

表面層状構造をもつ頭部モデルによる吸収電力の周波数選択性

マックス ミノスヤン^{†a)} 佐藤 弘康[†] 陳 強^{†b)}
澤谷 邦男[†]

Frequency-Selective Effects of Surface-Layered Tissues of Head Models

Maxim MINOSIAN^{†a)}, Hiroyasu SATO[†], Qiang CHEN^{†b)}, and Kunio SAWAYA[†]

あらまし 頭部モデルへの電磁波電力の吸収メカニズムを明らかにするために、1次元層状モデルに対する伝送線路理論解析、及び同心球層状モデルと実際に近い頭部モデル(リアルモデル)に対する3次元FDTD解析を行っている。まず、1次元層状構造をもつ頭部モデルに平面波が入射したモデルを伝送線路理論により解析し、脂肪、骨、及び脳組織を考えたモデルでは、2.6 GHz付近で脂肪と骨の層がインピーダンス整合層として働き、頭部のSARが大きくなること、皮膚や筋肉層を考慮すると整合条件から外れるために周波数選択性が低減されること、筋肉層における電力吸収が大きいことを明らかにしている。また、同心球層状モデル及びリアルモデル近傍にダイポールアンテナが置かれている場合について3次元FDTD解析を行い、アンテナが人体から4分の1波長程度以上離れているときには、1次元モデルと同様な結論が得られることを示している。更に、組織ごとに求められた平均SARはいずれのモデルにおいても、皮膚よりも筋肉が大きく、筋肉層がシールド層のように働いていることを示している。

キーワード 頭部モデル, 層状構造, 伝送線路, SAR, FDTD

1. ま え が き

近年の移動通信の発展に伴って、携帯電話などによる電磁波と人体の相互作用のメカニズムの解明が重要となっており、人体頭部の解剖学的構造と吸収電力の関係に関する研究が精力的に行われている[1]~[10]。特に、近年の計算機の進歩により複雑な頭部構造に対する解析が可能となり、FDTD法を用いた詳細な解析が行われている[1]~[3]。しかしながら、これらの研究は現実的な頭部モデルを用いて、特定の周波数に対して定量的に吸収電力を推定することを目的としたものであり、組織の構造に依存する吸収のメカニズムを明らかにするには至っていない。

一方、携帯端末で使用されている1~3 GHz帯における吸収電力の周波数特性の計算により、電磁波が脳、頭蓋骨、脂肪、皮膚によって構成された頭部モデルに

強く吸収されることが指摘されている[4]~[8]。これらの解析では、頭部モデルを層状誘電体球によってモデル化し、波源として平面波または波長程度離れたアンテナが用いられている。しかしながら、これらの文献では頭蓋骨と脂肪の間に存在する筋肉層は無視されており、周波数選択性のメカニズムは解明されていない。また、特定の周波数で筋肉層も考慮した頭部モデルに対して局所ピークSAR及びSARプロファイルの解析が報告されているが、頭部の層状組織への電力の吸収メカニズムは解明されていない[1]~[3], [10]。更に、実際的な頭部モデルにおける電力吸収のメカニズムとの関係も不明確である。

そこで本論文では、頭部モデルへの電力の吸収メカニズムを明らかにするために、平均SARとピークSARの周波数特性に着目して1次元層状モデルに対する伝送線路理論解析、及び同心球層状モデルとリアルモデルに対する3次元FDTD解析を行う。特に、従来重要視されてこなかった頭蓋骨と脂肪の間に存在する筋肉層の効果を考慮し、吸収電力の周波数特性を解析する。まず、1次元層状構造をもつ頭部モデルに平面波が入射したモデルを伝送線路理論により解析

[†] 東北大学大学院工学研究科, 仙台市

Department of Electrical Communications, Graduate School of Engineering, Tohoku University, Sendai-shi, 980-8579 Japan

a) E-mail: maximminosian@aol.com

b) E-mail: chenq@sawaya.ecei.tohoku.ac.jp

し、モデルの違いによる吸収電力の相違について考察する。次に、同心球層状モデル近傍にダイポールアンテナが置かれている場合について 3 次元 FDTD 解析を行い、1 次元モデルと比較する。最後に、実際に近い頭部モデル (リアルモデル) の近傍にダイポールアンテナが置かれている場合について 3 次元 FDTD 解析を行い、1 次元モデルや同心球層状モデルとの比較を行う。これらの解析結果から、頭部モデルによる吸収電力の周波数選択性について議論し、そのメカニズムを検討する。

