

人工膝関節が埋め込まれた脚部の MR 撮像における SAR 評価

菅 良太郎^{†a)} 齊藤 一幸^{††b)} 高橋 応明^{††} 伊藤 公一^{††}

SAR Evaluation of Leg with Artificial Knee Joint during MR Imaging

Ryotaro SUGA^{†a)}, Kazuyuki SAITO^{††b)}, Masaharu TAKAHASHI^{††}, and Koichi ITO^{††}

あらまし これまで我が国においては、使用される静磁界強度（慣例で磁束密度で示す）が 1.5T までの MRI システムが使用されてきた。そして、更なる画像の高画質化や撮像時間短縮を実現するために、3.0T の MRI システム（全身用）が 2005 年に薬事法の承認が得られ、3.0T の MRI システムも臨床現場で使用可能となった。一方、近年では、過去に受けた治療によって体内に留置された医療用の金属材料・器具をもつ被験者が Magnetic Resonance (MR) 検査を受ける機会が少なくない。そのため、1.5T 以下の Magnetic Resonance Imaging (MRI) 装置で問題にならなかった医療用の金属材料・器具について、3.0T 以上の MRI においては生体に及ぼす作用が、安全上問題がないか不明瞭なため、検討する必要があるが生じている。そこで本研究では、3.0T の MRI 用バードケージコイル内に、人工膝関節を留置した高精度な数値人体モデルを配置した際の Specific Absorption Rate (SAR) 評価を行った。その結果、人工膝関節の影響による SAR 上昇が明らかになった。

キーワード 比吸収率, Magnetic Resonance Imaging (MRI), 人工膝関節, FDTD 法

1. ま え が き

Magnetic Resonance Imaging (MRI) は静磁界・傾斜磁界と高周波のパルス状電磁波を使用することによって、生体から発せられる Nuclear Magnetic Resonance (NMR) 信号を受信し、被験体内部を画像化する技術である [1], [2].

これまで我が国においては、使用される静磁界強度（慣例で磁束密度で示す）1.5T までの MRI システムが使用可能であった。近年では、使用する静磁界強度が 3.0T の MRI システムが頭部撮像用として 2003 年に、全身用として 2005 年に薬事法の承認が得られ、3.0T までの MRI システムが臨床現場で使用可能となった。このように近年では、撮像画像の高画質化、及び撮像時間の短縮を目指して、被験体に照射するパルス状電磁波は高周波化、高出力化の傾向にある。ここで、高

磁場化が進むことによるパルス状電磁波の高周波化や、パルスそのもの高出力化により、解決しなければならない問題も生じている。例えば、近年では、過去に受けた治療によって体内に留置された医療用の金属材料・器具（人工関節、ステント、クリップ、ペースメカなど）をもつ被験者が MR 検査を受ける機会が少なくない。そのため、MR 撮像の現場においては、体内に金属を留置した被験者を安全に撮像できるか判断し難くなったことが問題の一つとして挙げられる [3], [4].

ところで、厚生労働省統計 [5] によれば、国内で手足の痛みを訴える来院者は年間 118.5 万人おり、人工関節置換を受ける患者は年間約 10 万人いる。関節疾患は、高齢者になると避けることができない問題であり、高齢化が進む日本では、患者の絶対数が増え続ける可能性がある。そのため、体内に医療用の金属をもつ被験者が Magnetic Resonance (MR) 検査を受ける機会の絶対数が増える可能性がある。そこで、使用される静磁界強度が 1.5T 以下の MRI 装置で撮像する際には安全上問題にならなかった医療用の金属材料・器具について、3.0T 以上の MRI において安全上問題がないか不明瞭であるため、検討する必要がある [6].

現在、MR 撮像時に生体機能への作用機構及び影響

[†] 千葉大学大学院工学研究科, 千葉市
Graduate School of Engineering, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan

^{††} 千葉大学フロンティア医学研究センター, 千葉市
Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan

a) E-mail: suga@chiba-u.jp

b) E-mail: kazuyuki.saito@faculty.chiba-u.jp

が明らかになっているのは、時間変化磁界による神経及び筋刺激と、電磁波エネルギーの吸収によって生じる熱的作用である [3]。このうち、電磁波エネルギーの吸収によって生じる熱的作用は定量的に評価することが可能であり、評価指標として比吸収率 (Specific Absorption Rate : SAR [W/kg]) が用いられている。体内に医療用金属を留置した被験者が MR 撮像を行った場合に、健全な被験者が撮像し指針値以下となる電磁界でも予想外の局所的な発熱を引き起こすことが懸念される。しかしながら、体内に留置される医療用金属の種類、埋め込み位置、被験者の体型は多種多様であり、状況に応じて吸収される電磁波エネルギー量やその分布は大きく異なる。また、体内に金属が留置された被験者に対しての明確なガイドラインははまだ制定されていない。以上の理由から、体内に金属が留置されている被験者が 3.0T 以上の MRI を利用して検査を行った際の SAR を評価する必要がある。

