

中間周波数帯の電磁界と人体との間接結合に関する
数値ドシメトリ評価

報 告 書

平成 23 年 3 月

名古屋工業大学

要 旨

電波の人体に与える影響への関心の高まりから、近年では、解剖学的数値人体モデルを用いて体内誘導量の数値解析が行われるようになった。その解析結果に基づき、国際非電離放射線防護委員会(ICNIRP)ガイドライン^{[1][2]}や IEEE 規格^{[3][4]}の基本制限と参考レベル(外部電磁界強度)を比較することでガイドライン根拠の有効性確認が行われている。しかしながら、接触電流に対して、解剖学的数値人体モデルを用いた数値ドシメトリ評価は極低周波に対するもののみであり^{[5][6]}、中間周波帯で検討した例はない。一方、電波利用の拡大により、中間周波帯の関心が高まり、中間周波帯接触電流により体内に誘導される電界を評価することは重要である。

本研究では、情報通信研究機構の開発による日本人成人男性の解剖学的数値人体モデル^[7]を用い、接触電流による体内誘導電界の周波数依存性を 10kHz から 10MHz の周波数帯に対して解析し、同周波数帯における接触電流に対する参考レベルと基本制限との関係について詳細な議論を加えることを最終目標とする。

なお、本研究では、接触電流の電磁界解析を、主に準静的 FDTD (Finite-Difference Time-Domain: 時間領域有限差分)法^[8]を用いて行うこととする。しかしながら、準静的 FDTD 法の有効性は、均質な数値人体モデルに対し、外部から電磁界を印加した際に誘導される電界の検討にとどまり、モデルの差分誤差やモデルの形状によるばらつきの影響を検討することが求められる。

また、接触電流は過渡的成分と定常成分に分けられ、特に、上記周波数帯における下限の検討では、過渡的成分による誘導量を定量化することが重要となる。さらに、最終目標である体内誘導量の評価では、ヒトの姿勢や電気定数の体内誘導量に与える影響についても検討する必要がある。

以上まとめると、本研究は以下の項目にまとめることができる。

中間周波数帯の接触電流による人体組織に対する刺激閾値に関する調査を行い、組織ごとの刺激閾値を数学的に表現する。

広帯域な電磁界解析が可能な数値シミュレーション手法を用いて、接触電流の過渡成分に対する数値ドシメトリを実施し、体内誘導電界の時間変化を明らかにする。

電磁界解析シミュレーション手法を用いて、接触電流の定常成分に対する数値ドシメトリを実施し、注入電流と体内誘導電界の関係を明らかにする。

研究目的

本研究では、現実に即した姿勢に変形した解剖学的に詳細な日本人成人モデル^[7]を用いて、接触電流による体内誘導量を数値的に定量化する。特に、接触電流を対象とした場合の数値ドシメトリにおける数値誤差について検討する。また、電波防護指針^[9]や国際防護ガイドラインで示された指針値及び接触電流を人体にばく露した場合の体内における誘導電界を計算し、既存の実験データとの比較から数値解析結果の有効性を検討する。さらに、接触電流を定常成分と過渡成分に分けて体内誘導量を解析し、調査した刺激電界の閾値と比較し、防護指針で示されたばく露指標の有効性について議論する。

平成 22 年度は以下の項目について議論した。

中間周波帯誘導量評価のための刺激閾値の評価式の選択

国際動向調査と並行し、理論的側面から中間周波帯の評価に適した式を選択する必要がある。数値ドシメトリの結果を整理し始める H23 年度中頃までに実施する。H22 年度は、国際動向調査結果を含め、評価に適した刺激閾値に関する数式の選択を目標とする。

数値不確定性評価・階段近似による数値ばらつきの定量評価

H22 年度は、規範問題に対する理論解と数値解析結果の相違を統計的知見から議論する。

試験方法

1. 解析手法

FDTD 法とは、マクスウェルの方程式を差分化し、時間領域で解く方法である。この手法では、まず、時間領域でマクスウェルの方程式を中心差分化することにより定式化を行なう。次に、解析領域全体を多数の「セル」と呼ばれる微小領域に分割し、電磁界成分を時間および空間的に配置する。ここで、これら一連の系の分割および電磁界の配置は、Yee のアルゴリズムと呼ばれている。これを時間ステップごとに繰り返すことにより、電磁界の時間変化を追跡することが可能となる。次項以降では、これらの詳細について解説する。

マクスウェルの方程式は 4 つからなるが、そのうち独立なものは 2 つのみである。以下に、FDTD 法で基本となるファラデー・マクスウェルの法則およびアンペア・マクスウェルの法則の微分表示を示す。

$$\begin{aligned}\mu \frac{\partial \mathbf{H}}{\partial t} &= -\nabla \times \mathbf{E} \\ \varepsilon \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} &= -\sigma \mathbf{E} + \nabla \times \mathbf{H} + \mathbf{J}_s\end{aligned}\tag{1}$$

ただし、 \mathbf{E} 、 \mathbf{H} はそれぞれ電界、磁界であり、これらは場所及び時間の関数である。また、 ε 、 μ 、 σ はそれぞれ媒質の誘電率、透磁率、導電率を表す。さらに、 \mathbf{J}_s は電流源である。

次に、三次元直角座標系を例にとり、上式を成分毎に表示すると以下のようなになる。ただし、簡単のために、 $\mathbf{J}_s=0$ としている。

$$\begin{aligned}\mu \frac{\partial H_x}{\partial t} &= -\frac{\partial E_z}{\partial y} + \frac{\partial E_y}{\partial z} \\ \mu \frac{\partial H_y}{\partial t} &= -\frac{\partial E_x}{\partial z} + \frac{\partial E_z}{\partial x}\end{aligned}\tag{2}$$

$$\begin{aligned}\mu \frac{\partial H_z}{\partial t} &= -\frac{\partial E_y}{\partial x} + \frac{\partial E_x}{\partial y} \\ \varepsilon \frac{\partial E_x}{\partial t} &= -\sigma E_x + \frac{\partial H_z}{\partial y} - \frac{\partial H_y}{\partial z} \\ \varepsilon \frac{\partial E_y}{\partial t} &= -\sigma E_y + \frac{\partial H_x}{\partial z} - \frac{\partial H_z}{\partial x} \\ \varepsilon \frac{\partial E_z}{\partial t} &= -\sigma E_z + \frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y}\end{aligned}\tag{3}$$

FDTD 法では、これらの式を差分化し、定式化するが、通常一次の差分が用いられる。ここで、高次の差分を用いた場合、精度の改善が期待できるものの、定式化が複雑とな

り、また、不安定となる場合があるためあまり用いられていない。一次の差分でもいくつかの方法が存在するが、一般に中心差分が用いられている。これは、前進差分、後進差分を用いたときの精度は、 Δx のオーダであるのに対し、中心差分を用いると、 $(\Delta x)^2$ のオーダとなるからである。ここで、 Δx は時間あるいは空間の刻み幅を表す。以下に、マクスウェルの方程式を x 成分について差分化した式の例を示す。

$$\begin{aligned}
 H_x^{n+1/2}(i, j + \frac{1}{2}, k + \frac{1}{2}) &= H_x^{n-1/2}(i, j + \frac{1}{2}, k + \frac{1}{2}) \\
 &+ \frac{\Delta t}{\mu \Delta z} [E_y^n(i, j + \frac{1}{2}, k + 1) - E_y^n(i, j + \frac{1}{2}, k)] \\
 &- \frac{\Delta t}{\mu \Delta y} [E_z^n(i, j + 1, k + \frac{1}{2}) - E_z^n(i, j, k + \frac{1}{2})] \\
 E_x^{n+1}(i + \frac{1}{2}, j, k) &= \frac{\varepsilon}{\varepsilon + \sigma \Delta t} E_x^n(i + \frac{1}{2}, j, k) \\
 &+ \frac{\Delta t}{\varepsilon + \sigma \Delta t} [\frac{1}{\Delta y} (H_z^{n+1/2}(i + \frac{1}{2}, j + \frac{1}{2}, k) \\
 &- H_z^{n+1/2}(i + \frac{1}{2}, j - \frac{1}{2}, k)) - \frac{1}{\Delta z} (H_y^{n+1/2}(i + \frac{1}{2}, j, k + \frac{1}{2}) \\
 &- H_y^{n+1/2}(i + \frac{1}{2}, j, k - \frac{1}{2}))]
 \end{aligned} \tag{4}$$

ここで、中心差分を用いて定式化したため、電磁界の空間、時間配置は以下の図 1、2 のようになる。図からわかるように、電界および磁界の時間および空間ステップは、互いに 1/2 だけずれて配置されている。

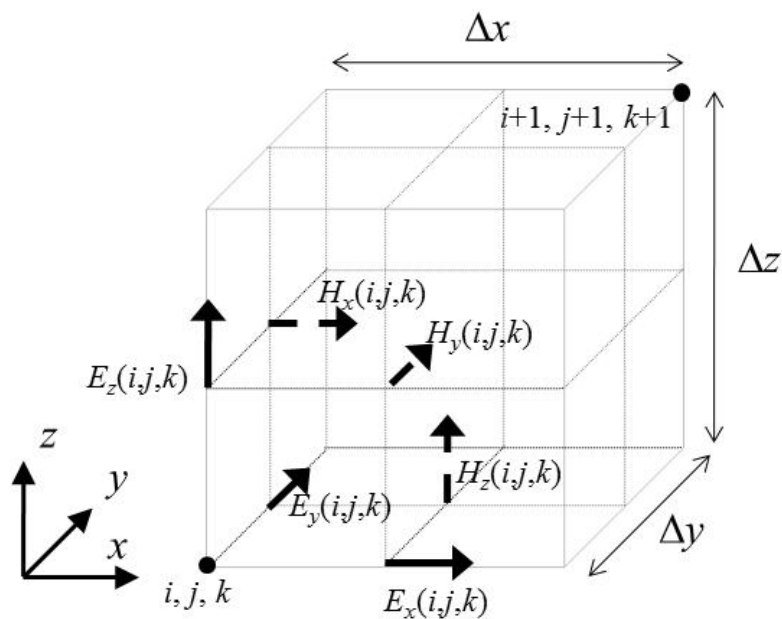


図 1 . 電磁界の空間配置

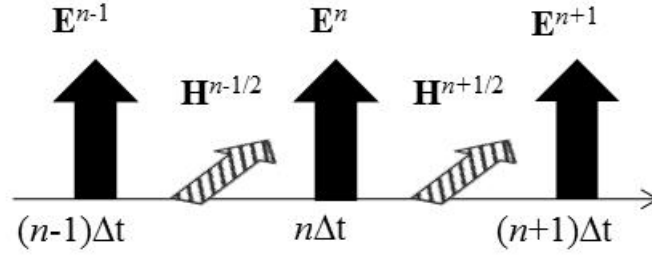


図 2 . 電磁界の時間配置

特に上記の汎用的な FDTD 法を異なり、報告者が開発した準静的 FDTD 法^[8]を用いる。一般に、FDTD 法では差分時間 Δt 毎に逐次計算することから、低周波の FDTD 解析では、体内電磁界が定常状態に達するまでに膨大な繰り返し回数が必要となる。このため、低周波の FDTD 法において計算量を削減する方法が必要となるが、その一つとして準静近似を適用する方法がある。以下に、生体組織に対する接触電流の準静的 FDTD 法について述べる。

周波数領域において、アンペア・マクスウェルの法則は

$$\nabla \times \mathbf{H} = i\omega\epsilon \left(1 + \frac{\sigma}{i\omega\epsilon} \right) \mathbf{E} \quad (5)$$

と表すことができる。次の関係

$$1 \ll \frac{\sigma}{\omega\epsilon} \quad (6)$$

が成立するとき、導電電流が変位電流よりも支配的であり、準静近似が適用可能となる。このとき、(5)式における変位電流項は無視することができ、次のように近似することができる。

$$\nabla \times \mathbf{H} = \sigma \mathbf{E} \quad (7)$$

このような条件が成立するとき、準静近似を適用することで、接触電流による FDTD 解析に必要な計算量を削減する手法を提案している^[8]。具体的には、以下の式(8)であらわされるような立ち上がりの緩やかなステップ関数で接触電流を正弦波と等価な波源とする。

$$V(t) = \begin{cases} V_0 \frac{2}{\tau^2} t^2 & 0 < t \leq \tau/2 \\ V_0 - V_0 \frac{2}{\tau^2} (t - \tau)^2 & \tau/2 < t \leq \tau \\ V_0 & \tau < t \end{cases} \quad (8)$$

ここで、 V_0 は模擬する正弦波の波高値、 t は電圧が V_0 に達するまでの時間である。この入力波源に対し、体内の誘導電界が時間的に一定となった時点で解析を終了するものとする。

2．解析モデル

準静的 FDTD 法の誤差評価を行うため、理論解の求まる均質円柱モデルを用いた。モデルは人体の胴体部分を模擬し、直径 0.25 m、高さ 2 m であり、5 mm の分解能を有する。なお、モデルは筋肉により構築した。

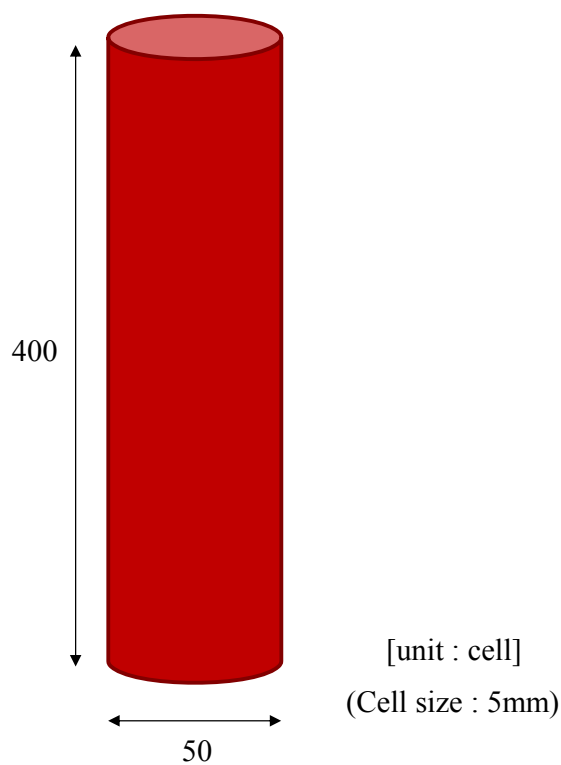


図 3 . 円柱モデル

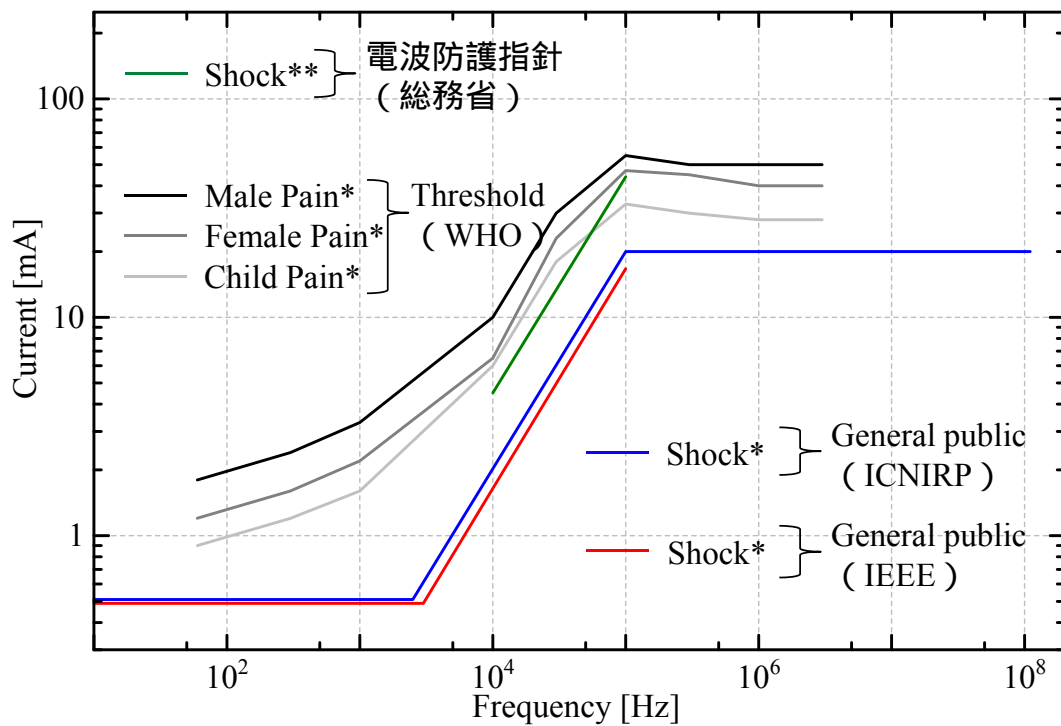
試験結果と考察

1. 中間周波帯誘導量評価のための刺激閾値の評価式の選択

1.1. 刺激閾値とガイドライン/規格について

WHO は、ICNIRP ガイドライン^{[1][2]}と IEEE 規格^{[3][4]}の 2 つを国際ガイドラインとして認めている。1993 年に WHO 発行の環境保健基準 137^[10]に報告された調査・研究では、知覚電流の女性の中央値は男性のそれに対して 3 分の 2 程度であり、子供の離脱閾値は男性のその 2 分の 1 と推定している。ただし、子供に関しては信頼性のある離脱電流の測定が困難であることから推定を行っている。知覚の度合いに関しては、電流を流す箇所（頬や前腕部内側は非常に敏感）や電流を流す面積（すなわち、電流密度）に大きく依存することが問題点としてある。特に後者の理由により、電流値の比較が困難となっている。

ICNIRP ガイドラインでは、電撃や熱傷の危険を避けるため、110MHz までの周波数での接触電流に対して参考レベル（Reference level）を定めている。接触電流に対する生物学的反応の女性と子供の閾値はそれぞれ、男性のそれに比べて 3 分の 2、2 分の 1 になることから、一般公衆ばく露の基準は職業的ばく露のそれに 2 倍の安全係数を適用している。周波数 0 ~ 3kHz と 3kHz ~ 300GHz の IEEE 規格(2002)では、0 ~ 110MHz の周波数での