2. 解析に用いる頭部モデル

電磁波がどのようなメカニズムで頭部に吸収されるかについて考察するために、まず異なる電気的特性をもつ層状の組織で構成される 1 次元の層状モデルを考えた。図 1 に 1 次元層状モデルを示す。図 1 において、モデル 1 は脳だけで構成された単層モデルである。モデル 2 は脳、頭蓋骨、脂肪だけで構成されたモデルである。モデル 3 とモデル 4 はリアルモデルに最も近い層状構造のモデルであり、それぞれ筋肉を考慮しない場合とした場合に対応する。

図 1 に各モデルにおける層状組織の厚さを示す。成人に対する各層の厚さは、文献 [11], [12] によると皮膚と脂肪がそれぞれおよそ 2 mm、こめかみを除く頭蓋骨表面のほとんどの筋肉が 2~3 mm である。また、

頭部側面の骨の厚さは 6 mm とした。モデル 3, 4 において、脳と自由空間に挟まれた層状組織の全体の厚さは同じであるが、モデル 3 では脂肪を 4.8 mm にしているのに対して、モデル 4 では筋肉と脂肪の厚さをそれぞれ 2.4 mm とした。

次に、より現実的な 3 次元モデルとして、ダイポールアンテナ近傍に置かれた同心球の層状モデル、並びにリアルな頭部モデルに対して 3 次元 FDTD 法により解析を行った。ただし、セルサイズは 1.2 mm である。

図 2 に示す同心球層状モデルの層構造は図 1 の層構造と同じであり、4 種類のモデルを考えた。モデル 2 の層構造をもつ同心球層状モデルにおいては、脂肪及び骨層をそれぞれ 6 セルと 5 セルで表した。また、モデル 3 の場合、皮膚、脂肪、骨層をそれぞれ 2, 4, 6 セルでモデル化した。モデル 4 の場合に、薄い皮膚、脂肪及び筋肉はそれぞれ 2 セル、骨は 5 セルとし、筋肉層を考慮したリアルモデルの構造に最も近いセルに分割した。

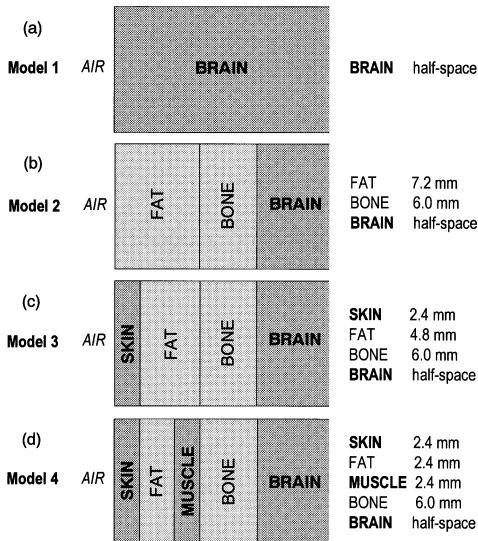


図 1 1 次元層状モデル
Fig. 1 Geometry of one-dimensional model.

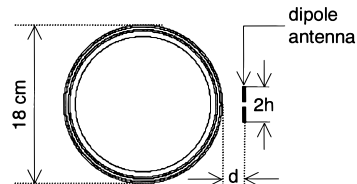


図 2 同心球層状モデル
Fig. 2 Spherically layered model.

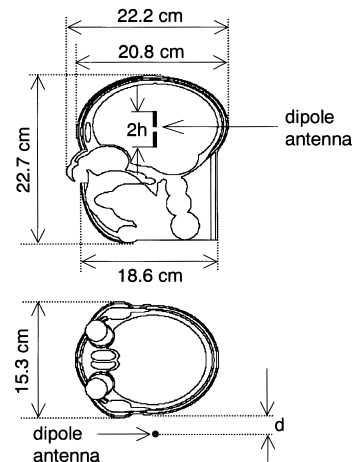


図 3 リアルモデル
Fig. 3 Geometry of realistic phantom model.

表 1 リアルモデルの組織ごとの構成セル数
Table 1 Number of cells in each tissue of realistic head model.

Type of the model	Number of cells	
	Realistic model including muscle layer	Realistic model without muscle layer †
whole model	2890924	2890924
skin	176345	176345
fat	302751	376547
muscle	805362	731566
bone	672642	672642
brain	919532	919532
eyeball	14292	14292