これまでの報告では、人体を均質媒質で模擬したファントムに金属を埋め込み、光ファイバ温度計を用いて、MRI を利用して検査を行った際の、金属周辺の温度が測定されている [3], [7]。しかしながら、光ファイバ温度計を用いた測定では、体内の詳細な SAR 分布を得ることは難しい。また、人体近傍に電磁波源であるアンテナが配置された場合の体内 SAR を評価する上で、人体組織構造は体内の SAR に大きく影響する [8]。そこで更に詳細な評価を行うためには、体内に金属製医療機器が留置された高精細な人体モデルを用いた数値計算による検討が有用であると考えられる。先に述べたように、体内に留置される医療用金属の種類、埋め込み位置、被験者の体型は多種多様であるため、様々な現実的な MR 撮像状況を想定した検討が必要である。

そこで本論文では、体内に金属が留置された高精細な人体モデルを用いて、臨床で広く用いられている 3.0T の MRI 用バードケージコイル内にこれが挿入された際の詳細な SAR 評価を目的とする。また、体内に留置される医療用金属はさまざまな物が想定される。そこで本論文では、症例数が比較的多い人工膝関節に着目して検討を行った。まず、日本人平均体形を有する高精細数値人体モデルに人工膝関節モデルを統合した人体モデルと簡易な構造で模擬したモデルの SAR 分布及び局所 10g 平均 SAR を比較した。次に、体内に留置された人工膝関節の有無による SAR 分布及び局所 10g 平均 SAR を算出し、MRI 利用時の安全性を

定めた IEC 規格 (IEC60601-2-33) で定められている SAR の上限値と比較した。

2. 数値解析モデルと解析条件

MRI システムにおいて、被験体より放出される NMR 信号の共鳴周波数は、印加する静磁界の強度に比例し、式 (1) のラーモア方程式で表される。

$$f = \gamma B \text{ [Hz]} \quad (1)$$

ここで、 f は被験体に照射する電磁波の周波数 [Hz]、 γ は各軸回転比と呼ばれる原子核スピンの固有の定数 [Hz/T]、 B は印加する静磁界強度 [T] である。この核磁気回転比は、撮像対象となる原子核の種類によって異なる。一般に、人体を撮像する場合は、人体の主な構成原子核である水素原子核を対象とする。水素原子核の場合、核磁気回転比 γ は 42.67 MHz/T であるので、本論文で扱う 3.0 T の静磁界強度における電磁波の周波数は、128.0 MHz となる。

2.1 バードケージコイルの構造

MRI システムは、様々な要素により成り立っており、そのうちの一つである Radio Frequency (RF) コイルは、“被験体にパルス状電磁波を照射し NMR 信号を生じさせる”、“生体が発する NMR 信号を受信する”という二つの役割を担っている [1], [2]。RF コイルは慣例的に“コイル”と呼ばれているものの、MR 撮像時には、高周波電磁波の送受信を行う“アンテナ”として動作する。RF コイルは、撮像を行う部位によって様々なコイルが提案されている。その中でも最も基本的なコイルの一つとして挙げられるのが、バードケージコイル [9]~[11] であり、臨床に広く用いられている。バードケージコイルは、二つのループ状導体とそれをつなぐ複数本の導体から構成されており、前者をエンドリング、後者をエレメントと呼んでいる。図 1 に、RF シールド内に配置した 16 本のエレメントを有するバードケージコイルを示す。本論文で扱う 3.0T MRI システムにおけるコイルの動作周波数は、式 (1) より、128.0MHz である。16 本のエレメントを有するコイルの寸法を、直径 300mm、長さ 330mm の円筒型とした。また、外側の RF シールドは、直径 400mm、長さ 440mm の円筒型とした。バードケージコイルは、エンドリングにギャップを設け、その部分に装荷するコンデンサの静電容量により、コイルの共振周波数を調節することができる。図 2 に、バードケージコイルの給電点周辺の拡大図を示す。コンデンサは、等間隔

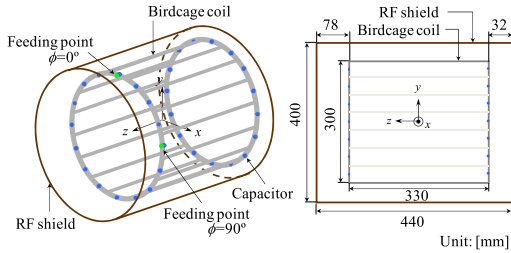


図 1 解析に用いたバードケージコイルの構造

Fig. 1 Structure of birdcage coil used for calculation.