*:Touch or Finger contact , **:Grasping contact

図 4. 定常的接触電流の安全基準の周波数依存性の比較

接触電流に対して最大許容ばく露 (Maximum Permissible Exposure: MPE) を定めている。基準値は、接地面から絶縁した状態で直立する人が、接地面への導電性の経路に触れている場合が想定されている。そのため、接地経路との接触直前および離脱直後に発生する火花放電の不快感を必ずしも防護するものではない。また、基準値は、0～100kHzの範囲では有害な電氣的刺激を防護し、その平均化時間は25Hz以上で0.2秒、それ以下では最大10秒で少なくとも5周期を含めること、100kHz～110MHzでは組織加熱を防護し、その平均化時間は6分となっている。電流の最小の閾値は接触面積に応じて変化するから、指先での接触を想定した touch (接触面積: 1cm²) とより広い接触面積を想定した grasp (≒15cm²) の基準が設けられている。なお、grasp の基準は、管理環境 (Controlled environment) において痛みを伴う接触電流を避けるために、touch ではなく grasp によって導電性物体と接触するよう訓練を受けた人に適用するものである。図4に定常的接触電流の刺激、痛みに対する参考レベル・安全基準の周波数依存性を示す。なお、この図では、指先での接触と電極を握る場合が混在している。IEEE規格における総務省の指針値はほぼ同一であることを付記する。また、同図より、本調査で対象とする周波数帯の下限である10kHz付近を議論する際、より低い周波数帯のデータも無視できないこと、また、変化がなだらかであるため検討にはパラメータの設定が重要になることが示唆されるものであった。

異なる接触条件および人体影響に対する閾値を調査した詳細なデータを表1にまとめる。この表は、WHOによるレビューに加えて、2006年のLeitgebによる調査を加味したものである。

表1．異なる接触条件および人体影響に対する電流閾値

Effect	Subject	Contact current [mA] at various frequencies								
		50/60 Hz	300 Hz	1 kHz	10 kHz	30 kHz	100 kHz	300 kHz	1 MHz	3 MHz
Perception (finger contact)	men	<u>0.36</u>	<u>(0.47)*</u>	<u>(0.79)*</u>	4	15	40	40	40	40
	women	<u>0.24</u>	<u>(0.31)*</u>	<u>(0.53)*</u>	3.2	12	35	35	35	35
	children	<u>0.18</u>	<u>0.24</u>	<u>0.40</u>	2.5	8	25	25	25	25
Perception (grasping contact)	men	1.1	1.3	2.2	15	50	300	300	300	300
	women	0.7	<u>0.9</u>	<u>1.5</u>	10	35	200	200	200	200
	children	<u>0.55</u>	<u>0.65</u>	<u>1.1</u>	9	30	150	150	150	150
Shock, not painful (grasping contact)	men	1.8	<u>(2.3)*</u>	<u>(3.2)*</u>	17 (10)*	<u>(25)*</u>	<u>(25)*</u>	<u>(25)*</u>	<u>(25)*</u>	<u>(25)*</u>
	women	1.2	<u>1.5</u>	<u>2.1</u>	11	<u>16.7</u>	<u>16.7</u>	<u>16.7</u>	<u>16.7</u>	<u>16.7</u>
	children	<u>0.9</u>	<u>1.1</u>	<u>1.6</u>	<u>8.5</u>	<u>12.5</u>	<u>12.5</u>	<u>12.5</u>	<u>12.5</u>	<u>12.5</u>
Pain (finger contact)	men	<u>(1.8)*</u>	<u>(2.4)*</u>	<u>(3.3)*</u>	10	30	55	50	50	50
	women	<u>1.2</u>	<u>1.6</u>	<u>2.2</u>	6.5	23	47	45	40	40
	children	<u>0.9</u>	<u>1.2</u>	<u>1.6</u>	6	18	33	30	28	28
Burn (finger contact)	men							200	200	200

Date underlined; Calculated by assuming thresholds for women two-thirds of that of men and thresholds for children one-half of that of men.

*; Date from Dalziel 1954, a, b, 1968; Deno 1974; Guy 1982, 1985; Chatterjee et al. 1986
Reference: N. Leitgeb, J. Schröttner, and R. Cech, 2006, 2007

1.2. 刺激閾値の評価式について

Reilly らは、McNeal が開発した有髄軸索の等価回路モデル^[11]を拡張した SENN (Spatially Extended Nonlinear Node) モデルを用いて、電気刺激の様々な波形に対して、反応が起こる閾値を計算している^[12]。特に、モデル上に電極を配置し電流を流した場合を例に、単発の矩形波の刺激に対して最小の閾値をとり、電流または電荷量の閾値 I_T または $Q_T (= I_T t)$ が、

$$\frac{I_T}{I_0} = \frac{1}{1 - e^{-t/\tau_e}} \quad (9)$$

$$\frac{Q_T}{Q_0} = \frac{t/\tau_e}{1 - e^{-t/\tau_e}} \quad (10)$$

の Strength-duration (S-D) 曲線で表せることを示している。ここで、 I_0 と Q_0 は電流と電荷の最小の閾値、 t は刺激波形の持続時間である。式(9)で表される S-D 曲線は、電流以外の指標の組織内の電流密度や電界でも成り立つ性質となっている。ただし、刺激される組織やその方法によって最小閾値と時定数は変化する。時定数 τ_e は、神経興奮に対して最小となり、筋興奮ではおよそ 10 倍、シナプスへの作用ではおよそ 100 倍となり、組織の分布の影響で刺激の箇所にも依存する。

S-D 曲線をもとに体内電界の閾値 E_T は、式(9)の漸近的近似より、

$$E_T = \begin{cases} E_0 & t \geq \tau_e \\ \tau_e E_0 / t & t \leq \tau_e \end{cases} \quad (11)$$

と与えられる。また、正弦波の周波数 f に関して、Strength-frequency (S-F) の関係が成り立ち、

$$E_T = \begin{cases} E_0 & f \leq f_e \\ \frac{f}{f_e} E_0 & f \geq f_e \end{cases} \quad (12)$$

$$f_e = \frac{1}{2\tau_e} \quad (13)$$

と表される。ここで f_e は上限遷移周波数であり、式(13)の関係は有髄軸索の理論モデルに基づき決定されている^[13]。2002 年改定の IEEE 規格^[3]では上記の興奮性組織の閾値の数式モデルを根拠として、刺激作用に対して体内電界 (*in-situ* electric field) の基本制限を設けている。

電氣的刺激を引き起こす要因は、神経や筋肉の興奮性細胞膜での脱分極 (depolarization) である。この脱分極、すなわち、細胞静止電位の変化は、外部からの電氣的刺激で誘導される興奮性組織周囲の媒質中の電界 (細胞の長軸方向の成分) もしくは同等の細胞外

部の電位変化によって引き起こされる。したがって、電氣的刺激を評価するには、電界またはその空間勾配を知る必要がある。なお、電流密度を指標とすることもできるが、媒質の導電率の不確定性を伴うことから、安全基準内では体内電界を基本指標としている。

図4と式(12)を比較すると、実測により得られた値を簡易化したものが式(12)であると言える。遷移周波数付近のより詳細なモデル化は可能である一方、式(12)を決定づけるパラメータについては十分な議論を実施した文献は見られない。そこで、次年度以降の検討では式(12)を用いることとし、パラメータの影響についてより詳細な議論を加えることとした。

2. 数値不確定性評価・階段近似による数値ばらつきの定量評価

2.1. 解析モデルと誘導電流密度分布の理論解の導出

理論解の求まる均質円柱モデルを用いて、準静的 FDTD 法の有効性評価を行った。高さ無限長の円柱に電流が流れているときの電流密度分布は、円筒座標系(r, ϕ, z)を用いて、以下の式で求まる。

$$j_z = \frac{kI}{2\pi a} \frac{J_0(kr)}{J_1(ka)} \quad (14)$$

ただし、電流の方向は z 方向のみであり、 z と ϕ によらないと仮定している。また、ここで r は円柱の中心軸からの距離、 a は円柱の半径、 I は円柱を流れる電流であり、

$$k^2 = -i(\sigma + i\omega\varepsilon)\mu\omega \quad (15)$$

$$J_n(z) = \sum_{m=0}^{\infty} \frac{(-1)^m}{m!(n+m)!} \left(\frac{z}{2}\right)^{n+2m} \quad (16)$$

である。準静近似が適用できる領域では、式(6)が成立するため、

$$k^2 = -i\sigma\mu\omega \quad (17)$$

とすることで、準静近似を用いた電流密度分布の理論解を計算する。

式(15)および(17)における電気定数には、Gabriel らによる測定値に基づいた 4-Cole-Cole モデル^[14]を用いた。4-Cole-Cole モデルは、過去の文献で報告された電気定数と、動物および人体の組織に対する測定値に対して、4 極の Cole-Cole の式を仮定し、フィッティングすることでモデル化されている。なお、このときの複素比誘電率 $\varepsilon_r^*(\omega)$ は真空の誘電率 ε_0 を用いて、

$$\begin{aligned} \varepsilon_r^*(\omega) &= \varepsilon_\infty + \sum_{p=1}^4 \frac{\Delta\varepsilon_p}{1 + (j\omega\tau_p)^{1-\alpha_p}} + \frac{\sigma_0}{j\omega\varepsilon_0} \\ &= \varepsilon_r + \frac{\sigma}{j\omega\varepsilon_0} \end{aligned} \quad (18)$$

と表される。ここで、 ε_0 は周波数無限時の比誘電率、 $\Delta\varepsilon_p$ は極 p における比誘電率の変化量、 τ_p は極 p の緩和時間、 α_p は極 p の分散の広がり程度、 σ_0 は静電界における導電率である。これらの詳細なパラメータは前述の Gabriel らによる報告を参照されたい。

2.2. 解析結果

まず、準静近似を適用できる周波数を検討するため、変位電流を考慮した理論式(式(14)および(15))と準静近似を適用した理論式(式(14)および(17))を用いて、直径 0.25 m、解像度 5 mm の無限長円柱に 1 mA の電流が流れた場合の電流密度の理論解を導出し、比較した。次に、準静的 FDTD 法が有効な周波数を検討するため、変位電流を考慮した理論式により得られた電流密度と準静的 FDTD 法により得られた電流密度を比較した。変位電流を考慮した理論式により得られた電流密度に対する準静近似を適用した理論式により得られた電流密度の誤差を式(19)より計算し、変位電流を考慮した理論式により得られた電流密度に対する準静的 FDTD 法により得られた電流密度の誤差を式(20)より計算した。

$$Error(\mathbf{r}) = \left| \frac{j_c(\mathbf{r}) - j_d(\mathbf{r})}{j_{d\max}} \right| \quad (19)$$

$$Error(\mathbf{r}) = \left| \frac{j_{FDTD}(\mathbf{r}) - j_d(\mathbf{r})}{j_{d\max}} \right| \quad (20)$$

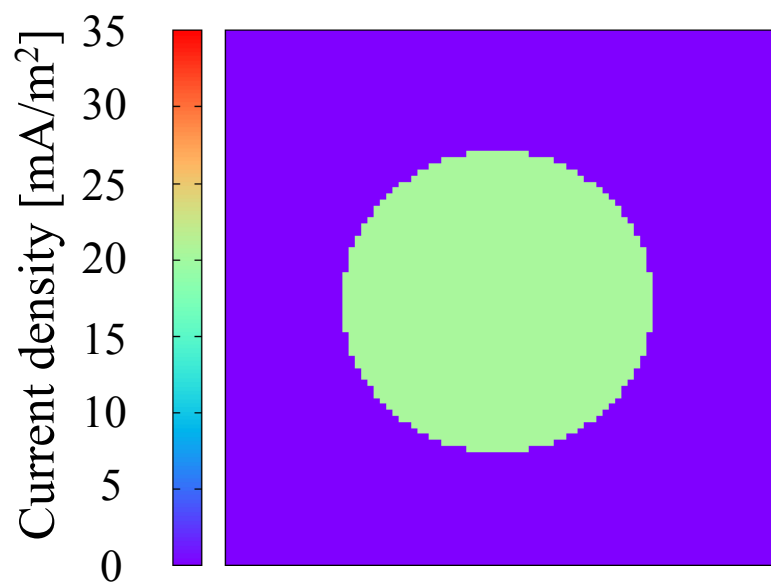
ここで、 $j_d(\mathbf{r})$ は変位電流を考慮した場合の電流密度の理論解、 $j_{d\max}$ は $j_d(\mathbf{r})$ の最大値、 $j_c(\mathbf{r})$ は準静的近似を適用した場合の電流密度の理論解、 $j_{FDTD}(\mathbf{r})$ は準静的 FDTD 法により得られた電流密度である。ただし、理論解では電流の方向が z 方向のみと仮定しているため、 $j_{FDTD}(\mathbf{r})$ の値としてモデルの中心における電流密度を用いた。10 kHz と 100 MHz の理論式の電流密度分布を図 5、図 6 に、式(20)より導出した準静的 FDTD 法の電流密度の誤差分布を図 7 に、10 Hz から 110 MHz までの式(19)より得られた誤差と各周波数における式(20)より得られた誤差の最大値、円柱の断面の平均値を図 8 に示す。

まず、変位電流を考慮した電流密度分布の理論解と準静近似を適用した電流密度分布の理論解を比較し、準静近似が成立する周波数帯を検討する。図 5、6 を比較すると、周波数が高くなると変位電流の影響が大きくなり、電流密度分布の差が大きくなるのがわかる。図 8 より、周波数が高くなるにつれて、式(19)より得られた誤差の最大値と平均値はともに大きくなるのがわかる。これは周波数が高くなるにつれて変位電流の影響が大きくなり、電流密度分布に差が生じるためであると考えられる。式(19)より得られた誤差の最大値は 10 MHz では 0.015 であり、数値ドシメトリの比較計算において報告されたばらつき(0.20)^[15]に比べ小さく、許容できるものであると考えられる。一方、式(19)より得

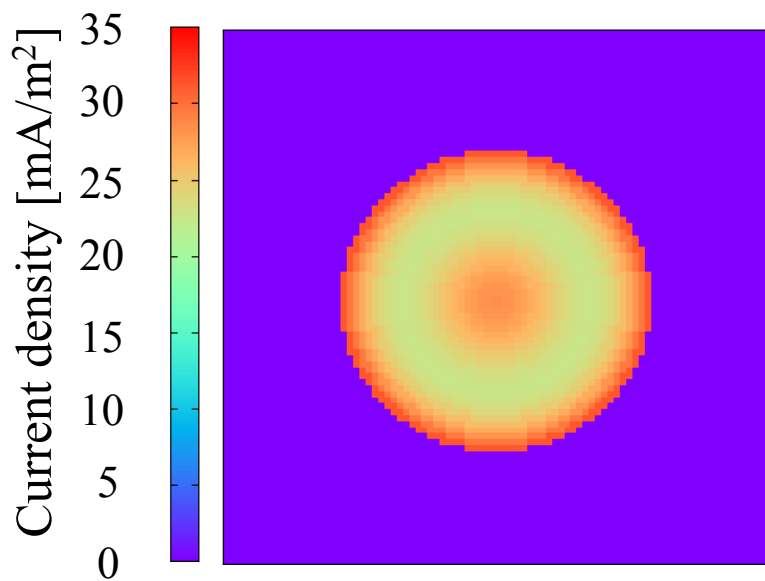
られた誤差の 100 MHz における最大値は 0.36 であることから、準静近似の適用限界は 10 MHz から 100 MHz の間に存在するものと考えられる。

次に、準静的 FDTD 法の有効性を検討するため、変位電流を考慮した理論式により得られた電流密度分布と準静的 FDTD 法により得られた電流密度分布を比較する。図 7 より、準静的 FDTD 法の誤差も周波数が高くなると誤差が大きくなることがわかる。特に、誤差は、モデル表面に加え、中心部で大きくなっていることが確認できる。ここでは示さないが、この傾向は他の周波数でも同様であったことを付記する。

図 8 より、式(20)より得られた誤差の最大値と平均値は 10 MHz までは、おおよそ 0.01 で一定であるのに対し、10MHz を超えると式(19)より得られた誤差と同様に大きくなることがわかる。これは、FDTD 法では理論解と異なり、差分化による誤差も含まれ、その誤差が 10 MHz 以下の周波数では変位電流による誤差よりも大きいため、誤差が一定と見なせると考える。また、10 MHz 以上の周波数では変位電流による誤差が差分化による誤差を上回り、式(19)より得られた誤差と同様に大きくなると思う。式(20)より得られた誤差の最大値は 10 MHz では 0.017 であり、100 MHz では 0.348 であることから、準静的 FDTD 法の適用限界は 10 MHz と 100 MHz の間に存在するものと考えられる。

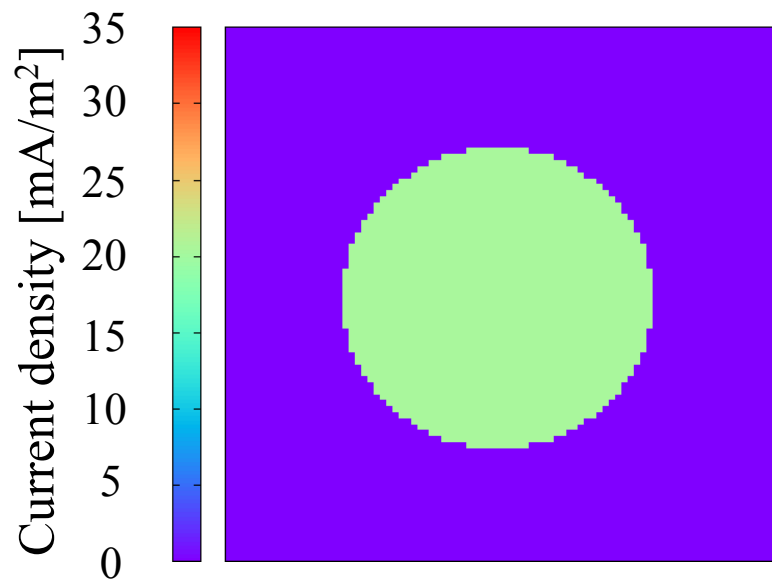


(a)

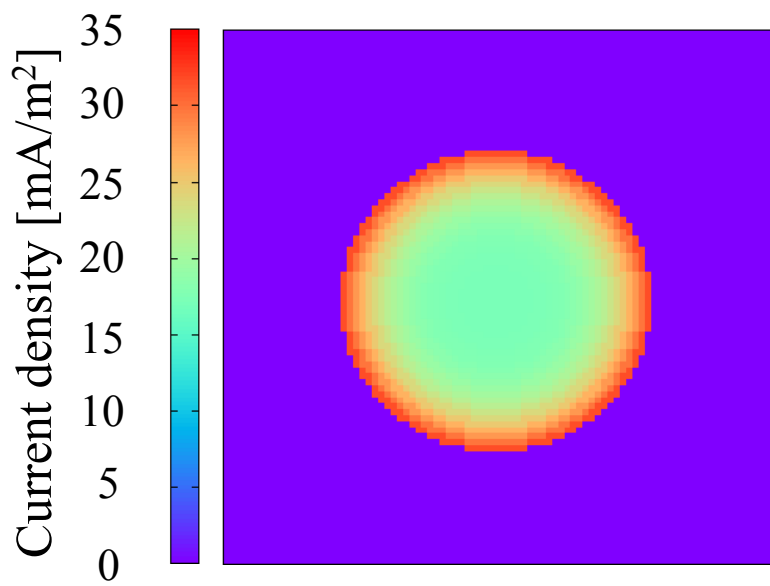


(b)