†temporal muscle and muscles of neck section are modeled

また、図 3 に示すリアルモデルは頭部と首で構成されており、構造は文献 [11], [12] で公開されている人体の解剖学的な断面データから抽出したものである。リアルモデルを構成する組織は、皮膚、脂肪、筋肉、骨、脳、眼球の 6 種類であり、各組織の電気特性は文献 [13] から引用した。リアルモデルにおいては、頭蓋骨表面の筋肉層による効果を検討するために、頭部の上半球とアンテナに面する側面での層状組織、及び各層の厚さをモデル 4 の層構造でモデル化し、皮膚、脂肪、筋肉層をそれぞれ 2 セル、骨を 5 セルで表した。次に、こめかみの筋肉のみを考慮し、残りの頭蓋骨表面の筋肉層を取り除き、頭部の上半球及びアンテナに面する頭部の表面組織をモデル 3 に近い層構造で表した。この場合、頭部の上半球及びアンテナに面する頭部の側面における皮膚、脂肪、及び骨層をそれぞれ 2, 4, 6 セルでモデル化した。更に、リアルモデルの首の部分における表面組織を 2.4 mm の皮膚と 7.2 mm の脂肪でモデル化し、それぞれ 2 セルと 6 セルで分割した。その内側には筋肉及び背骨をモデル化してある。頭蓋骨表面の薄い筋肉層を考慮した場合と考慮しない場合のリアルモデル全体の構成セル数及び組織ごとのセル数を表 1 に示す。

図 1~図 3 のモデルにおいて、各生体組織の複素比誘電率は図 4 に示す値を用いた。これらの値は文献 [13] で示された測定値に基づいている。1 GHz 以下の周波数帯域において顕著な分散性が見られるが、本論文で検討を行う 1~3 GHz の周波数帯域においては大きな分散は見られない。なお、眼球、脳、筋肉、

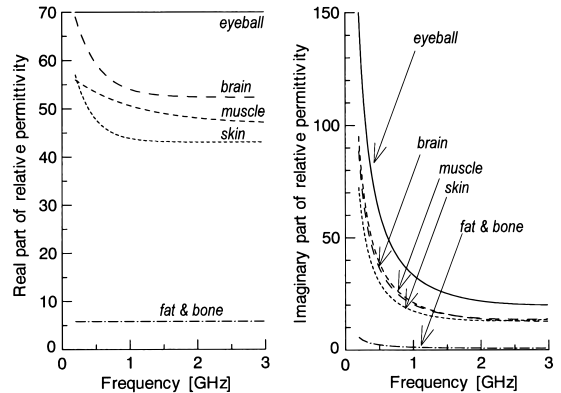


図 4 生体組織の複素比誘電率
Fig. 4 Electric properties of biological tissues.

皮膚、脂肪、骨の密度はそれぞれ 1.01, 1.04, 1.04, 1.01, 0.92, $1.81 \cdot 10^3 \text{ kg/m}^3$ とした [3]。

3. 数値解析

3.1 伝送線路理論による 1 次元解析

図 1 の四つの 1 次元層状モデルに左から平面波が入射した場合について、各層を F 行列で表現することにより伝送線路理論を用いて解析した [14]。ただし、平面波の電界強度は 1 V/m である。境界表面から見た平面波の反射係数、モデル全体の平均 SAR、及び脳の平均 SAR をそれぞれ図 5 (a)~(c) に示す。これらの計算結果より以下の結論が導かれる。

(1) モデル 1 では反射係数、平均 SAR とともにほとんど周波数選択性をもたず、電力の約 60% が反射される。

(2) モデル 2 において、反射係数が 2.6 GHz 付近で減少し、モデル全体の平均 SAR、脳の平均 SAR が局所的に最大となる。

(3) モデル 3 では、反射係数が極小となり平均 SAR が極大となる周波数がモデル 2 に比べて低周波側に移動する。また、反射係数の極小値は増加し、SAR の極大値は減少しており、モデル 2 に比べて周波数選択性が軽減されている。

(4) モデル 4 では反射係数の極小値が更に増加し、モデル全体の平均 SAR がモデル 3 よりも更に低減され (30~35% 程度)、モデル 1 で得られた結果に近づく。

(5) モデル 4 の脳の平均 SAR はモデル 1 と比べて低周波では同程度、高周波では大きく減少している。

これらの結果から以下の考察が可能である．図 4 に示される各組織の複素誘電率から各層の媒質中を伝搬する平面波の固有インピーダンスを求めると、脂肪と骨の層の固有インピーダンスが自由空間と脳の固有インピーダンスの幾何平均にほぼ等しい．したがって、脂肪と骨の層状組織の電気的な厚さが誘電体中の波長の 4 分の 1 となる周波数において、これらの組織が整合層となりうる事がわかる．これがモデル 2 において 2.6 GHz 付近の反射係数が極めて小さくなるとともに、平均 SAR が大きな値となる理由である．モデル 2 に皮膚を被せたモデル 3 では整合条件が崩れて層状