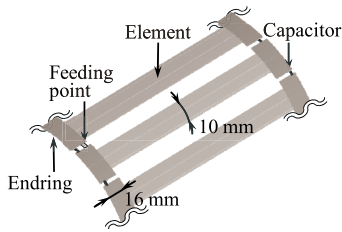


図 2 バードケージコイルの給電点周辺拡大図

Fig. 2 Enlarged view of the birdcage coil around the feeding point.

に配置されたエレメント間のエンドリング上に装荷されている。コンデンサの静電容量は 128MHz で共振させるため、23.5–26.7pF と設定した。

2.2 高精細数値人体モデルと人工膝関節モデル

本論文で用いた高精細数値人体モデルは情報通信研究機構らが開発した日本人の成人男性モデルである [12]。この数値人体モデルは、51 種類の生体組織で構成され、2.0mm の空間分解能を有する。本論文では、バードケージコイルの動作周波数である 128.0MHz における各組織の電気定数及び密度の値を参照した [13]。また、本論文では、人工膝関節を体内に留置した被験体が、膝周辺を撮像することを想定したため、右膝周辺部分のみを用いて検討を行った。図 3 に高精細数値人体モデルと、解析に用いた右膝周辺部分を示す。

図 4 に本研究で用いた人工膝関節を示す。この人工膝関節は二つのコバルトクロム合金やチタン合金から成る金属部品（大腿骨コンポーネント、脛骨コンポーネント）と二つの超高分子ポリエチレンから成る誘電体部品（膝蓋骨コンポーネント、関節面サーフェイス）から構成されている。ここでは、金属部品を完全電気導体、誘電体部品は $\epsilon_r = 2.1$ とした。人工膝関節が留置されたモデルは、人工膝関節の Computer-Aided Design (CAD) データを空間分解能 2.0mm のボクセルに変換し、人体モデルの膝部に配置した。図 5 に、

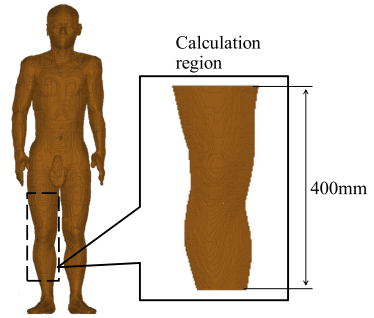
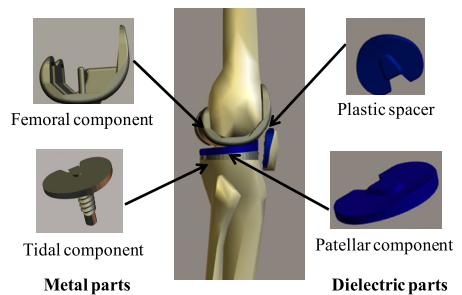
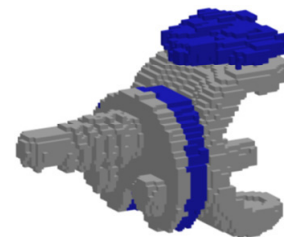


図 3 高精細人体モデル

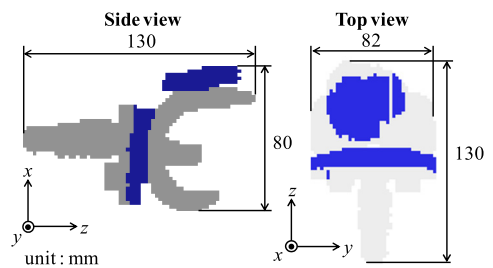
Fig. 3 Realistic whole-body voxel model of Japanese man.



(a) Structure of artificial knee joint.



(b) Enlarged view of artificial knee joint



(c) Dimension of artificial knee joint

図 4 解析に用いた人工膝関節

Fig. 4 Artificial knee joint used for calculation.