図5 . 変位電流を考慮した理論値 . (a)10kHz , (b)100MHz

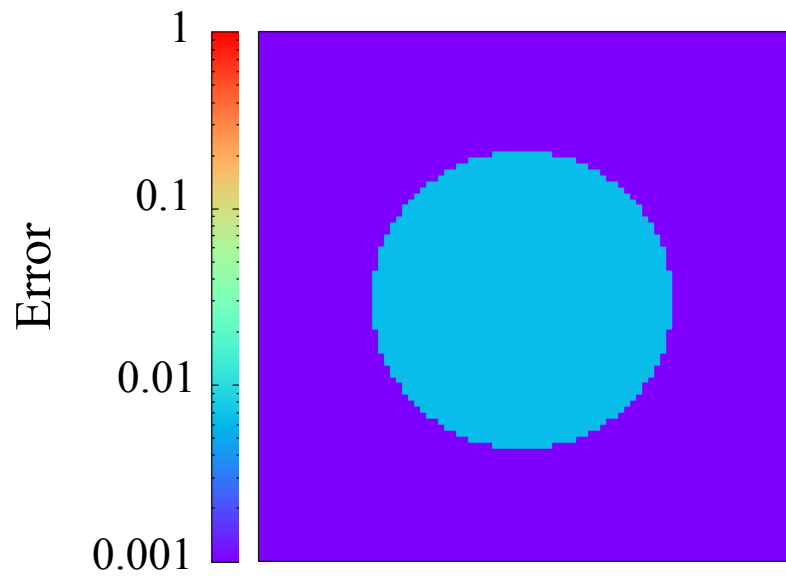


(a)

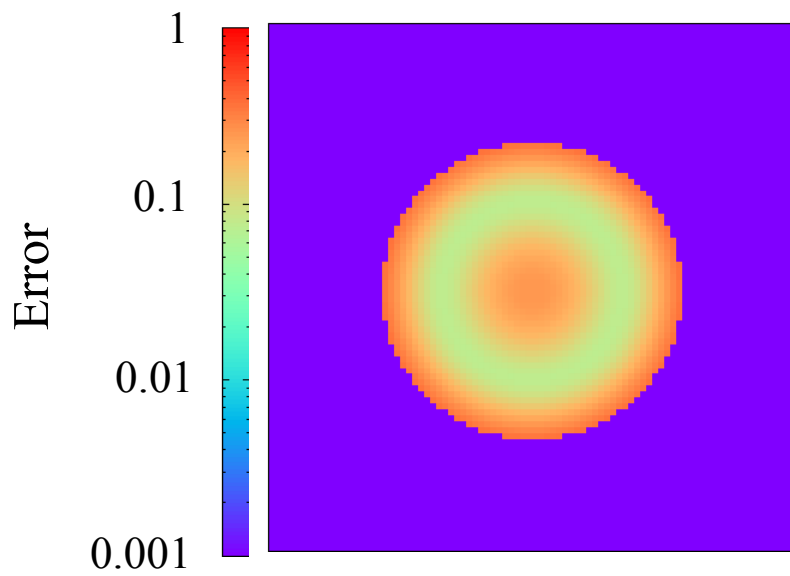


(b)

図 6 . 準静近似を適用した理論値 . (a)10kHz , (b)100MHz



(a)



(b)

図7. 準静的 FDTD 法の電流密度の誤差分布 . (a)10kHz , (b)100MHz

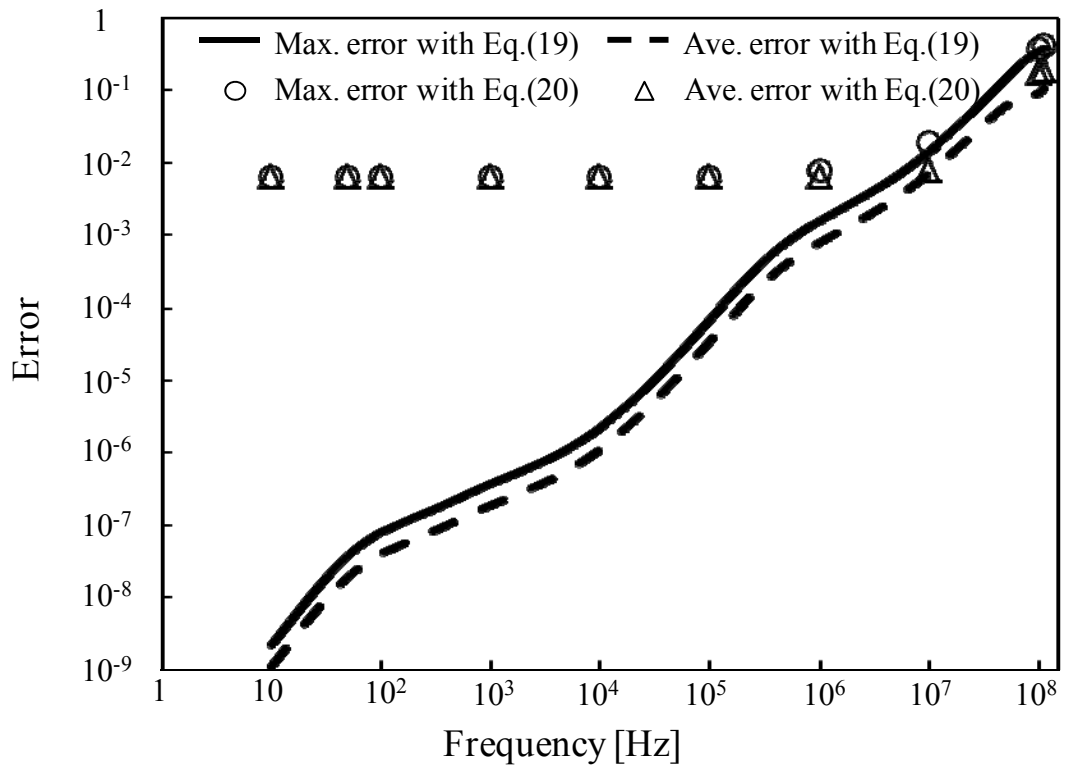


図 8 . 変位電流を考慮した理論解に対する誤差の周波数特性

まとめ

平成 22 年度は、以下の 2 点に対して、調査研究を実施した。

(1) 中間周波帯誘導量評価のための刺激閾値の評価式の選択

世界保健機関による文書に加え、近年の研究報告、国際規格文書を調査し、人の刺激閾値評価について適切な式を選択した。これは、Reilly により提案され、IEEE 規格で示されているものであるが、接触電流の評価対象となる下限周波数付近では十分近似できず、パラメータの適切な設定が必要であることが示唆された。

(2) 数値不確定性評価・階段近似による数値ばらつきの定量評価

準静的 FDTD 法の誤差を理論解の求まる均質な円柱モデルを用いて検討した。その結果、生体組織において 10 MHz 以下の周波数帯においては、変位電流の誤差に対し、FDTD 法による差分化の誤差が支配的となり、準静的 FDTD 法の誤差はおおよそ 0.01 で一定であった。一方、10 MHz 以上の周波数帯においては変位電流による誤差が FDTD 法による差分化の誤差(おおよそ 0.01)よりも大きくなるため、周波数が高くなるにつれて誤差は大きくなり、100MHz においては数値解析によるばらつきよりも準静的 FDTD 法の誤差が大きくなる。したがって、準静的 FDTD 法の適用限界は 10 MHz と 100MHz の間であることがわかった。つまり、本研究で対象とする周波数領域に対しては、準静近似を適用した手法を用いることにより、高速に解析できることがわかった。

参考文献

- [1] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, “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, Apr. 1998.
- [2] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, “ICNIRP Statement-Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (1 Hz to 100 kHz),” *Health Phys.*, vol.99, no.6, pp.818-836, 2010.
- [3] the Institute of Electrical and Electronics Engineers, IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Electromagnetic Fields, 0-3 kHz, IEEE Std. C95.6-2002, 2002.
- [4] the Institute of Electrical and Electronics Engineers, IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz, IEEE Std. C95.1-2005, 2005.
- [5] T. W. Dawson, K. Caputa, M. A. Stuchly, and R. Kavet, “Electric fields in the human body resulting from 60-Hz contact currents,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.48, no.9, pp.1020-1026, Sep. 2001.
- [6] 平尾 賢司, 太良尾 浩生, 林 則行, 伊坂 勝生, “低周波接触電流による体内電流密度分布簿基礎検討,” *信学技報*, EMCJ2008-16, pp.53-58, 2008.
- [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] A. Hirata, Y. Takano, and T. Nagai, “Quasi-Static FDTD method for dosimetry in human due to contact current,” *IEICE Trans. Electron.*, vol.E93-C, no.1, pp.60-65, 2010.
- [9] 郵政省電気通信技術審議会答申：“諮問第 89 号 「電波利用における人体防護の在り方」”, (April 1997).
- [10] UNEP/WHO/IRPA, Environmental Health Criteria 137, Electromagnetic fields (300Hz to 300GHz), 1993.
- [11] D. R. McNeal, “Analysis of a model for excitation of myelinated nerve,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.23, pp.329-337, 1976.
- [12] J. P. Reilly, “Mechanisms of electrostimulation: application to electromagnetic field exposure standards at frequencies below 100 kHz,” in P. Chadwick and C. Gabriel eds., *The*

International EMF Dosimetry Handbook, <http://www.emfdosimetry.org>.

- [13] J. P. Reilly, *Applied Bioelectricity: from Electrical Stimulation to Electropathology*, Springer, New York, 1998.
- [14] C. Gabriel, “Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies,” Brooks Air Force Technical Report AL/OE-TR-1996-0037, 1996.
- [15] A. Hirata, K. Yamazaki, S. Hamada, Y. Kamimura, H. Tarao, K. Wake, Y. Suzuki, N. Hayashi, and O. Fujiwara, “Intercomparison of induced fields in Japanese male model for ELF magnetic field exposures: effect of different computational methods and codes,” *Rad. Prot. Dosimetry*, vol.138, no.3, pp.237-244, 2009.

関連業績

(1) 査読付き誌上発表リスト

- [1] A. Hirata, T. Nagai, T. Koyama, and O. Fujiwara, “Modeling of ESD-induced ultrawideband noise propagating on the human body,” *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, pp.1245-1247, 2010 (2010 年 12 月).

(2) 口頭発表リスト

- [1] A. Hirata, J. Hattori, Y. Takano, O. Fujiwara, and Y. Suzuki, “Computational uncertainty of induced electric field in human body due to contact current,” International Conference of the European Bioelectromagnetics Association, (2011 年 2 月).
- [2] 平田晃正, 服部潤哉, 高野志規, 藤原修, 鈴木敬久, “接触電流に伴う体内誘導電界の FDTD 解析における誤差検討,” 電子情報通信学会総合大会, B-4-2(2011 年 3 月)
- [3] 小山輝欣, 平田晃正, 藤原修, “過渡的接触電流に伴う体内誘導電界の人体モデル不均質による影響,” 電子情報通信学会総合大会, B-4-3(2011 年 3 月).

中間周波数帯の電磁界と人体との間接結合に関する
数値ドシメトリ評価

報 告 書

平成 23 年 3 月

首都大学東京

要 旨

日常生活において、人体が電磁界に曝される機会はしばしばあり、電磁界と人体との相互作用に関する関心が高まっている。最近では計算機の能力の向上により、詳細な人体モデルを使用した曝露評価が可能になっており、人体外部の電磁場と体内の誘導量との関係性を詳細に検討できる。国際非電離放射線防護委員会(ICNIRP)や IEEE 規格では基本制限と参考レベルが与えられているが、計算機ドシメトリを用いることによりそれらの妥当性の検討を詳細に行える。しかし 300Hz から 10MHz までの中間周波数に関しては、研究例が少なくデータの蓄積が望まれている。本研究では中間周波数帯における、接触電流による体内誘導電流密度・体内誘導電界の曝露評価のための数値解析手法に着目する。

中間周波数帯は準静的数値計算手法が適用できるかどうかについて検討した例が少なく、この周波数帯の接触電流による体内誘導量の計算においても各計算手法に帯する適用限界を調べておくことは重要である。また人体モデルにより、曝露評価を行う場合、計算条件を統計的に扱うことも考えられる。このような場合には大規模計算を効率よく行うための高速化手法についても検討すべきである。

このような背景から本研究では、中間周波数帯におけるドシメトリ解析の高速化を検討した。計算の高速化には最近その有効性が示されつつある GPGPU(General Purpose Graphic Processing Unit)を利用する。また準静的な電磁界の解法である QS-FDTD(Quasi Static Finite-Difference Time-Domain) 法 と SPFD(Scalar Potential Finite-Difference) 法 に関してそれらの手法に依存した数値解の不確定性の評価を行った。H22 年度は規範問題を策定しそれに対する数値解の不確定性の評価を実施した。さらに本研究で扱う数値解析の妥当性を評価するための準備として実験的手法に関する検討も行った。

研究目的

本研究では、現実に即した姿勢に変形した解剖学的に詳細な日本人成人モデル[1]を用いて、接触電流による体内誘導量を数値的に定量化する。特に、接触電流を対象とした場合の数値ドシメトリにおける数値誤差について検討する。また、電波防護指針[2]や、それと同等の国際ガイドライン[3][4]で示された指針値及び接触電流を人体にばく露した場合の体内における誘導電界を計算し、既存の実験データとの比較から数値解析結果の有効性を検討する。特に、接触電流の定常成分と過渡成分に分けて体内誘導量を解析し、調査した刺激電界の閾値と比較し、防護指針で示されたばく露指標の有効性について議論する。なお、数値解析の妥当性を確認するための実験を行うものとする。

平成 22 年度は以下の項目について目的とし研究を実施した。

中間周波帯ドシメトリ解析の高速化

ハイパフォーマンスコンピュータなどと同等の計算速度が実現でき、コスト面での効率化が可能なシステムの構築を目的とする。

前提として、本課題における「接触電流の過渡成分に対する体内誘導量の評価」および「接触電流の定常成分に対する体内誘導量の評価」では、姿勢あるいは組織構造の異なる複数のモデルにおける体内誘導量のばらつきを評価する必要がある。このため、解析結果の安定性を保証した解析手法を G P G P U (General Purpose Graphic Processing Unit)を装荷したハードウェアに実装し、ヘテロジニアスコンピューティングシステムを構築し、従来の CPU(Central Processing Unit)を主体とするワークステーションと比較して計算速度が数倍以上の高い計算能力をもつシステムの実現を目的とする。

中間周波帯ドシメトリ解析における数値不確定性の評価

規範問題に対する周波数領域における準静的解法である SPFD 法と時間領域における解法である準静 FDTD 法の解析結果を比較し、その相違を明らかにすることを目的とする。

数値解析の妥当性評価に関する実験的手法の検討

数値計算妥当性評価のための実験的手法に関する検討を行い、H23 年度以降の実験を計画することを目的とする。

試験方法

1. GPUによる中間周波帯ドシメトリ解析の高速化

1.1. General Purpose Graphic Processing Unit (GPGPU)

GPUは、Graphics Processing Unitの略で、本来3Dグラフィックスに必要な計算処理を行うのに特化した半導体である。そのため、GPUのアーキテクチャはCPUのものとは大きく異なっており、GPGPUによる計算高速化はこのGPU独自のアーキテクチャによって実現される。本研究において、GPGPUを用いたFDTD法のコード作成にはNVIDIA社が提供するGPU向けのC言語拡張環境であるCUDA(Compute unified device architecture)を用いる。CUDAプログラミングを用いて数値計算の高速化を実現するためには、GPUのアーキテクチャを理解する必要がある。本章では、GPUのアーキテクチャとCUDAプログラムの説明を行う。

1.2. GPUアーキテクチャー

図1はGPUのアーキテクチャを簡単に示したものである。GPUチップの内部には、ストリーミング・マルチプロセッサ(SM)が多数入っており、さらにその内部にストリーミング・プロセッサ(SP)という最小単位の計算演算処理ユニットが含まれている。この多数のSPを用いて並列演算することで計算の高速化を実現する。また、SMとビデオ・メモリの間のメモリバンド幅はCPUコアとメインメモリ間のメモリバンド幅に比べて広い。そのため、データ転送を高速に行うことができる。スペックの比較例を表1に挙げる。GPUがCPUに比べて、プロセッサコア数とメモリバンド幅で優位性があることが分かる。さらに、1つのSM内にはシェアード・メモリがあり、同じSM内のSP間でメモリ内情報を共有することができ、シェアード・メモリとSP間のデータ転送速度はビデオ・メモリとSM間のデータ転送速度に比べて100程度速い。CPCPUで数値計算の高速化を実現するためには、このシェアード・メモリを有効に活用することが必要になる。

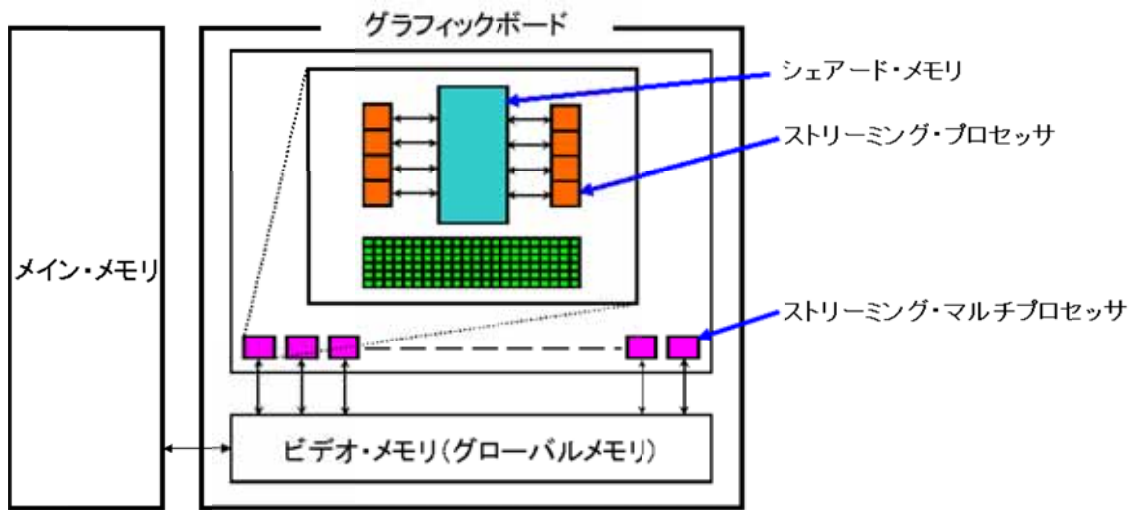


図 1 . GPU のアーキテクチャ

表 1 . CPU と GPU のスペック比較例

	型番	動作周波数	プロセッサコア数	メモリバンド幅
CPU	Intel 製 Xeon Processor X5550	2.66GHz	1(4)	32GB/s
GPU	NVIDIA 製 GTX580	1.544GHz	512	192.4GB/s