組織による周波数選択性が弱められ、吸収電力が低下する．更に、モデル 4 のように頭蓋骨表面の筋肉を考慮すると周波数選択性は更に弱められ、筋肉層を考慮した層状組織が脳に対してシールドの役割を果たしている．

3.2 3次元 FDTD 解析

図 2, 図 3 の 3次元モデルについて、ダイポールアンテナへの入力電力を 1 W として FDTD 解析 [15] を行い、解析領域の終端には 6 層の PML [16] を用いた．同心球層状モデルの平均 SAR の計算結果を図 6 (a), (b) に示す．(a) においては頭部モデル表面とダイポールアンテナ間の距離は $d = 66 \text{ mm}$ (1 GHz で 0.22 波長) であり、アンテナ長はそれぞれの周波数で半波長とした．また、(b) では頭部モデル表面とアンテナ間の距離を $d = 8.4 \text{ mm}$ とより近づけ、アンテナ長を $2h = 66 \text{ mm}$ に固定した．(a) の同心球層状モデルに対する 3次元 FDTD 解析による結果は、モデルの形状だけでなく励振方法も異なっているにもかかわらず、

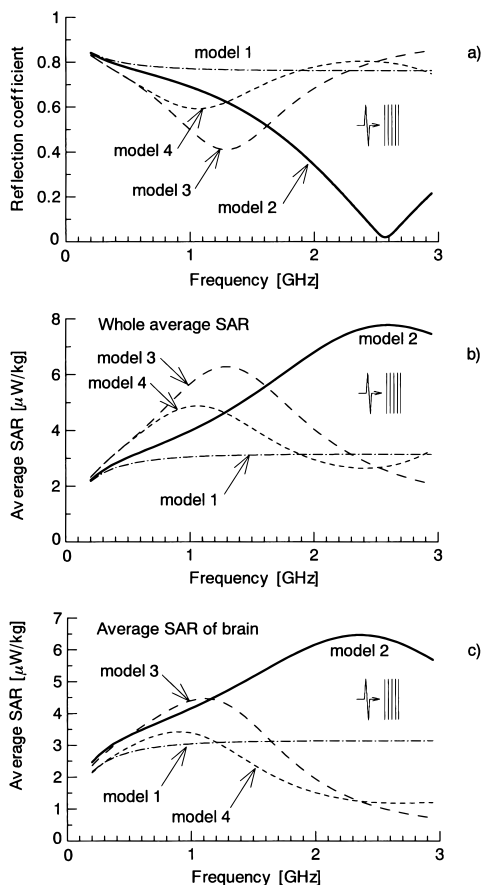


図 5 平面波入射に対する 1次元層状モデルの反射係数と平均 SAR の周波数特性: (a) 反射係数, (b) モデル全体の平均 SAR, (c) 脳の平均 SAR

Fig. 5 Reflection coefficient and average SAR of 1D layered model illuminated by plane wave as a function of frequency: (a) reflection coefficient, (b) whole average SAR, (c) average SAR of brain.

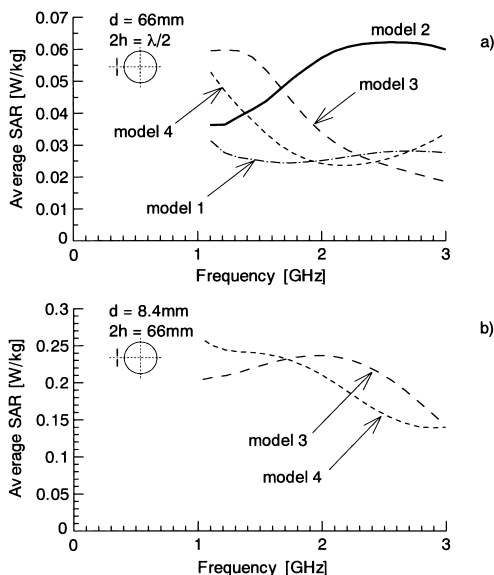


図 6 同心球層状モデル全体の平均 SAR の周波数特性: (a) モデルの近傍に半波長ダイポールアンテナは配置され、モデルとアンテナ間距離が 66 mm である場合、(b) モデルの近傍に 66 mm 長のダイポールアンテナは配置され、モデルとアンテナ間距離が 8.4 mm である場合

Fig. 6 Whole average SAR of spherically layered model as a function of frequency: (a) model exposed to 66 mm-removed half-wavelength dipole antenna, (b) model exposed to 8.4 mm-removed 66 mm-length dipole antenna.