人工膝関節が埋め込まれた高精細数値人体モデルの右膝周辺部分を示す。このモデル [14] は、医師の監修のもと作成しており、実際の使用状況を模擬したモデル

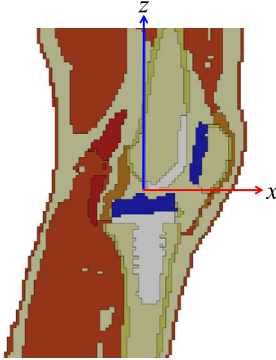


図 5 人工膝関節が留置された高精細人体モデルの断面図 (座標原点は人工膝関節の中心)

Fig. 5 Sagittal plane of the human model with the artificial knee joint. (Coordinate origin is central location of the artificial knee joint.)

である。

2.3 数値解析手法と解析条件

本論文では FDTD 法により解析を行った。表 1 に FDTD 解析に使用した解析条件を示す。FDTD 法による解析を行う上で、セルサイズは $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 2.0\text{mm}$ 、タイムステップは 3.84 ps 、吸収境界条件は 8 層の Perfect Matched Layer (PML) として解析を行った。バードケージコイル及びその RF シールドのモデル化にあたっては、曲面部分に階段近似を適用した。また、バードケージコイルのエンドリング、エレメント、RF シールドは、厚みを考慮しない完全導体としてモデル化した。本論文では、コイルの $\phi = 0^\circ$ と $\phi = 90^\circ$ の位置に給電点を設け、そこに 90° の位相差をつけて給電する円偏波給電方式を用いて評価を行った。円偏波給電方式は、直線偏波給電方式に比べて、磁界の均一性がよく、コイル中心の感度も高い。また、原子核スピンと同じ向きに円偏波磁界を生じさせることにより、送信電力が半分で済むという利点もあるため、MR 撮像の際には、有効な給電方法であることが知られており、広く用いられている給電方式である [1], [2]。本研究では、図 2 に示すように、コンデンサに平行に配置された給電点に 1 階微分ガウシアンパルス電流を励振し、この点での電圧・電流波形をフーリエ変換することで、給電点におけるインピーダンスを算出した。なお、本論文で検討するバードケージコイルのようなキャビティ構造のアンテナは、アンテナ内部で発生した電磁界が長時間にわたって存在し続けることにより、入力特性を解析するのが難しいと

表 1 解析条件
Table 1 Calculation conditions.

Cell size [mm]	$\Delta x, \Delta y, \Delta z$	2.0 (const.)
Calculation space $x \times y \times z$ [cell]		$470 \times 470 \times 920$
Time step [ps]		3.84
Absorbing boundary condition		PML (8 layers)

いうことが知られている。そこで、これを解消するため、算出された電圧波形に窓関数を適用した [15]。

電磁界分布を算出する際には、給電点に正弦波電流を励振し、解析領域内の電磁界分布が定常状態に達するまで逐次計算した。そして、得られた電磁界分布をもとに式 (2) により、SAR 分布を算出した。ここで SAR とは、単位質量当りの生体組織に吸収されるエネルギーのことで、MRI 利用時の生体に対する電磁波曝露量の評価指標として、国際的に用いられている。

$$\text{SAR} = \frac{\sigma E^2}{\rho} \text{ [W/kg]} \quad (2)$$

ここで、 ρ : 生体組織の密度 [kg/m^3]、 σ : 生体組織の導電率 [S/m]、 E : 生体組織内に生じる電界の振幅 (実効値) [V/m] である。なお、バードケージコイル内に円柱ファントムを配置した際の入力特性、SAR 分布の検討において、計算手法の妥当性は、実験結果との比較により確認している [16]。

3. 解析結果

3.1 バードケージコイルの入力特性

図 6 は、バードケージコイルの $\phi = 0^\circ$ の給電点における入力インピーダンスである。コイルの実使用状況を模擬するため、人体モデルを挿入した状況で検討を行った。また、通常 MRI 装置は RF コイルに接続する整合回路を有するため、本論文では給電回路とのインピーダンス整合は考慮していない。図 6 より、バードケージコイルの入力インピーダンスは、目標周波数である 128MHz 付近で共振状態に近づくことがわかる。すなわち、本論文の数値解析で用いるバードケージコイルは、 3.0 T の MRI システムで使用可能なことが確認できる。

3.2 簡易人体モデルとの比較

MRI 利用時の SAR 評価は、ヒトの上半身程度の体積を有する均質媒質のゲル状ファントムを用いて行われている [17]。しかしながら、人体組織構造は人体内

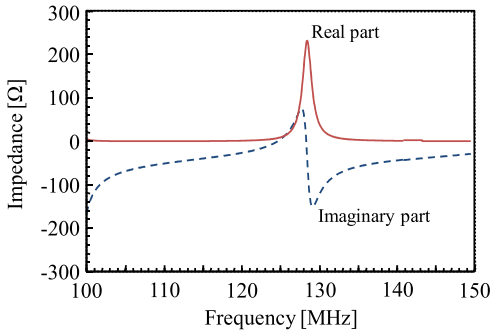


図 6 バードケージコイルの入力インピーダンス
Fig. 6 Input impedance of the birdcage coil.