1.3. スレッド並列計算の概念

GPUには多くのSPが含まれており、複数のスレッドで処理を行うことができる。CUDAの仕様では、GPUのストリーミング・プロセッサに対して $65535 \times 65535 \times 512$ 個のスレッドの実行を命令することができる。しかし、このような多数のスレッドを1つの整理番号で管理するのは複雑であり効率てきでない。そのため、CUDAではグリッドとブロックという概念を導入し、その中で階層的にスレッドを管理している。このブロックやスレッドは3次元配列として表現されるので、スレッドの総数が増えても効率的に処理できる[5]。ブロックやスレッドの概念を図2に示す。

CUDAでは、最上位にグリッドという階層を設けている。このグリッドの中に含まれるスレッドはGPUに送り込まれ、実行される。グリッドの中はブロックという階層で構成されている。グリッドの中でブロックは3次元で配置され管理されるが、z方向のブロック数は1でなければいけないので、実質は2次元で配置されていると言える。グリッド内のブロック数のx方向およびy方向の最大値は65535である。さらに、ブロックの中でスレッドは3次元で配置され管理される。1ブロックに入れるスレッドの上限の数とブロックのx方向、y方向、z方向の最大数は各々GPUによって定まっている。これらの概念は、GPU内で行う計算内容が書かれたカーネル関数の実行を指示する必要がある。

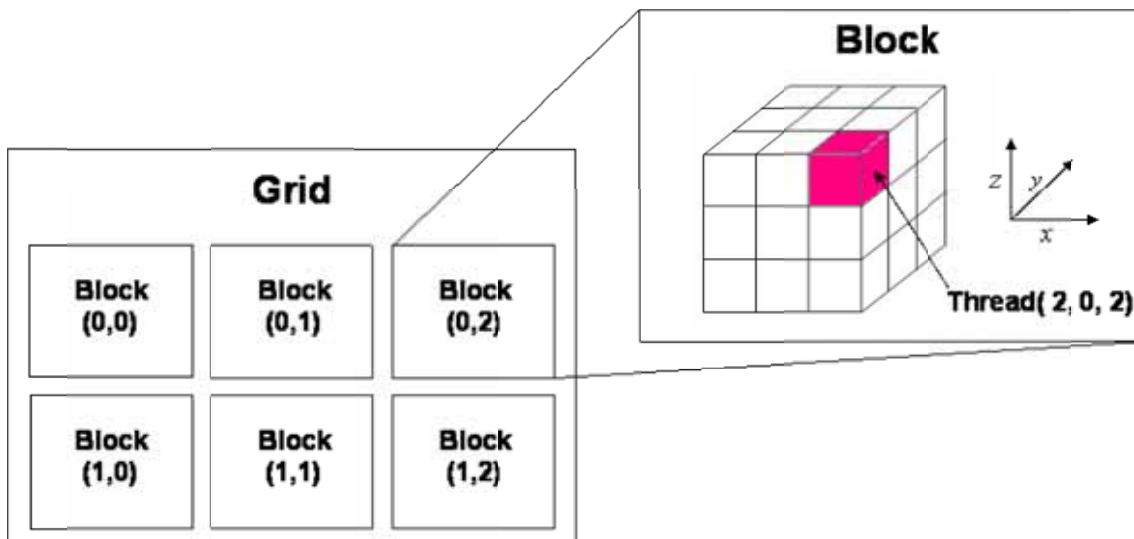


図2 スレッドとグリッドとブロックの関係図

1.4. CUDA によるプログラミング

GPU はそれ単体として動作させることを想定しておらず、計算機内に付加装置として設置することを前提としている。そのため CUDA プログラムは、CPU を動作させるホスト・コードと GPU を動作させるデバイス・コードから構成される。ホスト・コードには通常の C 言語プログラムに加えて、CUDA ランタイム API、ユーティリティ関数、dim3 型変数など CUDA 独自のプログラムを用いて書かれる。図 3 は、CUDA のプログラム構成のイメージである。

CUDA の処理の概要を説明する。まず、主記憶から計算に用いる初期値データなどを GPU 用メモリにコピーする。この命令には CUDA ランタイム API が用いられる。次に、CPU が GPU に対して処理を指示する。この命令は、C プログラムで言うところの関数の呼び出しに相当する。次に、GPU が必要なデータを GPU 用メモリから取り込み各コアで並列実行する。この命令はカーネル関数によるもので、GPU にさせる具体的な計算内容はここに記される。計算終了後、最初主記憶から GPU 用のメモリにコピーした時と同様に、計算内容は結果を GPU 用メモリから主記憶にコピーする[6][7]。CUDA プログラミングではこのようなプロセスで GPGPU を用いて計算を行う。

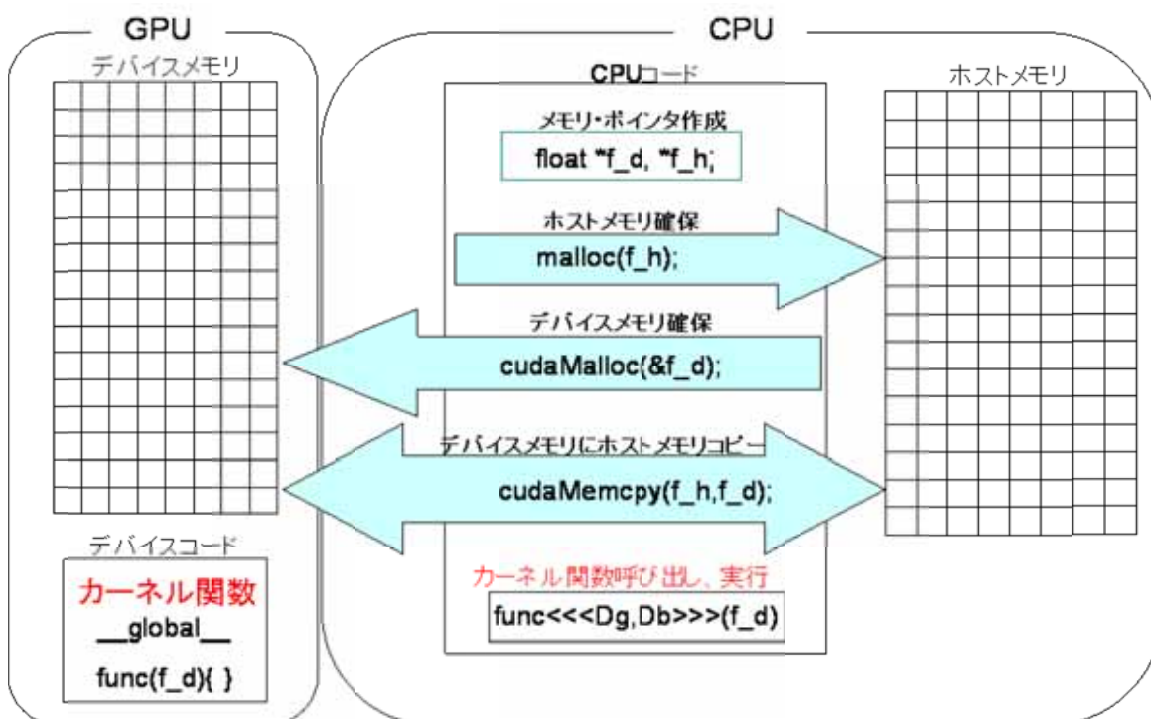


図 3 CUDA を使用したプログラミングモデルの概念図

1.5. CUDA におけるメモリモデル

CUDA では、上記したようにホストメモリ上のデータを GPU 上のメモリにコピーする必要がある。GPU 上のメモリはホストメモリより容量が少なく、足りなくなった場合はホストメモリに再度アクセスするので計算時間が大幅に増えてしまう。そのため、CUDA では GPU 上のメモリを意識しながらプログラムを作る必要がある。ビデオカードに搭載されているメモリはビデオカード上に搭載されているメモリ(オフチップ・メモリ)と GPU 内に搭載されているメモリ(オンチップ・メモリ)の大きく 2 つに分けられる。オンチップ・メモリは容量は小さいがアクセスが非常に高速という特徴を持っている。一方、オフチップ・メモリはオンチップ・メモリに比べれば低速であるが、容量が大きく計算中使うデータを保存するのに使う。具体的に、オフチップ・メモリは図 4 のグローバル・メモリのこと言う。オンチップ・メモリにはシェアード・メモリやレジスタが含まれる。レジスタは、高速に読み書きができ、カーネル関数のプログラム中で使われる変数はここで保持する。シェアードメモリは各 SM の中に 16384byte 備わっており、レジスタと同等な高速アクセスが可能である。ブロック内のスレッドは同一 SM で実行され、ブロック内のすべてのスレッドで共有することができる[6][8]。

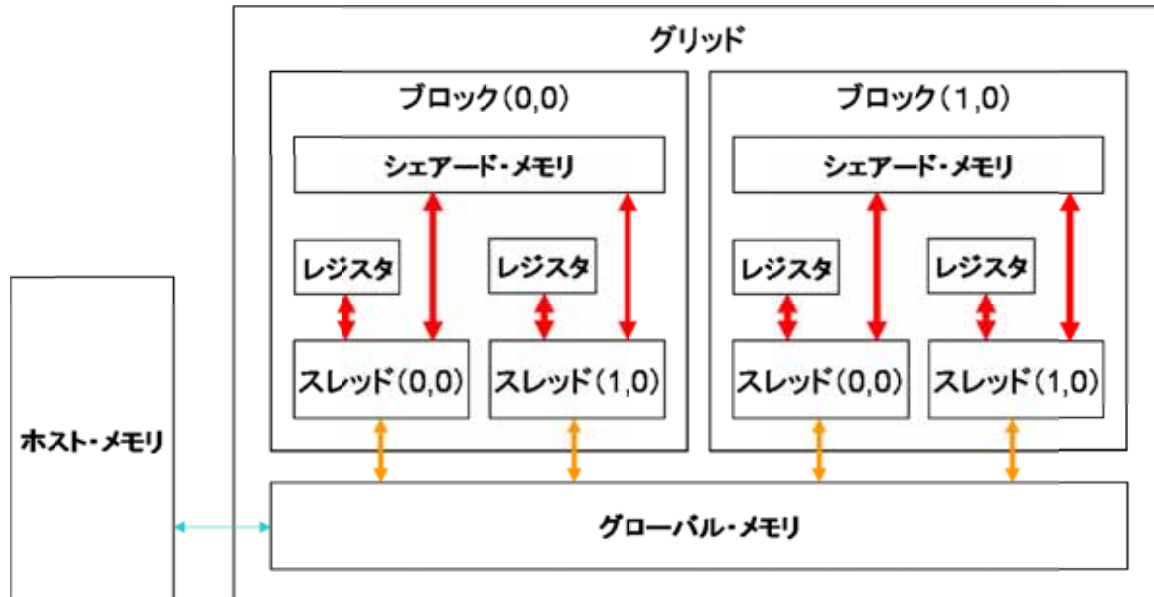


図 4 CUDA におけるメモリモデル

1.6. 並列化による FDTD 法の高速化の検討

FDTD 法[9][10]は式(1)に示される Maxwell の方程式中のアンペールの法則とファラデーの法則を直接離散化し、陽的に時間発展の解析を行う手法であり、高周波電磁界の解析に有効である。また波源の時間発展を工夫することにより準静的な問題に対応できる QS-FDTD 法もあり、本研究では接触電流計算のためにこの QS-FDTD 法を用いる。

$$\begin{cases} \mu \frac{\partial \mathbf{H}}{\partial t} = -\nabla \times \mathbf{E} - (\mathbf{M}_{\text{source}} + \sigma^* \mathbf{H}) \\ \varepsilon \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} = \nabla \times \mathbf{H} - (\mathbf{J}_{\text{source}} + \sigma \mathbf{E}) \end{cases} \quad (1)$$

ここで \mathbf{E} [V/m]は電界、 \mathbf{H} [A/m]は磁界、 ε [F/m]は誘電率、 μ [H/m]は透磁率、 σ [S/m]は導電率、 σ^* [Ω /m]は導磁率である。また $\mathbf{J}_{\text{source}}$ [A/m²]、 $\mathbf{M}_{\text{source}}$ [V/m²]はそれぞれ電流源、磁流源である。この手法の特徴は離散化を行うときに Yee の空間格子[10]を用いることにある。このアルゴリズムにおいて電界の格子点と磁界の格子点が空間的にも時間的にも半ステップずれた差分化になっている。

数値解析において波動が無限遠にまで伝搬していく場合がある。このような場合計算領域の境界上で波を完全に吸収する吸収境界条件を設定しなければならない。本研究では Perfectly Matched Layer (PML) [12]を吸収境界条件として用いる。図5は、FDTD 法のフローチャートである。図中の Tmax は、シミュレーションの追跡時間である。

時間発展する方程式の解を陽的な数値解法を用いて求める場合、方程式の安定性に気をつける必要がある。FDTD の場合、空間格子 $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ と時間ステップ Δt の関係が式(3)で示すような CFL (Courant-Friedrichs-Lewy) 条件[11]を満たしていればよい。

ここで c は光速である。式(3)から分かるように空間解像度が高くなった場合タイムステップも細かくする必要がある。例えば生体電磁界解析を行う場合には複雑な形状や生体組織の違いを表現するために数ミリ程度の空間格子を用いる。1[mm]の空間格子を用いた場合 Δt は約 2[ps]程度になる。このモデルを用いて 1[MHz]程度の低い周波数の解析を行う場合 1 周期の計算に約 50 万ステップ必要である。FDTD 法は格子の解像度とシミュレーションの追跡時間（周波数）の組み合わせによってはコストの高い計算手法になることに注意が必要である。このような計算の高コスト化に対応するために CPU の外部に並列演算専用の装置を付加し、計算効率を高める方法が最近ではよく提案されている。GPU による FDTD 法の高速化はこの概念を実装する方法として有効であると考えられる。

図6は、1次元 FDTD 法の概要を図で表したものである。横軸が電界・磁界の位置を表しており、縦軸が時間を表している。ここで、時刻 t での電界 E_i^t に注目する。 E_i^t は半

ステップ前の磁界 $H_{i-1/2}^{t-1/2}$ 、 $H_{i+1/2}^{t-1/2}$ と 1 ステップ前の電界 E_i^{t-1} と関係性があり、これらが時刻 t での電界 E_i^t を求めるのに必要な値であることを意味する。このことから時刻 t における電界の計算は、他の位置の電界の計算とは関係性がなく独立しており、同時刻の電界を計算する場合、空間的な順序の制限を受けないことが分かる。つまり、この性質を利用すれば FDTD 法が並列計算において高いパフォーマンスを示すことが推測される。

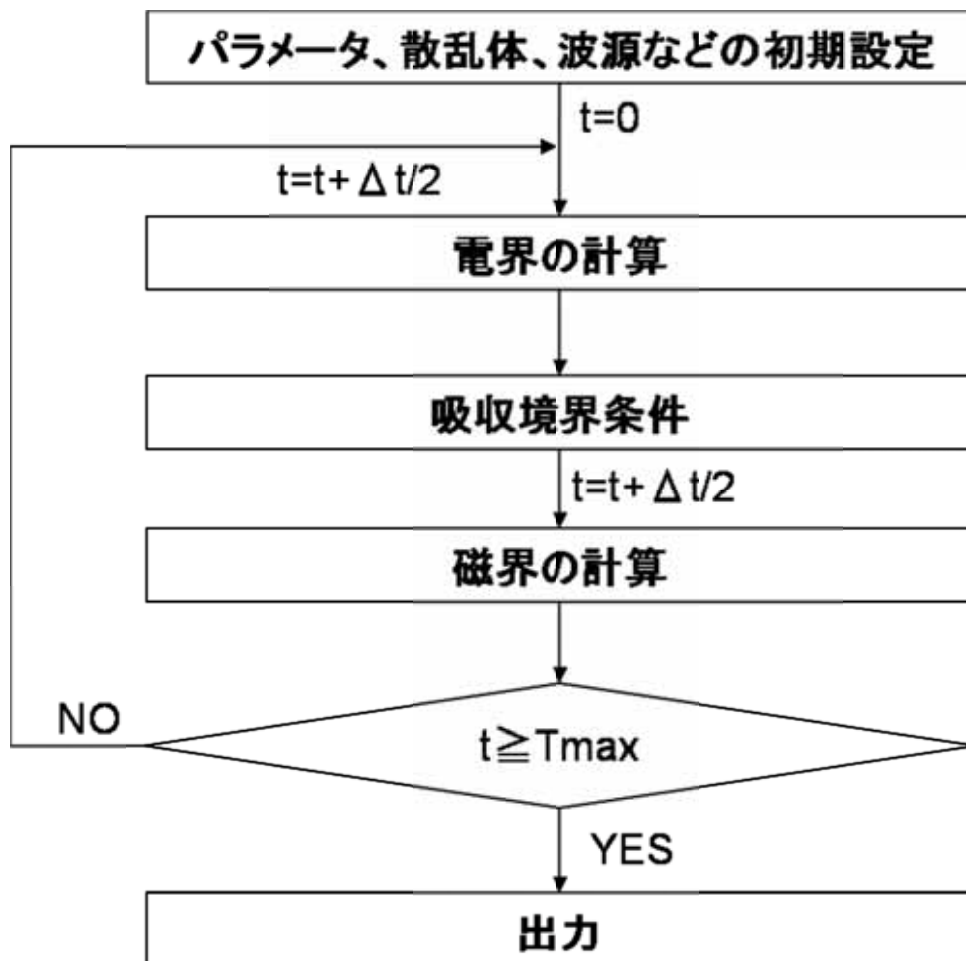


図5 FDTD 法のフローチャートの基本構成

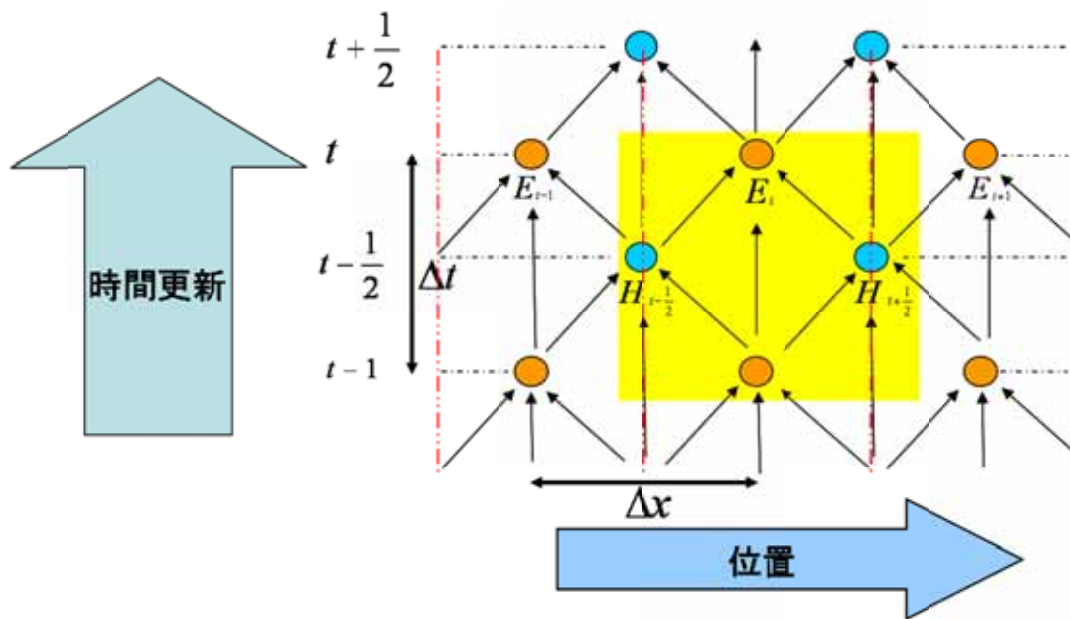


図6 1次元 FDTD 法を例にした格子点の相互作用

1.7. CUDA を用いた FDTD 法の並列コードの実装

図 7 は本研究において開発した CUDA を用いた 3 次元 FDTD コードのフローチャートである。図中の N_{max} はプログラムの最大更新回数を示す。このフローチャートでは吸収境界条件として、PML(Perfectly Matched Layer)媒質を用いている。