図 5 (b) の伝送理論による 1 次元の解析結果とほぼ同様の特性を示すことがわかる。これらより、同心球層状モデルにおける層状組織の働きは、1 次元解析で示したメカニズムとほぼ同じであると考えられる。また、同心球層状モデルにおいてこれまで指摘されたような強い吸収 [4] ~ [8] はモデル 4 では認められない。ただし、 $d = 8.4 \text{ mm}$ の場合 (図 6 (b)) については、平均

SAR の傾向が多少異なっており、このメカニズムをそのまま適用するのは困難である。なお、アンテナ長を $2h = 66 \text{ mm}$ と固定した場合の計算結果は、アンテナ長を $2h = \lambda/2$ と変化した場合の計算結果とほとんど一致することを確認しており、半波長以下程度ではアンテナ長による変化は極めて小さい。

モデル 4 の層構造をもつ 1 次元モデルと同心球層状モデルについて、皮膚、筋肉及び脳の平均 SAR を計算した結果を図 7 に示す。 $d = 66 \text{ mm}$ の場合 (図 7 (b)) には、図 6 の結果と同様に 1 次元モデル (図 7 (a)) とほぼ同様の特性を示している。また、図 7 (a) ~ (c) いずれの場合でも、筋肉の平均 SAR は皮膚よりも大きく、2 ~ 3 GHz の周波数範囲では 2 倍近い値を示していることがわかる。これらの結果から、シールドの役割を果たしているのは皮膚よりも筋肉であり、これまで報告された文献 [8], [17] におけるシールド効果の所在は、頭部モデルの表面層ではなく内側に入った層にあると考えられる。

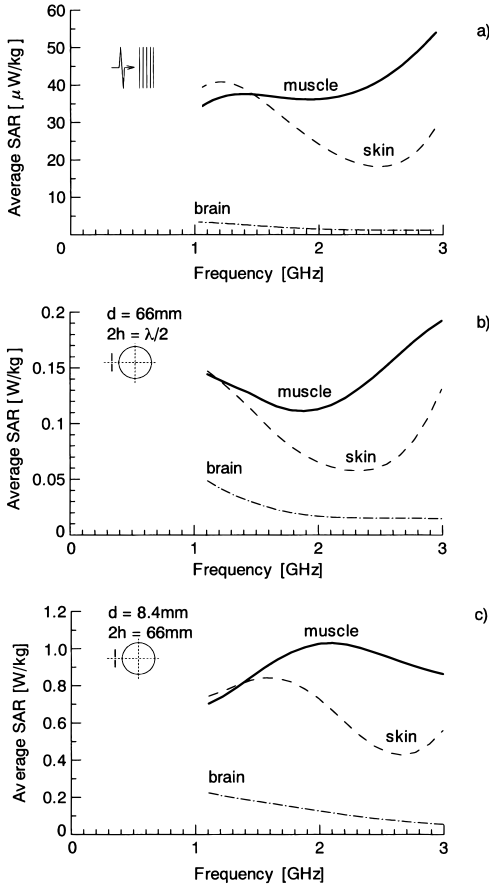


図 7 皮膚、筋肉、脳それぞれの平均 SAR の周波数特性：(a) 1 次元層状モデル (平面波入射)，(b) 同心球層状モデルの近傍に半波長ダイポールアンテナは配置され、モデルとアンテナ間距離が 66 mm である場合、(c) 同心球層状モデルの近傍に 66 mm 長のダイポールアンテナは配置され、モデルとアンテナ間距離が 8.4 mm である場合

Fig. 7 Average SAR of skin, muscle and brain as a function of frequency: (a) 1D layered model illuminated by plane wave, (b) spherically layered model exposed to 66 mm-removed half-wavelength dipole antenna, (c) spherically layered model exposed to 8.4 mm-removed 66 mm-length dipole antenna.

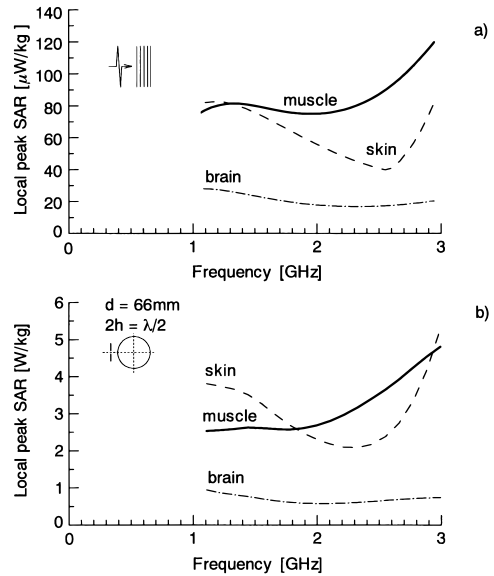


図 8 皮膚、筋肉、脳それぞれの局所ピーク SAR の周波数特性：(a) 1 次元層状モデル (平面波入射)，(b) 同心球層状モデル近傍に半波長ダイポールアンテナは配置され、モデルとアンテナ間距離が 66 mm である場合

Fig. 8 Local peak SAR of skin, muscle and brain as a function of frequency: (a) 1D layered model illuminated by plane wave, (b) spherically layered model exposed to 66 mm-removed half-wavelength dipole antenna.

