Hollenbach, J. Shen, M. Oberle, D. Szczerba, A. Kam, J.W. Guag, and N. Kuster, "The virtual family - development of surface - based on anatomical methods of two adults and two children for dosimetric simulations," *Phys. Med. Biol.*, vol.55, pp.22-38, 2010.

- [11] C. Gabriel, "Complication of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies," Brooks Air Force Technical Report AL/OE-TR-1996-0037, 1996.
- [12] T.W. Dawson and M.A. Stuchly, "Analytic validation of a three-dimensional scalar-potential finite-difference code for low-frequency magnetic induction," *Appl. Comput. Electromagnet. Soc. J.*, vol.11, pp.63-71, 1996.
- [13] 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.
- [14] K. Stuben and U. Trottenberg, "Multigrid methods: Fundamental algorithms, model problem analysis and applications," *Lecture Notes in Mathematics*, vol.960, pp.220-312, 1982.
- [15] B.B. Beard, W. Kainz, T. Onishi, T. Iyama, S. Watanabe, O. Fujiwara, J. Wang, G. Bit-Babik, A. Faraone, J. Wiart, A. Christ, N. Kuster, A.-K. Lee, H. Koeze, M. Siegbahn, J. Keshvari, H. Abrishamkar, W. Simon, D. Manteuffel, and N. Nikoloski, "Comparisons of computed mobile phone induced SAR in the SAM phantom to that in anatomically correct models of the human head," *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, vol.48, no.2, pp.397-407, 2006.
- [16] A. Hirata, S. Matsuyama, and T. Shiozawa, "Temperature rises in the human eye exposed to EM waves in the frequency range 0.6-6 GHz," *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, vol.42, no.4, pp.386-393, Nov. 2000.
- [17] 宇野 亨, FDTD 法による電磁界およびアンテナ解析, コロナ社, 1998.

(平成 24 年 9 月 19 日受付, 12 月 25 日再受付,
25 年 5 月 17 日公開)



ラークソ イルッカ

2011 フィンランド・アールト大学・博士課程了。2011 名古屋工業大学研究員, 2012 アカデミーオブフィンランド研究員及び名古屋工業大学協力研究員。現在, 人体数値ドシメトリに関する研究に従事。



平田 晃正 (正員)

1996 阪大・工学。2000 同大大学院工学研究科博士後期課程了。博士(工学)。1999 より日本学術振興会特別研究員, 2000 カナダ・ビクトリア大学訪問研究員。2001 大阪大学大学院工学研究科助手。2005 名古屋工業大学大学院・情報工学専攻助教授。生体電磁気学, アンテナ, フィルタ設計, 計算電磁気学などの研究に従事。2001 Ericsson Young Scientist Award, 2001 Young Scientist Award (at Int'l Symp. on Electromagnetic Theory), 2004, 2007 電気通信普及財団テレコムシステム技術賞, 2006 文部科学大臣表彰若手科学者賞, 2011 同科学技術賞(研究部門)など受賞。電気学会, IEEE, Bioelectromagnetic Society 各会員。ICNIRP(国際非電離放射線防護委員会) Consulting Expert, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* Associate Editor.



土田 昌吾 (学生員)

2011 名工大・工学。2012 同大大学院修士課程在学中。現在, 人体数値ドシメトリ分野の研究に従事。