このフローチャートを用いて、CUDA を用いた並列化コードの概要を述べる。まず ① で、パラメーター、散乱体、波源などの初期設定を行う。この部分のプログラムは CPU コード(C 言語)で書かれている。② から ④ は GPGPU を用いて FDTD 法の計算を行う部分である。この間、ホスト・メモリを介さずデバイス・メモリ上でのみで計算を行うようにすることでデータ転送時間を減らしている。コード中では ② から ④ までのそれぞれのブロックにおいて定義した 5 個のカーネル関数を呼び出し数値シミュレーションを実行する。

また、本コードでは ② と ④ のように電界の更新、磁界の更新それぞれにおいて、解析領域と吸収境界を分けて並列計算させている。これは、図 8 と図 9 のように 1 つの領域内の配列に対して 2 種類のインデックスをつけることで実現する。図中の内側のセルが解析領域で外側のセルが吸収境界とする。CUDA プログラミングでは、カーネル関数を呼び出す時に、並列計算を行う範囲を指定する。図 8 の配列番号を用いて計算領域を指定しようとする場合、「0 から n まで」のような指定ができず、各々の要素が解析領域か吸収境界かを判断するための条件分岐が必要になる。このような条件分岐をカーネルコード中に入れることは、並列計算の効率を低下させる要因となる。そこで、図 9 のような配列番号を導入する。その結果カーネル関数を呼び出す際に、「0 から (解析領域の要素数 - 1)」と計算範囲を指定することで、容易に解析領域内のみを指定しての計算が可能になる。このように本研究で開発したコードでは各計算ボクセルのデータを参照するためには図 8 のインデックスを用い、並列計算の領域を指定するときは図 9 のインデックスを用いることで GPU の特性を利用した高効率な計算を実現している。

さらに、コーディング時には、GPU 内の高速なメモリを有効に用いる工夫を行った。カーネル関数の引数はシェアード・メモリに確保される[6]。このことから、カーネル関数の引数として用いられる変数全体のメモリ量がシェアード・メモリの容量に納まれば、GPU から計算に必要なデータへの高速アクセスが実現可能であると予測した。そのため、カーネル関数の引数を最小限に抑え、カーネル関数を実行するときに、シェアード・メモリより遅いグローバルメモリへのアクセス回数を少なくするような工夫を行っている。

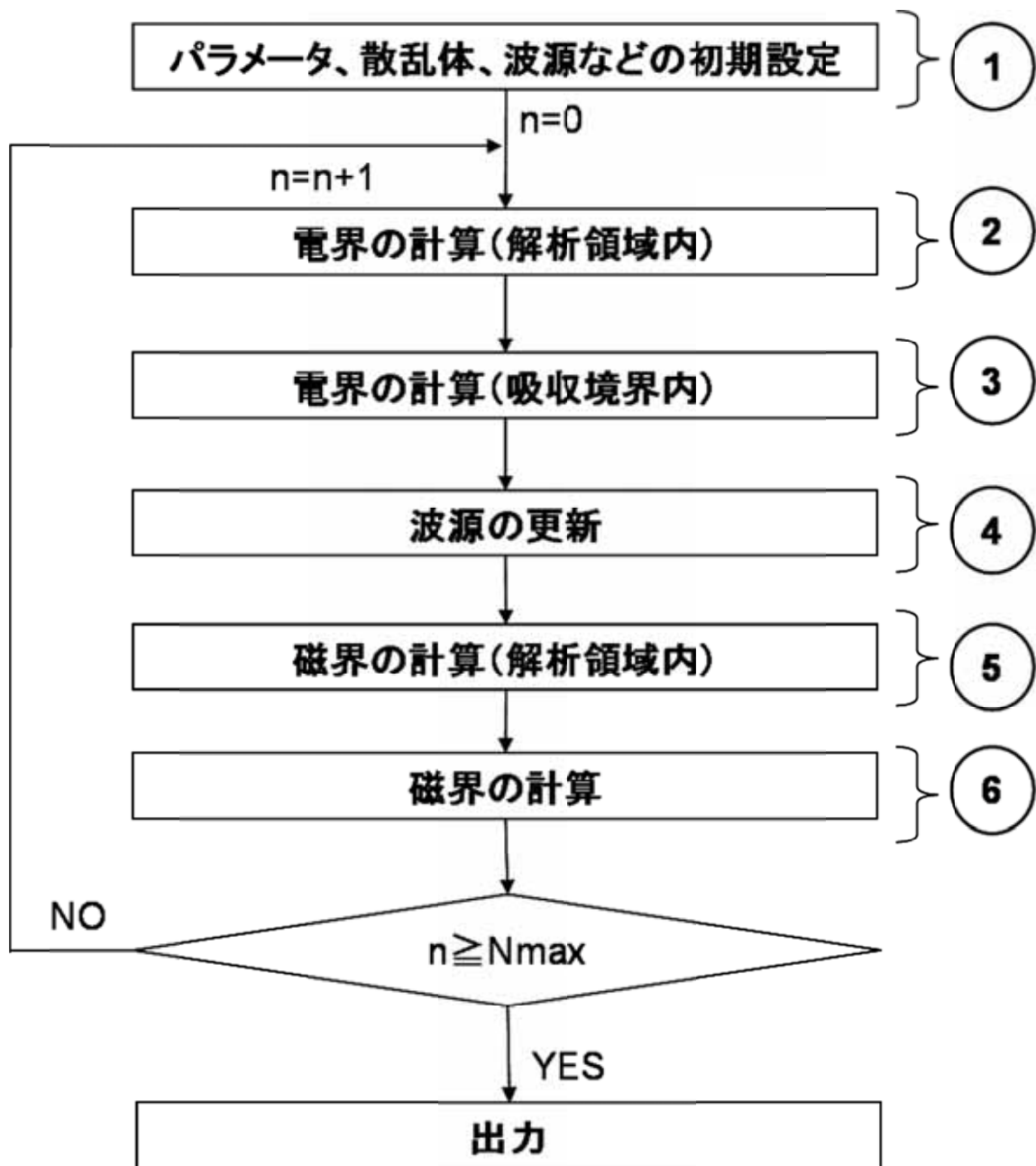


図7 GPGPU に実装した 3次元 FDTD 法コードのフローチャート

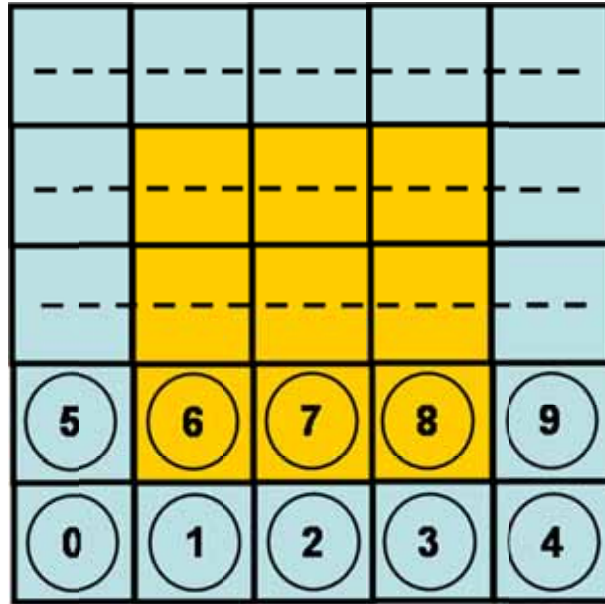


図 8 計算コード中の要素指定方法 1 : データを参照する場合のインデックス

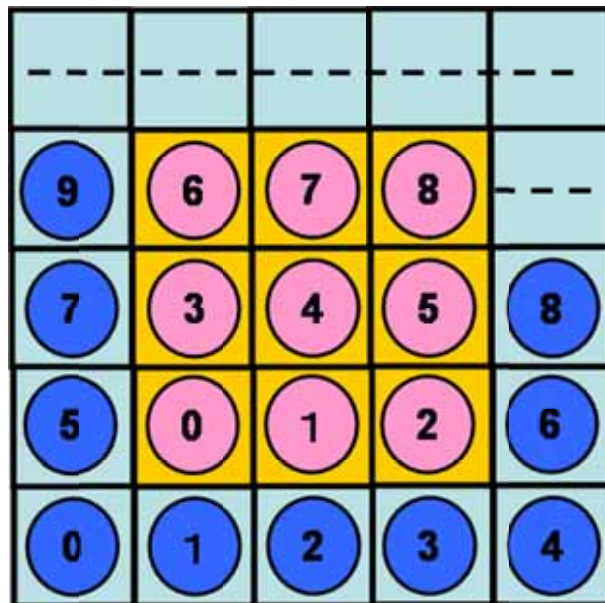


図 9 計算コード中の要素指定方法 1 : カーネルコードから計算するボクセルを指定するときのインデックス

1.8. 並列化による SPFD 法の高速化の検討

Scalar Potential Finite-Difference (SPFD) 法 [13] は電磁界の準静的近似を仮定した場合の数値解析に用いられる計算手法であり、生体モデルなどでの誘導電界、誘導電流密度等を解析するのに有効な手法である。モデル内部の電界は、外部電界によって生じる表面電位分布と、外部磁界によって誘起される渦電流によるものの 2 つに依存している。本検討においては外部磁界を考慮せず、あらかじめ仮定した流入電流の境界条件に基づいて計算をすることで、モデル内部の誘導電界分布の計算を行った。SPFD 法における離散格子の概略図を図 10 に示す。この格子の各点の電位は式(2)を計算することで求めることができる。

$$\left(\sum_{r=1}^6 s_r \right) \varphi_0 - \sum_{r=1}^6 s_r \varphi_r = 0 \quad (2)$$

ただし

$$s_r = \frac{\sigma_r a_r}{l_r} \quad (3)$$

であり、 σ は導電率である。また a_r/l_r は格子間隔 Δl が xyz の全ての基底ベクトル方向で等しいとき $a_r/l_r = \Delta l$ とする。

SPFD 法において式(2)から大規模な連立一次方程式が得られる。数値計算ではこれを解くことが必要になる。CPU コードではこの連立一次に対して SOR 法を用いて解いている。本研究ではこの CPU コードを以下の方針に従って CUDA 用コードに移植して実装し GPU による高速化を検討する。

(i) CUDA 化第一段階基本指針

- アルゴリズムの変更は行わない (大幅な高速化は不可能)。
- 単純な繰り返し部を CUDA kernel 関数に変更。
- 計算結果が CPU コードと同一となるよう確認する。

(ii) CUDA 化第二段階基本指針

- アルゴリズムを解析し、高速化可能な部分を特定する。
- 高速化指針を定義。
- 実装。

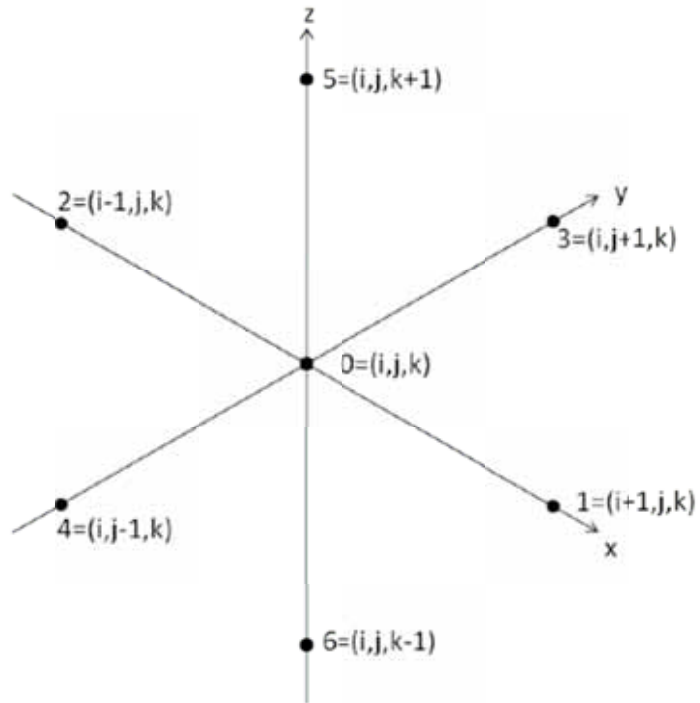


図 10 SPFD 法における離散化された格子。图中的格子点番号は式(2)のインデックス r に相当する。

1.9. CUDA を用いた SPFD 法の並列コードの実装

図 11 に SPFD 法コード中の SOR 法に相当する部分の概略を示す。図中の矢印で示されている 3 次元要素に対する繰り返し部は要素間の依存関係がない。例えば $V2[i][j][k]$ の右辺に相当する部分には $V2[?][?][?]$ が存在しないので、CUDA Kernel 関数として並列化実装することが可能である。具体的な CUDA コード以降手順としては以下のことを行った。

- ・ 3 次元配列を 1 次元配列に変更
 - $a[L][M][N]$ のような 3 次元配列を直列に変更する簡単な方式として次を採用する。
 - ◆ $a[L \times M \times N]$ 配列を準備
 - ◆ $a[i][j][k]$ に対するアクセスを $a[j + Mi + Lmk]$ に変更
 - グリッド・ブロック構成として次を採用する。
 - ◆ `dim3(x, y, 1);`
 - ◆ `dim3(z, 1, 1);`
 - ◆ 今回の検討では z 方向のループについては 400 であり、同時実行可能スレッド数 512 以下となる。z 方向のループが 513 以上の場合、複数の 512 以下のスレッドに分割し、複数の GPU に計算を投入する。

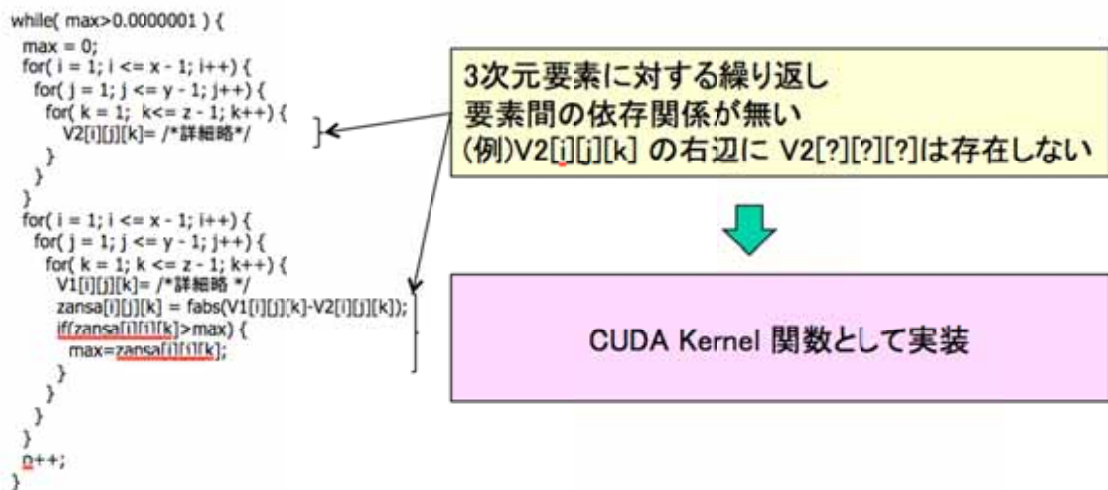


図 11 SPFD 法のコードにおける CUDA による並列化実装が可能な部分の特定

2. 中間周波帯ドシメトリ解析における数値不確定性の評価

本研究では中間周波帯ドシメトリ解析における数値不確定性評価のために解析解のある標準的な計算モデル(規範問題)を設定し、QS-FDTD法及びSPFD法それぞれから得られる解の精度について検討した。

2.1. 規範問題

人体サイズの規範問題として誘電体円柱に対して接触電流を評価するモデルを使用した。これは名古屋工業大学と共同で策定したモデルである。規範問題のモデルのx-z断面図を図12に示す。このモデルは人体の胴体を模擬しており、半径0.25 m、高さ2mである。解像度は5 mmとしている。図のように円柱の上面及び下面に完全導体の電極を配置し、これにより接触電流を模擬する。QS-FDTD法を用いる場合は上面の導体板に図のように波源を配置する。またPML層は16層とした。SPFD法を用いる場合は導体版にDirichlet条件(固定境界条件)として一定電位を与える。このモデルは筋肉を仮定しており各周波数における電気定数は表2のようになる。この電気定数は4-Cole-Coleモデル[14]に基づいて導出されたものである。

2.2. 準静FDTD法(QS-FDTD法)[15]

本研究ではQS-FDTD法を接触電流の解析手法の一つとして解析解および、SPFD法と比較を行う。QS-FDTD法は通常のFDTD法の解析コードの波源の時間発展を適切に選択し、準静場を解くための手法である。本研究では図1の波源に式(4)のような電位の時間発展を設定し、収束するまで計算を行うことにより接触電流の計算を行っている。

$$V(t) = \begin{cases} V_0 \frac{2}{\tau_0^2} t^2 & (0 < t \leq \tau_0/2) \\ V_0 - \frac{2}{\tau_0^2} (t - \tau_0)^2 & (\tau_0/2 < t < \tau_0) \\ V_0 & (\tau_0 < t) \end{cases} \quad (4)$$