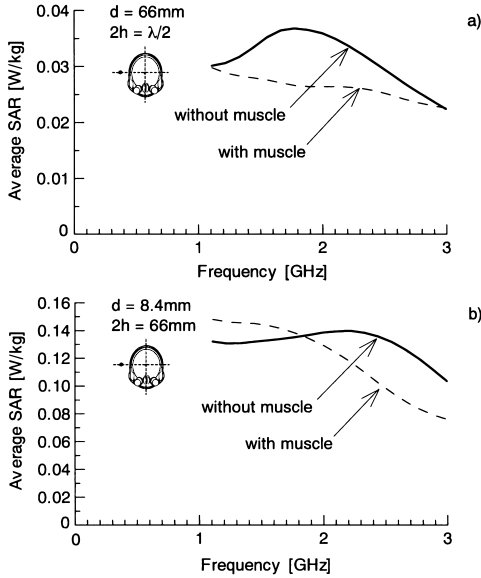


図 9 リアルモデル全体の平均 SAR の周波数特性: (a) モデルの近傍に半波長ダイポールアンテナは配置され、モデルとアンテナ間距離が 66 mm である場合、(b) モデルの近傍に 66 mm 長のダイポールアンテナは配置され、モデルとアンテナ間距離が 8.4 mm である場合

Fig. 9 Whole average SAR of realistic model as a function of frequency: (a) model exposed to 66 mm-removed half-wavelength dipole antenna, (b) model exposed to 8.4 mm-removed 66 mm-length dipole antenna.

次に、モデル 4 の層構造をもつ 1 次元モデルと同心球層状モデルについて、皮膚、筋肉及び脳組織での局所ピーク SAR の周波数特性を計算した結果を図 8 に示す。ただし、局所ピーク SAR は 1 セル当りの SAR の最大値を用いた。これらの結果からわかるように、局所ピーク SAR についても $d = 66$ mm の場合 (図 8 (b)) には同心球層状モデルについて得られた結果と 1 次元モデル (図 8 (a)) はほぼ同様である。また、2~3 GHz では皮膚及び筋肉の平均 SAR (図 7) と同様に、局所ピーク SAR は、皮膚よりも筋肉のほうがおよそ 1.5~2 倍大きい。

最後にリアルモデルに対して FDTD 法により得られた解析結果を図 9~図 11 に示す。

図 9 (a), (b) はリアルモデル全体の平均 SAR の周波数特性であり、実線及び破線はそれぞれ頭蓋骨表面の筋肉層がない場合とある場合に対応している。これらの図からわかるように、筋肉がない場合に平均 SAR が最大となる周波数は 1 次元モデルや同心球モ

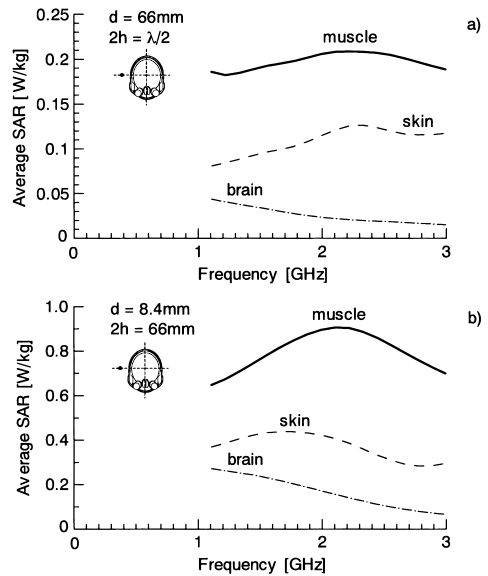


図 10 リアルモデルの頭部の皮膚、頭蓋骨表面の筋肉、脳の平均 SAR の周波数特性: (a) モデルの近傍に半波長ダイポールアンテナは配置され、モデルとアンテナ間距離が 66 mm である場合、(b) モデルの近傍に 66 mm 長のダイポールアンテナは配置され、モデルとアンテナ間距離が 8.4 mm である場合

Fig. 10 Average SAR of skin, muscle and brain at cranial domain of realistic model as a function of frequency: (a) model exposed to 66 mm-removed half-wavelength dipole antenna, (b) model exposed to 8.4 mm-removed 66 mm-length dipole antenna.