ここで τ_0 に達するまでの時間更新を400回とし、 Δt はCFL条件をみたすように 8.0×10^{-12} sとした

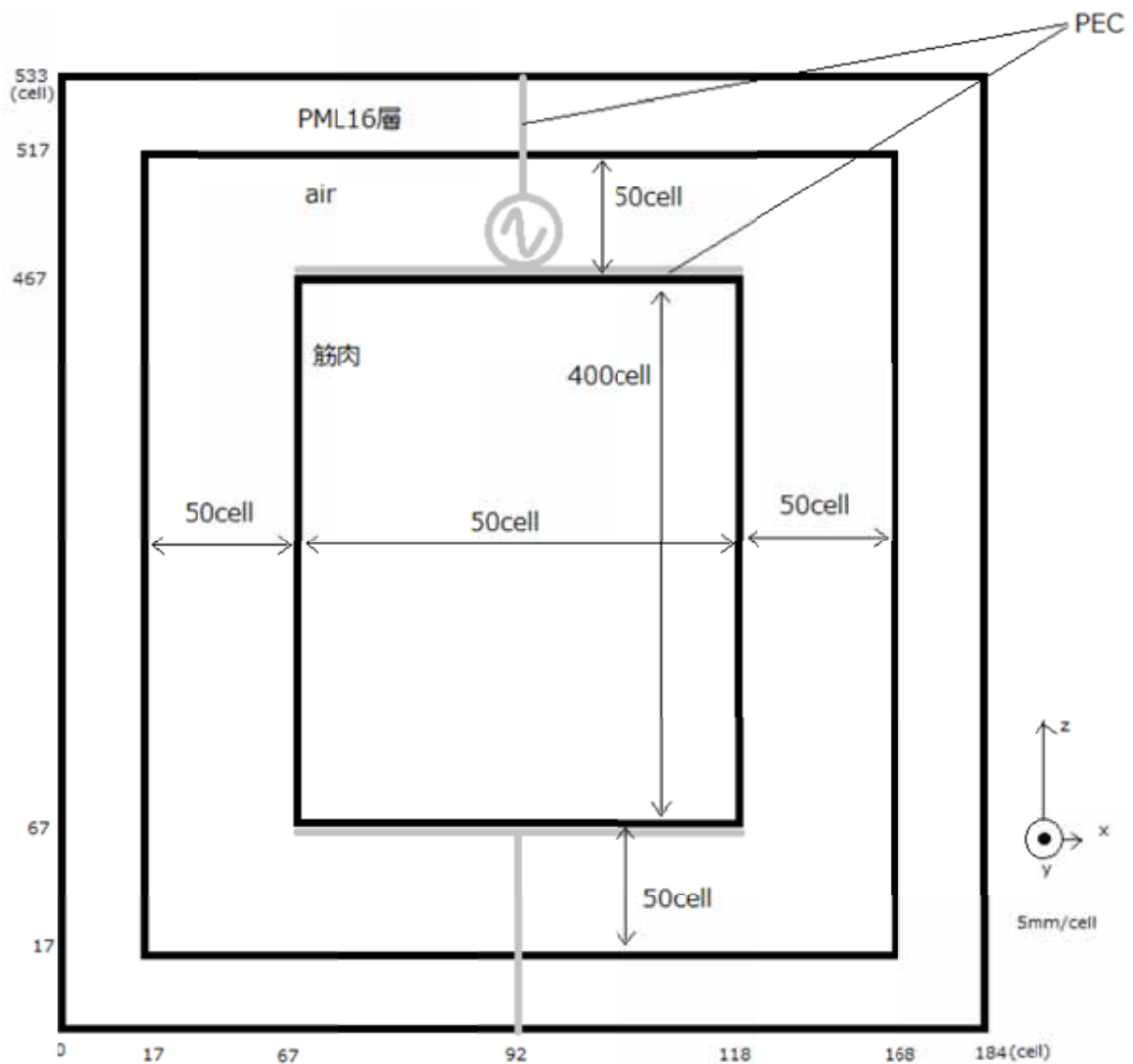


図 12 本研究で使用した規範問題円柱モデル。図は QS-FDTD 法用のものを示している。媒質は筋肉を仮定している。

表 2 各周波数における筋肉の電気定数

周波数	導電率[S/m]	比誘電率	波長[m]
1MHz	0.503	1840	4.03
10MHz	0.617	171	1.18
20MHz	0.643	111	0.802

2.3. SPFD 法

SPFD 法では図 12 に示す円柱の上下面の完全導体に一定電位を与え固定境界条件とし、モデルに直接電流を流し内部の電界を求める。円柱側面のモデル境界で電流の流入・流出はないと仮定する。また真空領域の電位を 0、モデル外の導電率を 0 として、モデル内部のみ計算を行い真空部（空气中）の計算は除外するようなコードとしている。

試験結果と考察

1 . GPU による中間周波帯ドシメトリ解析の高速化

ここでは開発した GPU 用 3 次元 FDTD コード及び GPU 用 3 次元 SPFD コードを用いて実際に計算を行い、GPU コードと CPU コードの計算速度の比較、および GPU で求めた計算結果の妥当性について検討する。

1 . 1 . 計算条件

FDTD 法の計算では、図 13 のように計算領域の外側に PML 吸収領域をもうけたものを使用した。その空間内は全て真空とし、波源として領域の中心に周波数 3GHz の正弦波電界を励振するダイポール波源を設置した。FDTD 法はボクセルに指定した ID によって人体のような散乱体を設定する。今回の計算では散乱体すべての ID を真空に指定している状態であり、例えばこの計算領域内に生体組織の散乱体が設置された場合、その部分の ID が変更されるのみであり計算の量は変わらない。したがって、ここで得られた計算パフォーマンスは規模が同一であればそのまま実用的な QS-FDTD における計算パフォーマンスとして考えることができる。SPFD 法の計算では、図 12 に示す規範問題を使用した。FDTD 法における計算では表 3 に記されている計算条件の下で数値計算を実行した。また SPFD 法における計算条件は表 4 のようになっている。

計算実行に用いた GPU および CPU の仕様を表 5 に示す。なお、使用した OS は Ubuntu ver10.04、CUDA のバージョンは 3.2 である。CPU のプロセッサコア数は 4 であるが、本研究では 1 つのコアの計算速度を基準とした。

表 3 FDTD 法における計算条件

計算領域セル数	200 x 200 x 250
ボクセルサイズ	2 mm x 2 mm x 2 mm
時間ステップ	3.33 ps
計算ステップ数	2000
PML 層数	10

表 4 SPFD 法における計算条件

計算領域セル数	51 x 51 x 400
ボクセルサイズ	5 mm x 5 mm x 5 mm
収束条件 (相対残差ノルム)	10^{-6} 以下

表 5 計算環境

	型番	動作周波数	プロセッサコア数	メモリバンド幅
CPU	Intel 製 Xeon X5550	2.66GHz	1(4)	32GB/s
GPU	NVIDIA 製 Tesla C2070	1.15GHz	448	144GB/s

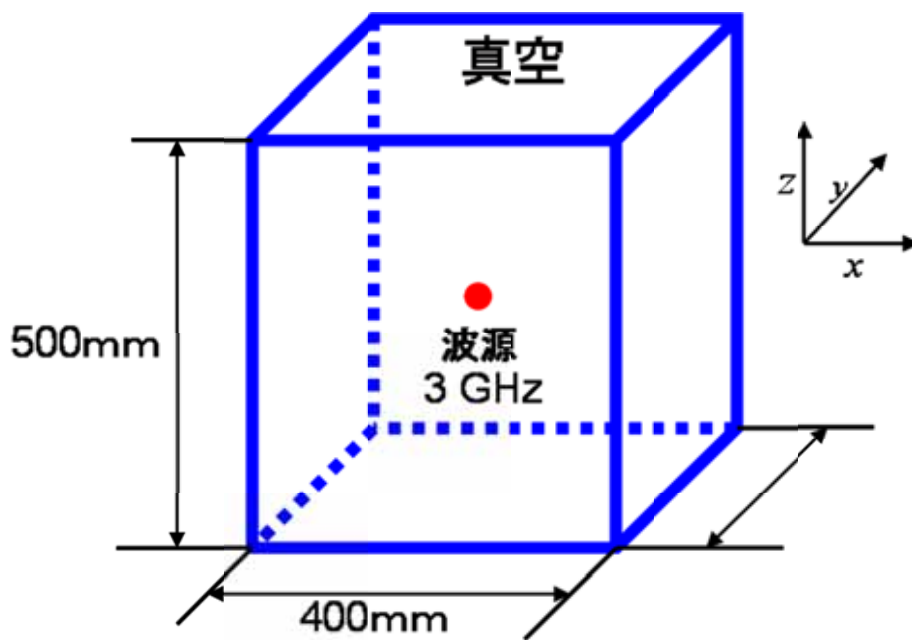


図 13 FDTD 法の GPU コードと CPU コードの比較を行った計算モデル

1.2. 解の妥当性の検証

図 14 は、FDTD 法に関して前節の計算条件の下で実行した計算によって得られた電界 E の y 方向成分 E_y の x 軸に沿った分布である。GPU での計算結果は、CPU の結果とほぼ同じであることが分かる。また、図 15 は図 14 における CPU における計算結果の値と GPU における計算結果の値の差の分布を図示したものである。従ってこの分布は x 軸上の差の分布となっている。この結果から GPU コードと CPU コードの計算結果の相対差は 10^{-5} 以下であることがわかる。また SPFD 法に関して CPU を基準とした場合の GPU 計算結果との差はこの程度であった。これより CPU による計算結果と GPU による計算結果の差は、本研究における接触電流による生体内誘導電界の評価において、影響を与えない程度の大きさであるといえる。

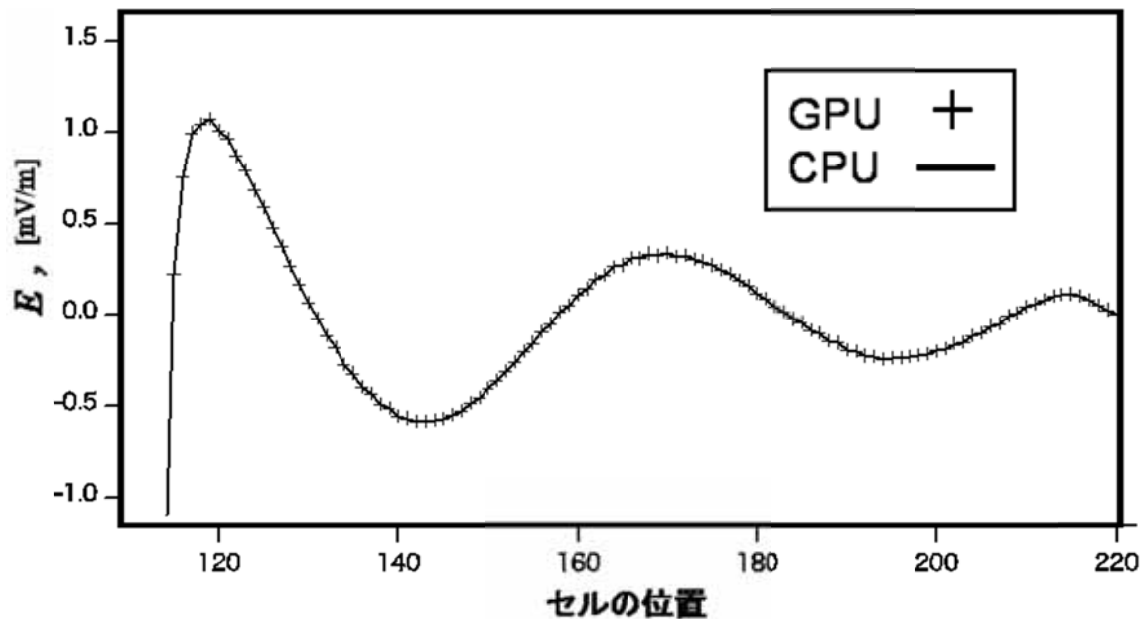


図 14 GPU コードと CPU コードの計算結果の比較

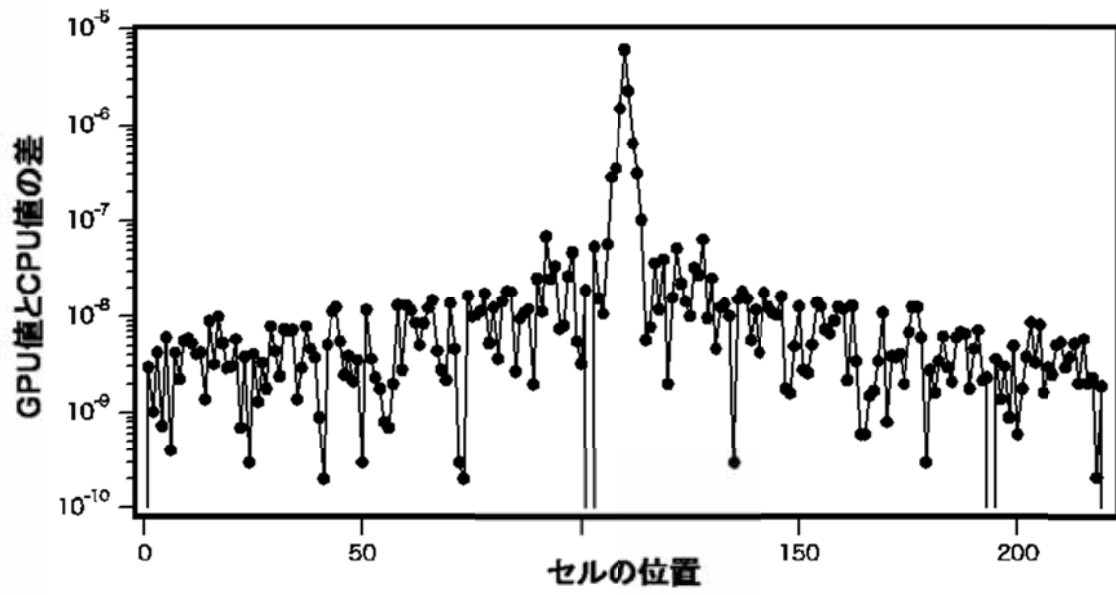


図 15 CPU の計算結果を基準とした GPU 計算結果との相対差

1.3 計算速度比較

FDTD 法に関して計算条件の空間の z 軸の要素数を 50、100、150、200、250 と変化させることで、計算所要時間の要素数依存性を求めた。図 16 と図 17 は、それぞれ GPU の計算所要時間の要素数依存性と CPU の計算所要時間の要素数依存性である。各々の計算所要時間は 3 回計測したものの平均値をとっている。GPU に搭載されている GPU 専用メモリ量の制約により、検討した総セル数の上限値は 10^7 個となっている。総セル数 8×10^6 個の時の CPU の計算所要時間を除いて、GPU も CPU も計算時間は計算総セル数にほぼ比例していると考えられる。

計算時間から計算速度を算出した。図 18 と図 19 にそれぞれ GPU の計算速度および CPU の計算速度の計算要素数に対する依存性を示す。計算速度 = (計算セル数 × 計算ステップ数) / 計算所要時間と定義している。GPU の計算速度は、計算可能要素数の上限値に到達するまで、総セル数が大きくなるにつれて徐々に上昇している。速度の向上率はセル数の増加とともに下がっていることがわかる。一方 CPU の計算速度は、総セル数が 8×10^6 のときに大きくなっているが、その他は 4×10^6 以上ではあまり変化がないことがわかる。

図 20 は、計算総セル数ごとの GPU と CPU の計算速度比率を計算した結果である。総セル数が 8×10^6 のときを除いて、総セル数の増加に伴い CPU に対する GPU の計算速度比が上昇していることがわかる。FDTD 法の計算に関して、速度比は最大で 95 倍程度であり、この時の総セル数は 10^7 個である。

SPFD 法に関しては CPU に対する GPU の計算速度比は最大でも約 4 倍程度であった。このことから中間周波数帯のドシメトリの高速化の課題において、FDTD 法のほうが SPFD 法より速度向上率の面において有効であることがわかった。SPFD 法の GPU コードの速度向上のための最適化の検討事項としては以下のことが考えられる。残差ノルムによる収束判定において、全空間での最大値検出を行っているがこの部分が CPU コードのままである。最大値検出で Kernel 関数の利用を考えるべきである。また本研究では SPFD 法に関して高速なシェアードメモリの有効利用が出来ていないので、これを活用する方法を考える。さらにメモリアクセスについては、グローバルメモリアクセスについて考慮していないので、コード中のデータ構造とともにグローバルメモリアクセスを再検討する必要がある。

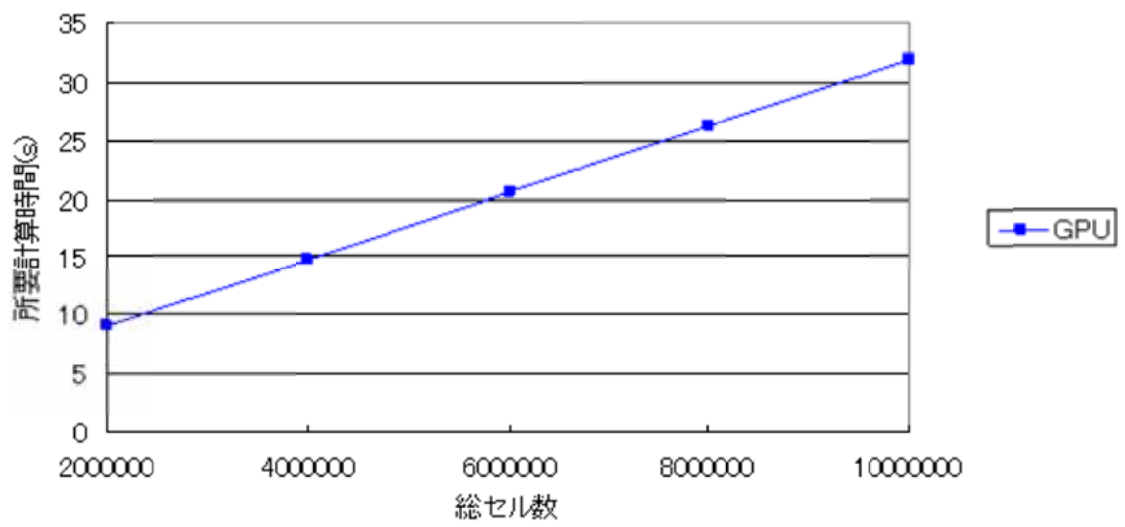


図 16 GPU 使用時の計算所要時間の計算要素数依存性

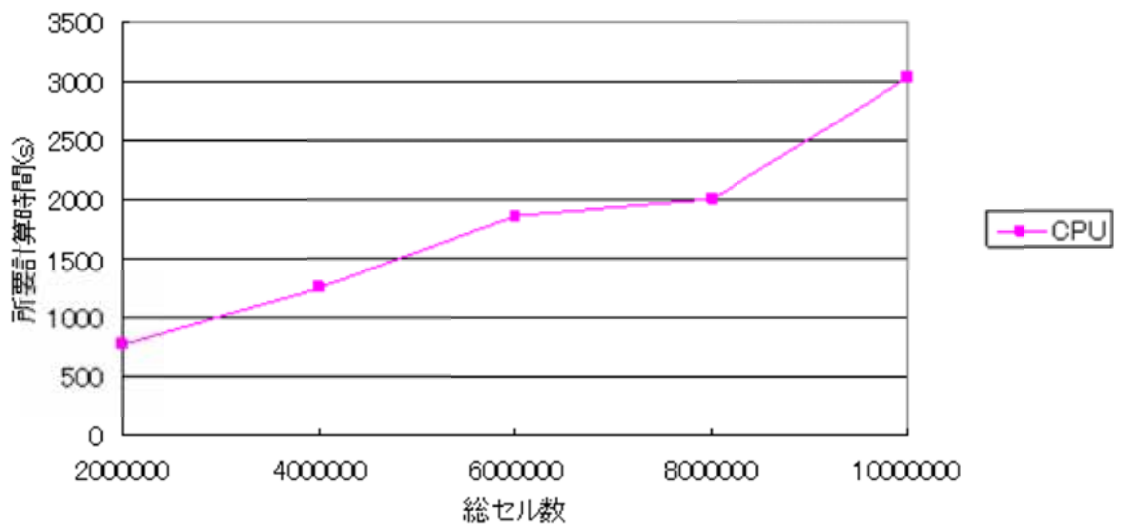


図 17 CPU 使用時の計算所要時間の計算要素数依存性

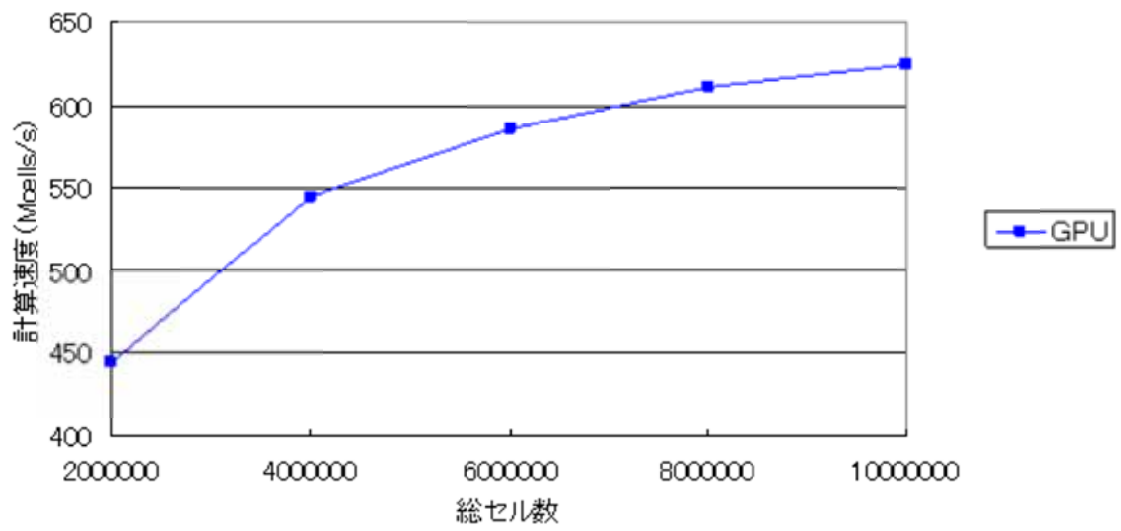


図 18 GPU の計算速度の計算要素数に対する依存性

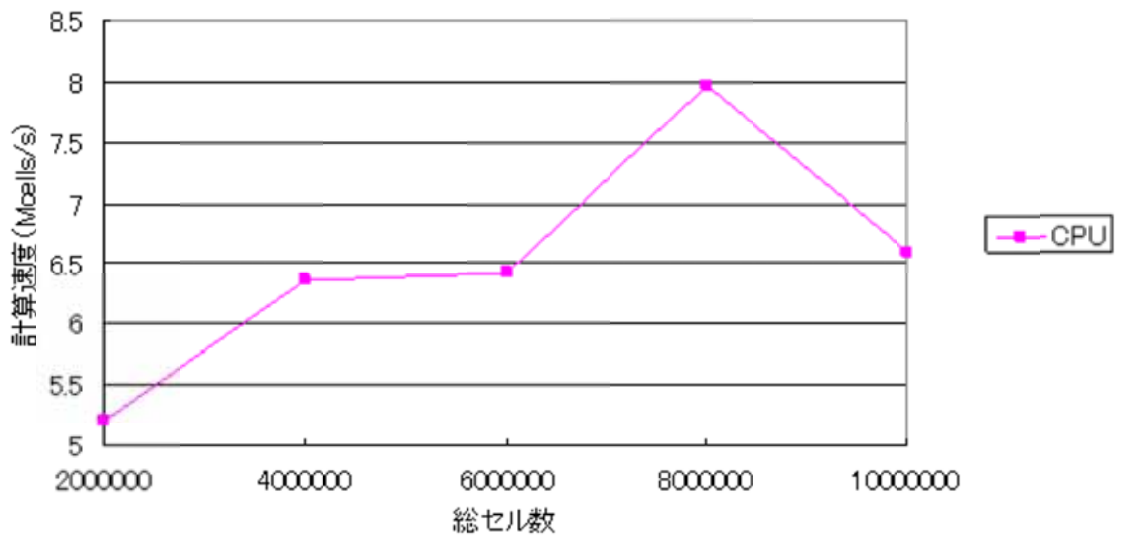


図 19 CPU の計算速度の計算要素数に対する依存性

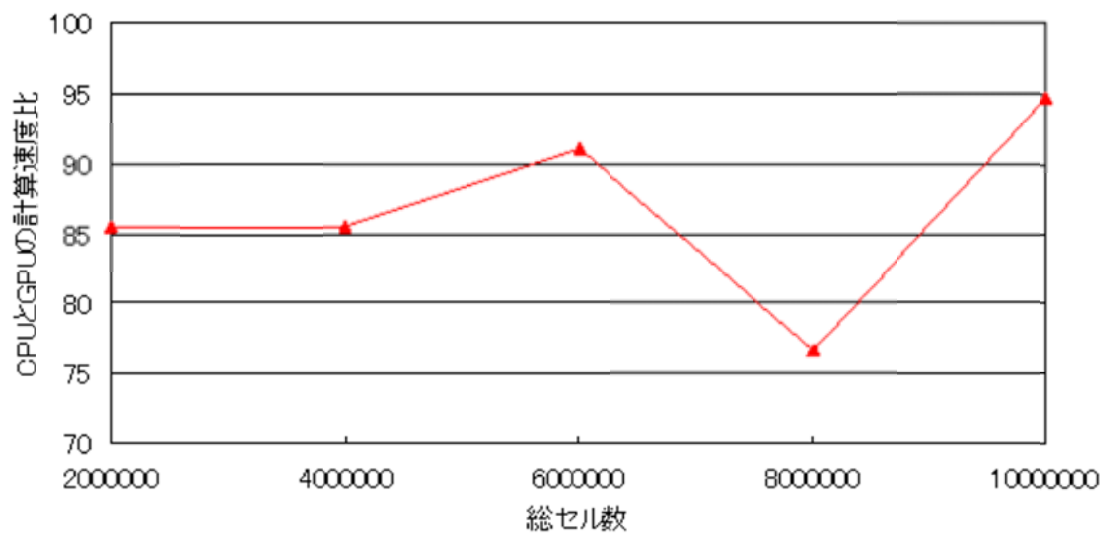


図 20 CPU に帯する GPU の計算速度比の計算要素依存性

2. 中間周波帯ドシメトリ解析における数値不確定性の評価

2.1. 円柱を流れる電流密度分布の解析解

本研究では規範問題として人体の胴体を模擬した円柱モデルを用いている。これは円柱を流れる電流の電流密度分布が解析解として与えられるからである。ここではこの解析解について議論する。損失性の誘電体中では伝搬定数 k は式(5)のように表される。

$$k^2 = \omega^2 \varepsilon \mu - j \omega \mu \sigma \quad (5)$$

ここで ω は角周波数、 ε は誘電率、 μ は透磁率、 σ は導電率である。低周波においては変位電流項に起因する式(5)の実部は無視することができ、式(6)のように近似することができる。

$$k^2 = -j \omega \mu \sigma \quad (6)$$

無限長の円柱に流れる電流密度分布は円筒座標系を用いて次式のように与えられる。

$$j_z(r) = \frac{kI}{2\pi a} \frac{J_0(kr)}{J_1(kr)} \quad (7)$$

ここで j_z は電流密度の z 方向成分、 r は中心からの距離、 I は流入する電流、 a は円柱の半径、 J_n は第 1 種ベッセル関数であり n はその次数を示す。変位電流項を考慮する場合は式(5)を、無視する場合は式(6)を式(7)に代入し電流密度分布をえる。変位電流項を無視した場合の電流密度分布の周波数依存性を図 21 に示す。この図は流入する電流量を 1A に規格化した場合の結果である。また誘電率と導電率は筋肉の値としている。図からわかるように、周波数が高くなると表皮効果により、円柱の外縁部の電流密度が高くなることわかる。

図 22 に変位電流項を考慮した結果を真の値とし、変位電流項を無視した場合の誤差の周波数依存性を求めた結果を示す。この図は電流密度の空間的な平均値を求めて、その値に関して誤差を求めたものである。この図からわかるように、周波数の増大とともに誤差が単調に増加していることがわかる。100MHz においては 10%程度の誤差になり、変位電流項の効果が無視できないほどになることがわかる。

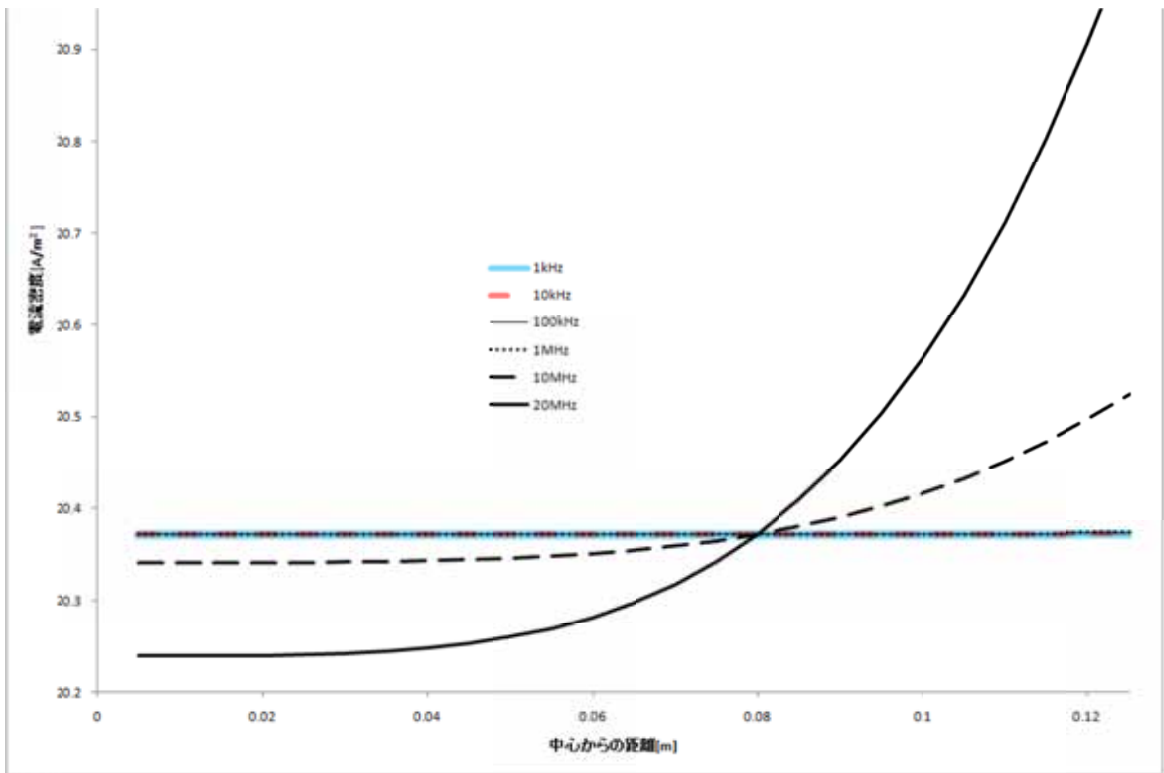


図 21 電流密度分布の周波数依存性

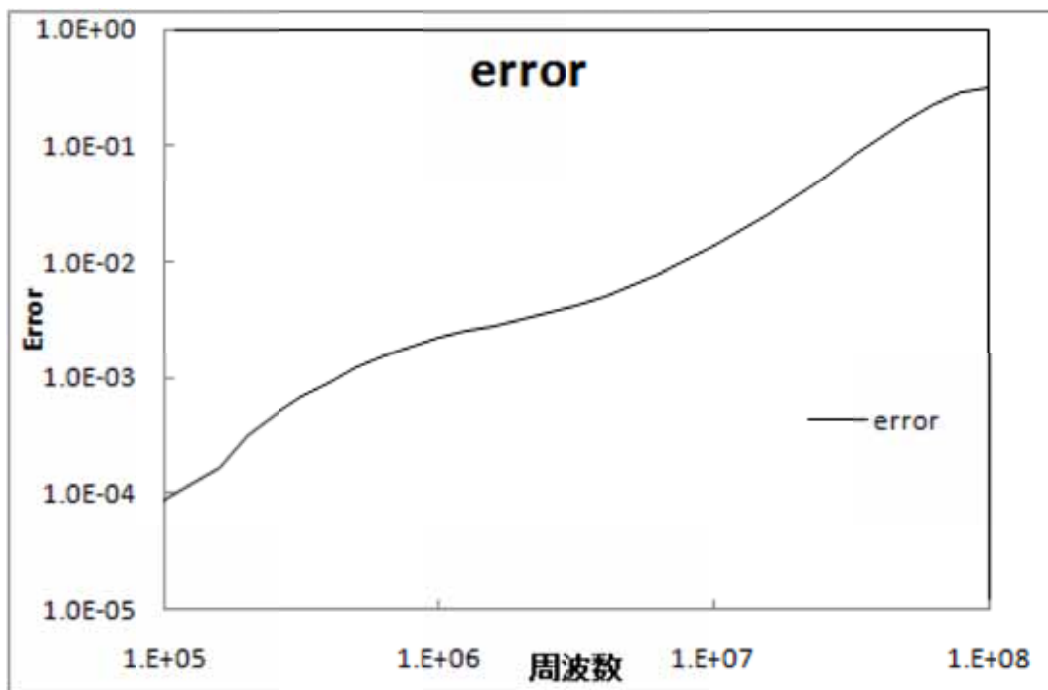


図 22 変位電流項を無視した低周波近似の誤差の周波数依存性

2.2 解析解と FDTD 法の結果および SPFD 法の結果の比較

解析解と SPFD 法の結果および QS-FDTD 法の結果を比較した図を以下に示す。図 23,24,25 はそれぞれ 100kHz, 1MHz, 10MHz における比較である。流入する電流量は 1A に規格化している。図中の E_z, E_y, E_x は QS-FDTD 法で得られた電界の各方向成分、SPFD は SPFD 法で求めた電界の z 成分である。座標は図 12 における円柱の中心を原点とし、中心からの距離を示している。ただしこれらの図は x 軸上の分布である。これらの図をから、周波数が高くなると解析解からの差が大きくなって行くことが定性的にわかる。