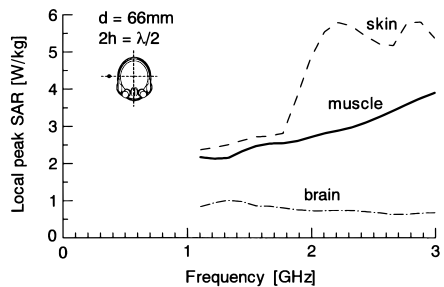


図 11 リアルモデル全体の皮膚、筋肉、脳の局所ピーク SAR の周波数特性 (モデルの近傍に半波長ダイポールアンテナは配置され、モデルとアンテナ間距離が 66 mm である)

Fig. 11 Local peak SAR of skin, muscle and brain of whole realistic model as a function of frequency (the model is exposed to 66 mm-removed half-wavelength dipole antenna).

デルの場合と比べて高周波側に移動している。また、 $d = 66 \text{ mm}$ の場合 (図 9 (a)) には筋肉を考慮することにより平均 SAR の周波数選択性は弱められ、1 次元モデルや同心球層状モデルの結果よりも周波数選択性の低減効果が顕著である。なお、頭部モデルのうち頭頂部の筋肉層は 2.4 mm (2 セル) 薄い、頭部側面ではこめかみ部で最大 9.6 mm 、こめかみの周辺で $3.6 \sim 4.8 \text{ mm}$ の厚さとなっており、図 9 (a), (b) に見られる筋肉層の効果は主に側面の筋肉層によるものと考えられる。また、平均 SAR が最大となる周波数が 1 次元モデルや同心球モデルの場合からずれるのは、首の部分の影響であり、首と頭部の層状組織の厚さの違いにより生じたものと考えられる。

リアルモデルの皮膚と頭蓋骨表面の筋肉、及び脳それぞれの平均 SAR を図 10 に示す。この結果から、平均 SAR は $1 \sim 3 \text{ GHz}$ の帯域でほぼ一定となることがわかる。また、1 次元モデルや同心球層状モデルの場合と同様に、筋肉の平均 SAR は皮膚よりも大きく 2 倍近い値を示しており、シールドの役割を果たしているのは皮膚よりも筋肉であることがわかる。

リアルモデルを構成する頭部と頸部の皮膚と筋肉、また、頭部の脳組織中の局所ピーク SAR の解析結果を図 11 に示す。これらの結果から、リアルモデルについて得られた筋肉及び脳の局所ピーク SAR は、同心球層状モデルとほぼ同様であることがわかる。これに対して、皮膚の局所ピーク SAR は、筋肉よりも大きく、 $2 \sim 3 \text{ GHz}$ の帯域で筋肉の局所ピーク SAR に比べて約 $1.5 \sim 2$ 倍も増加し、図 8 の同心球層状モデルの結果とは異なっている。

4. む す び

本論文では、頭部モデルへの電磁波電力の吸収メカニズムを明らかにするために、1 次元層状モデルに対する伝送線路理論解析、及び同心球層状モデルとリアルモデルに対する 3 次元 FDTD 解析を行った。1 次元層状モデルの頭部全体の平均 SAR の計算結果から、脂肪と骨が脳と自由空間のインピーダンスを整合する役割を果たすのに対して、皮膚と筋肉が存在すると整合条件が成立せず、周波数選択性が弱められることがわかった。この傾向は、同心球層状モデルとリアルモデルの場合でアンテナがモデル表面から 4 分の 1 波長程度以上離れている場合も同様であり、層状頭部モデルに対してこれまで予測されていたような強い周波数選択性は認められないものと考えられる。ただし、ア

ンテナが頭部モデルに近づいた場合には、1 次元モデルとは異なった傾向がみられる。また、組織ごとを求める平均 SAR は、いずれのモデルにおいても、皮膚よりも筋肉が大きく、筋肉層がシールド層のように働いていることがわかった。ただし、局所ピーク SAR については必ずしも筋肉層が大きいとはいえず、リアルモデルでは逆に皮膚のほうが大きい。