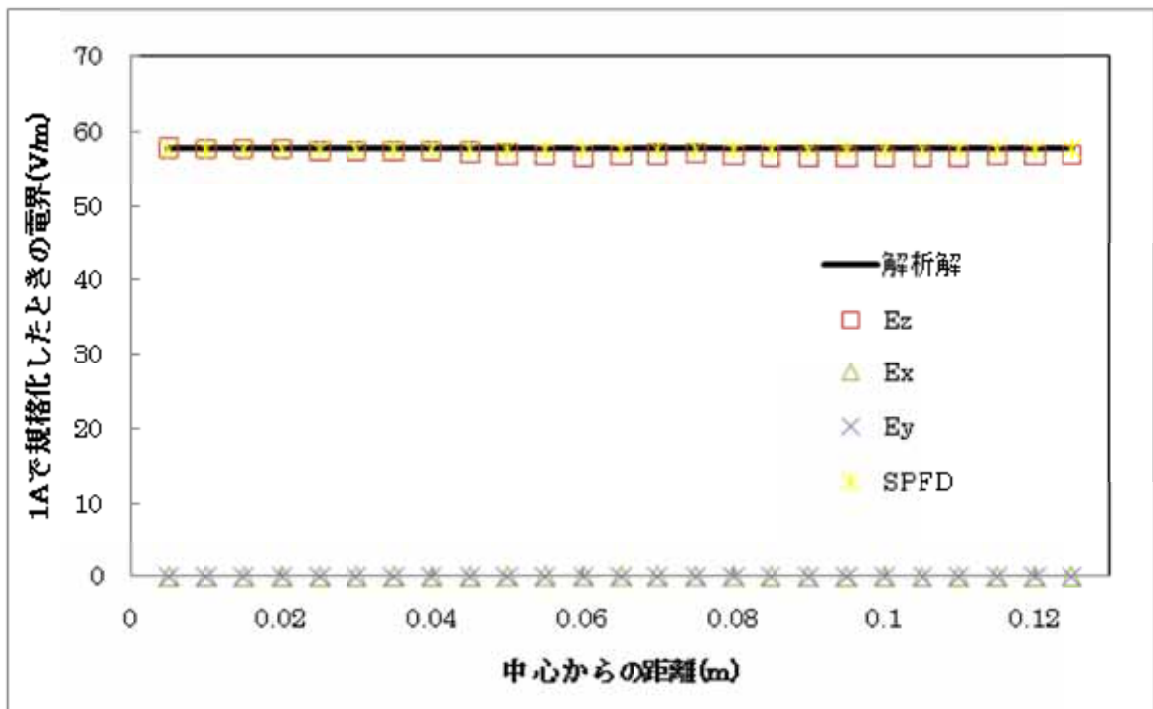


図 23 100kHz における電界分布の比較

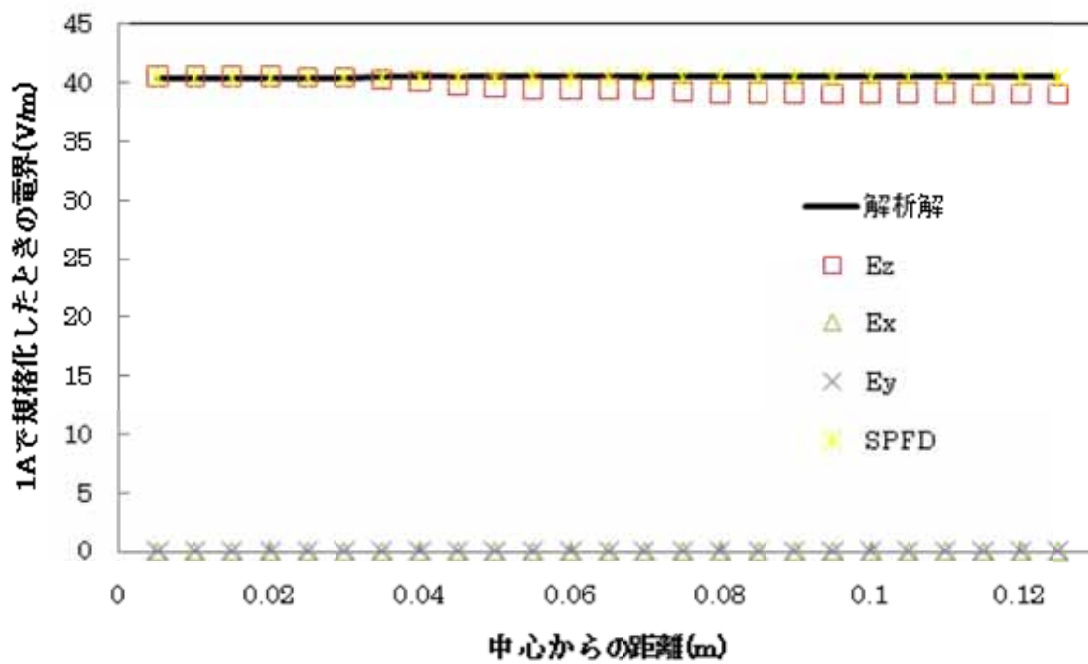


図 24 1MHz における電界分布の比較

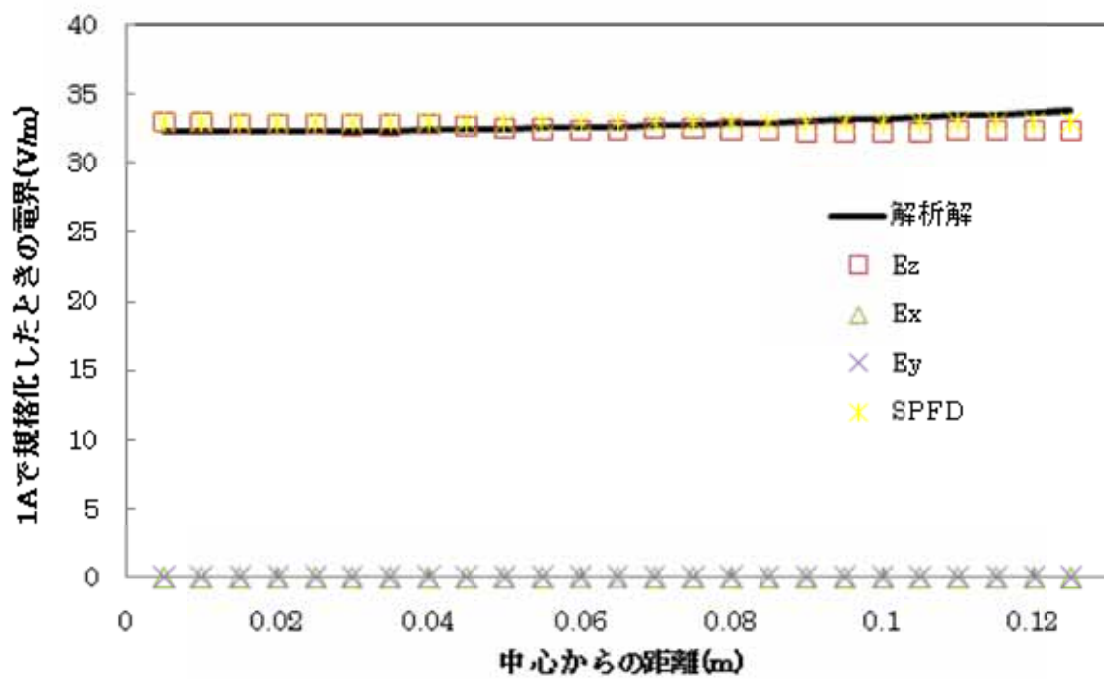


図 25 10MHz における電界分布の比較

2.3 誤差の比較

図 23, 24, 25 における解析解からの相対誤差を計算し比較を行う。相対誤差は以下のよう
に定義する。

$$\text{相対誤差 (\%)} = \frac{|\text{数値計算結果} - \text{解析解}|}{|\text{解析解}|} \times 100 \quad (8)$$

図 26, 27, 28 はそれぞれ 100kHz, 1MHz, 10MHz の結果に対応している。周波数が増加するにつれて、両手法とも定性的に誤差の最大値が増加していることがわかる。また今回検討した周波数において QS-FDTD 法の誤差は SPFD 法の誤差より概して大きいことがわかる。QS-FDTD 法では比較的誤差の大きな 10MHz の場合でその最大値が 4.5%程度である。SPFD 法では 100kHz と 1MHz では 0.5%以下で誤差が推移しているが、10MHz では最大の誤差が 3%程度である。これは表皮効果の影響をが現れていると考えられる。10MHz において QS-FDTD 法と SPFD 法の誤差分布の傾向が似ていることがわかる。

これらの規範問題を対象にしたこれらの結果から 10MHz までの中間周波の計算において、QS-FDTD 法、SPFD 法ともに相対誤差が 5%以内であり、これらの数値解法を用いて生体内の誘導電界を評価する場合には、その目的に対して十分な精度が得られると考えられる。ただし詳細な人体モデルを扱う場合にはモデルの不均一性、数値解の特異的な振る舞いが予測され、今後詳細な人体モデルを用いた QS-FDTD 法と SPFD 法の比較が必要である。

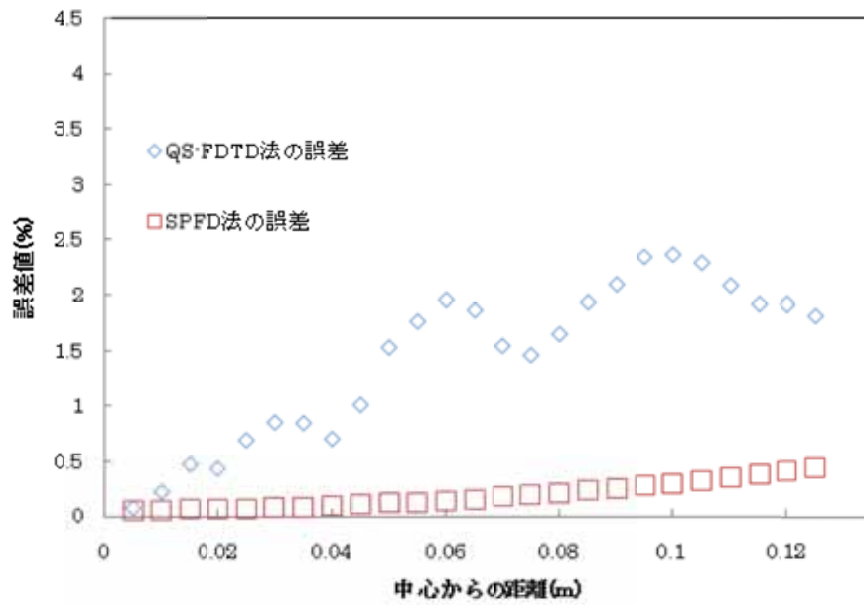


図 26 100kHz における誤差分布の比較

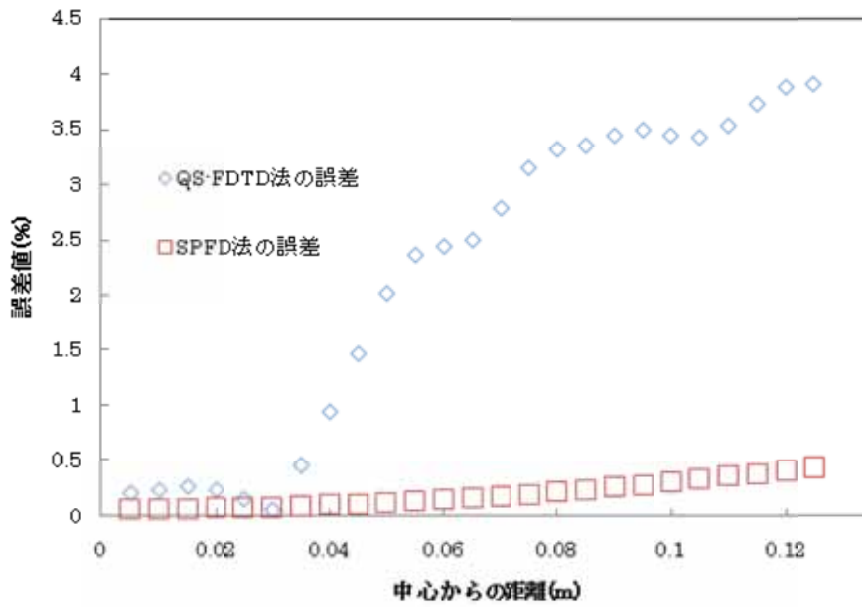


図 27 1MHz における誤差分布の比較

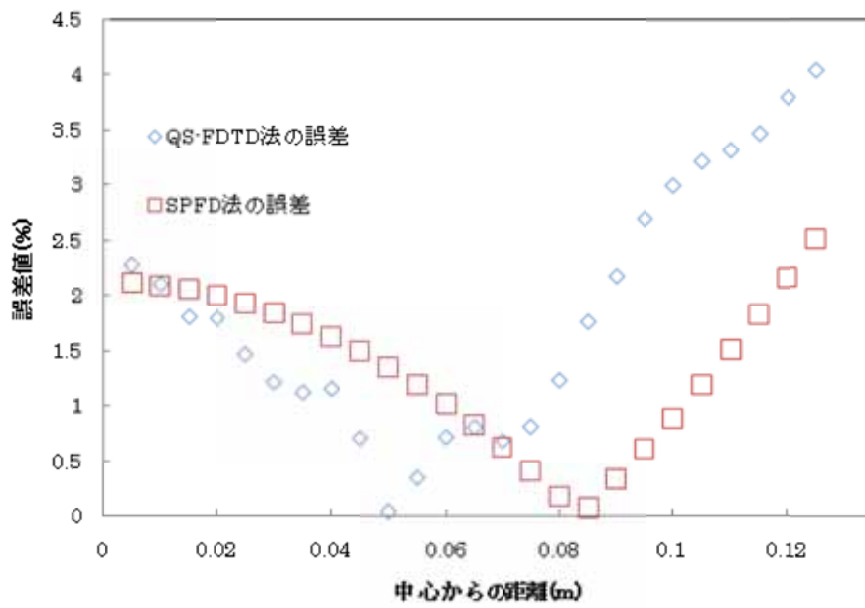


図 28 10MHz における誤差分布の比較

2.4 数値解析の妥当性評価に関する実験的手法の検討

次年度に数値解析妥当性を実験的手法により評価するために、実験的手法について調査を行った。実験的手法では、主に接触電流による体内誘導量の測定法の検討を行う。このために漏れ電流試験器などを用いて、接触電流と体内誘導電流・誘導電界の関係性を把握する。これにより生活環境下での接触電流のシナリオを把握し、検証実験で用いるべき接触電流源のパラメータを決定する。足首電流の曝露評価などに関して、ファントムを用いた検証方法があるので、こういった前例を参考にし、簡易ファントムなどを利用した実験系を構築する。簡易ファントムには規範問題に近いものを考慮し、前述の計算結果を利用できるような検証方法とする。ファントム内の誘導電流測定にはクランプ型の電流計を用いる予定である。クランプ型の電流計を用いた体内誘導電流の測定に関しては過去に例があるので、その手法を参考にする[16]。図 29 に上述で検討した実験手法（案）の概略を示す。簡易ファントムとしては規範問題の縮小版を用いて、クランプ型電流計により、ファントム内の誘導電流を測定し、数値計算の妥当性を評価することを予定している。

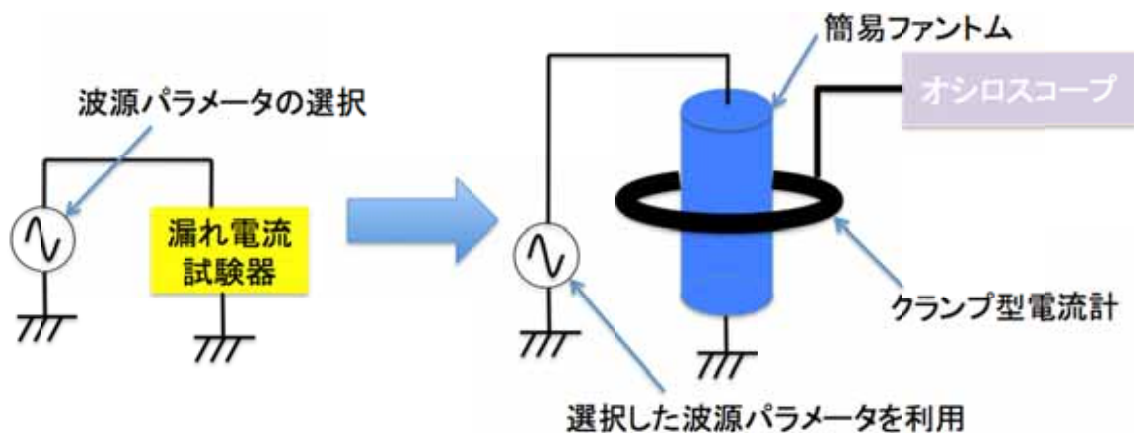


図 29 数値計算の妥当性評価のための実験系（案）の概略図

まとめ

平成 22 年度は、以下の 3 点に対して、調査研究を実施した。

(1) 中間周波帯ドシメトリ解析の高速化

CUDA を利用した GPGPU によるドシメトリ解析の高速化を検討した。FDTD 法および SPFD 法の CPU コードを基にして、両手法に関して CUDA を用いた GPU コードへの実装を行った。結果として FDTD に関しては CPU コードの 90 倍程度の計算速度が得られ、SPFD 法に関しては CPU コードの 4 倍程度の計算速度が得られた。SPFD 法に関してはまだ最適化の課題はあるものの、計算のアルゴリズム的に、FDTD 法が GPU による並列計算に有利であると考えられる。また CPU コードと GPU コードの計算結果の相対差は、今回の検証の条件下で最大でも 10^{-5} 程度であることがわかった。

(2) 中間周波帯ドシメトリ解析における数値不確定性の評価（手法間の解の違いの評価）

人体の胴体を模擬した円柱モデルの規範問題を策定し、その解析解と数値解との比較を行った。数値解は QS-FDTD 法と準静的な解法である SPFD 法を対象とした。結果として、10MHz までの周波数では SPFD 法の方が概して誤差が小さい結果となった。QS-FDTD 法の誤差の最大値は 100kHz から 10MHz までのあいだで 4.5%以内であった。また SPFD 法の誤差の最大値は同じ周波数範囲で 3%以内であった。これらの結果から接触電流による体内誘導電界を評価するのに両手法とも十分な精度であることがわかった。

(3) 数値解析の妥当性評価に関する実験的手法の検討

次年度に実施する数値解析妥当性評価のための実験手法の検討を行った。ここでは規範問題を考慮した円柱型ファントムを使った実験系の構築について議論し、クランプ型電流計によるファントム内誘導電流測定により、計算の妥当性を評価する手順を検討した。次年度は本検討に基づいて、数値解析の妥当性評価を行う予定である。

参考文献

- [1] 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.
- [2] 郵政省電気通信技術審議会答申：“諮問第 89 号 「電波利用における人体防護の在り方」”，1997 .
- [3] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, "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, Apr. 1998.
- [4] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, "ICNIRP Statement-Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (1 Hz to 100 kHz)," *Health Phys.*, vol.99, no.6, pp.818-836, 2010.
- [5] NVIDIA 社, "CUDA~Treads~and~Atomics",
http://stanford-cs193g-sp2010.googlecode.com/svn/trunk/lectures/lecture_3/cuda_threads_and_atomics.pdf, 2010.
- [6] NVIDIA 社, "CUDA~C~Programming~Guide",
http://developer.download.nvidia.com/compute/cuda/3_2_prod/toolkit/docs/CUDA_C_Programming_Guide.pdf, 2011.
- [7] NVIDIA 社,
"GPU~History~and~CUDA~Programming~Basics",http://stanford-cs193g-sp2010.googlecode.com/svn/trunk/lectures/lecture_2/gpu_history_and_cuda_programming_basics.pdf, 2010.
- [8] NVIDIA 社, "CUDA~Memories",
http://stanford-cs193g-sp2010.googlecode.com/svn/trunk/lectures/lecture_4/cuda_memories.pdf, 2010.
- [9] A. Taflove and S. C. Hagness : "Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method second edition", Artech House, pp.67-106, 2000.
- [10] K. S. Yee : "Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media" , *IEEE Trans. Antennas and Propagation*, Vol.14, pp.302-307, 1966.
- [11] W. H. Press, S. A. Teukolsky, W. T. Vetterling, and B. P. Flannery : "Numerical Recipes in C second edition", Cambridge University Press, pp.837-838, 1992.

- [12] J. P. Berenger: "A perfectly matched layer for the absorption of electro magnetic waves", J. Comp. Phys., Vol.114, pp.185-200, 1994.
- [13] T. W. Dawson, M. A. Stuchly "Analytic validation of a three-dimensional scalar potential finite-difference code for low-frequency magnetic induction", Appl. Comput. Electromagn. Soc. J., Vol. 11 No. 3, pp. 72-81, 1996.
- [14] S. Gabriel, R. W. Lau and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues", Physics in Medicine and Biology, Vol.41, pp.2271-2293, 1996.
- [15] A. Hirata, Y. Takano, and T. Nagai, "Quasi-Static FDTD method for dosimetry in human due to contact current," IEICE Trans. Electron., vol.E93-C, no.1, pp.60-65, 2010.
- [16] 中本祐也, 渡辺聡一, 多氣昌生, 山中幸雄, 高橋 應明, 「足首誘導電流計の較正実験」, 信学技報, 環境電磁工学, 100(510), pp. 55-60, 2000.

関連業績

(1) 口頭発表リスト

- [1] A. Hirata, J. Hattori, Y. Takano, O. Fujiwara, and Y. Suzuki, "Computational uncertainty of induced electric field in human body due to contact current," International Conference of the European Bioelectromagnetics Association, (2011 年 2 月).
- [2] 平田晃正, 服部潤哉, 高野志規, 藤原修, 鈴木敬久, "接触電流に伴う体内誘導電界の FDTD 解析における誤差検討," 電子情報通信学会総合大会, B-4-2(2011 年 3 月)