これらの結果は人体と電磁波の相互作用を研究する上で基礎資料を与えるものと考えられる。

文 献

- [1] M. Okoniewski and M.A. Stuchly, "A Study on Hand-set Antenna and Human Body Interaction," IEEE Trans., vol.MTT-44, no.10, pp.1855-1864, Oct. 1996.
- [2] V. Hombach, K. Meiner, M. Burkhardt, E. Kuhn, and N. Kuster, "The Dependence of EM Energy Absorption Upon Human Head Modeling at 900 MHz," IEEE Trans., vol.MTT-44, no.10, pp.1865-1873, Oct. 1996.
- [3] O.P. Gandhi, G. Lazzi, and C.M. Furse, "Electromagnetic Absorption in the Human Head and Neck for Mobile Telephones at 835 and 1900 MHz," IEEE Trans., vol.MTT-44, no.10, pp.1884-1897, Oct. 1996.
- [4] W.T. Joines and R.J. Spiegel, "Resonance Absorption of Microwaves by Human Skull," IEEE Trans., vol.BME-21, no.1, pp.46-48, 1974.
- [5] C.M. Weil, "Absorption Characteristics of Multilayered Sphere Models Exposed to UHF/Microwave Radiation," IEEE Trans., vol.BME-22, no.6, pp.468-476, 1975.
- [6] P.W. Barber, O.P. Gandhi, M.J. Hagmann, and I. Chatterjee, "Electromagnetic Absorption in a Multilayered Model of Man," IEEE Trans., vol.BME-26, no.7, pp.400-405, 1979.
- [7] N.C. Skaropoulos, M.P. Ioannidou, and D.P. Chrissoulidis, "Induced EM Field in a Layered Eccentric Spheres Model of the Head: Plane-Wave and Localized Source Exposure," IEEE Trans., vol.MMT-44, no.10, pp.1963-1973, 1996.
- [8] Y. Kamimura, E. Murata, and Y. Yamada, "Frequency Dependence of Energy Deposition in the Multilayered Spherical Model of a Human Head near a Half Wavelength Dipole," Proc. of Intern. Symp. EMC '99, no.19A501, pp.329-332, Tokyo, Japan, May 1999.
- [9] M. Minosian, H. Sato, Q. Chen, and K. Sawaya, "A Study on Comparison of the Head Phantoms Featuring Thin Layered Surface Structure," Proc. 2000 IEICE General Conference, B-4-76, Hiroshima, Japan, March 2000.
- [10] A. Drossos, V. Santomaa, and N. Kuster, "The Dependence of Electromagnetic Energy Absorption upon Human Head Tissue Composition in the Frequency Range 300-3000 MHz," IEEE Trans.,

vol.MTT-48, no.11, pp.1988–1995, Nov. 2000.

- [11] B.V. Petrovskiy, Great Encyclopedia on Medicine, vol.16, Sovetskaya Encyclopedia Publishing Co., Moscow, 1986.
- [12] M.G. Prives, Human Anatomy, Medicina Publishing Co., Leningrad, 1974.
- [13] M.A. Stuchly and S.S. Stuchly, “Dielectric Properties of Biological Substances, – Tabulated,” J. Microwave Power, vol.15, no.1, pp.19–26, 1980.
- [14] V.F. Fusco, Microwave Circuits: Analysis and Computer-Aided Design, Prentice-Hall International Inc., London, 1990.
- [15] T. Uno, Finite Difference Time Domain Method for Electromagnetic Field and Antenna Analysis, Corona Publishing Co. Ltd., Tokyo, 1998.
- [16] J.P. Berenger, “A Perfectly Matched Layer for the Absorption of Electromagnetic Waves,” J. Comput. Phys., vol.114, no.1, pp.185–200, 1994.
- [17] 高井清文, 藤原 修, “皮膚組織の電気定数と頭部リアルモデルにおける SAR プロファイル,” 信学技報, EMCJ96-6, pp.9–14, May 1996.

(平成 13 年 8 月 7 日受付, 11 月 27 日再受付)



澤谷 邦男 (正員)

昭 46 東北大・工・通信卒。昭 51 同大大学院博士課程了。現在, 同大大学院工学研究科電気・通信工学専攻教授。プラズマ中のアンテナ, 移動通信用アンテナ, 電磁波の散乱・回折, アレーアンテナ, プラズマ加熱用アンテナ, 超伝導アンテナの研究に従事。工博。昭 56 本会学術奨励賞, 昭 63 同論文賞受賞。



マックス ミノスヤン (学生員)

昭 62 リポーフ技大無線工学卒。平 9 東北大大学院修士課程了。現在, 同大大学院工学研究科博士課程後期 3 年在籍中。人体と電磁波の相互作用に関する研究に従事。



佐藤 弘康 (正員)

平 5 中央大・理工卒。平 10 東北大大学院博士課程了。現在, 同大大学院工学研究科電気・通信工学専攻助手。プラズマ中のアンテナ, プラズマ生成用アンテナ, 電磁界の FDTD 解析の研究に従事。工博。



陳 強 (正員)

昭 63 西安電子科技大卒。平 6 東北大大学院博士課程了。現在, 同大大学院工学研究科電気・通信工学専攻助教授。MRI 用アンテナ, 移動通信用アンテナ, 電磁界の数値解析の研究に従事。工博。平 5 本会学術奨励賞受賞。