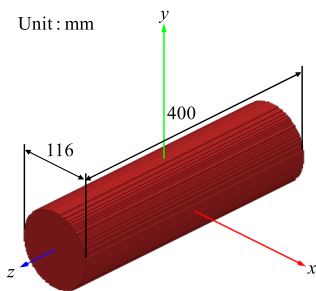
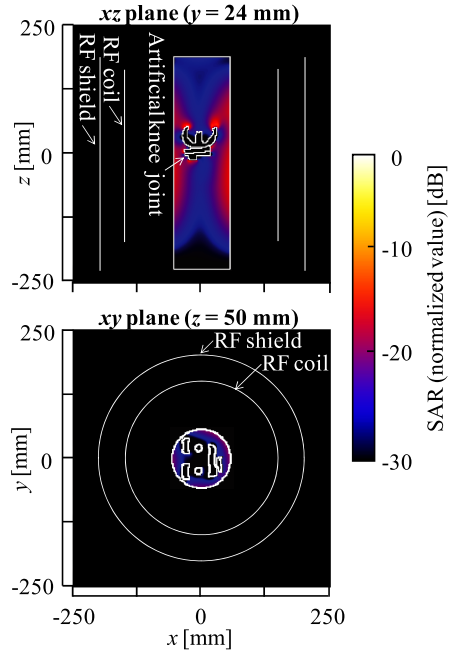


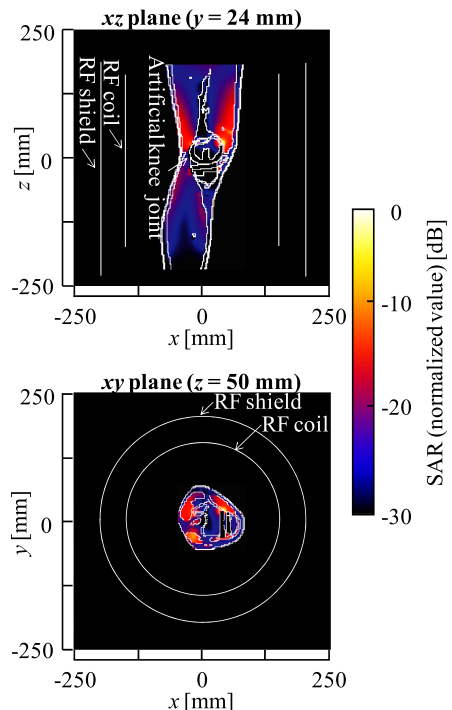
図 7 簡易人体モデルの寸法
Fig. 7 Dimension of the simple human model.

部の SAR に大きく影響すると考えられる．そこで，膝周辺の部位を円柱で模擬したファントムと人工膝関節が留置された高精細モデルを用いて SAR 評価を行い，高精細モデルにおける検討の有効性を示す．

まず，人体の組織構造及び形状が SAR 分布に与える影響を明らかにするため，高精細モデルと簡易膝モデルの SAR を比較する．図 7 に，人体膝周辺の部位を円柱で模擬した簡易膝モデルを示す．簡易膝モデルは，筋肉と等しい電気定数（比誘電率 $\epsilon_r = 63.9$ ，導電率 $\sigma = 0.74$ [S/m]）をもつ均質媒質とした．寸法は，成人男性の膝囲（膝蓋骨中点を通る下肢の水平周長）平均値である半径 58mm [18]，長さは，図 3，5 に示した高精細モデルの右膝周辺部と等しい 400mm とし，図 4 の人工膝関節モデルを埋め込んだ．図 8 に SAR 分布を示す．ここでは，高精細モデルの SAR 最大値を 0dB とし，その最大値を含む面を示している．この結果より，図 8(a) の簡易モデルではモデル表面で高い SAR を示しているのに対して，図 8(b) の高精細モデルでは，体内深部で高い SAR を示していることが確認できる．これは，筋肉の導電率が皮膚及び脂肪に比べて高いためである．次に，解析領域内のピーク



(a) Simple model



(b) Realistic model

図 8 人工膝関節が留置された簡易人体モデルと高精細人体モデルの SAR 分布

Fig. 8 SAR distributions of the simple model and the real model which are implanted the artificial knee joint.

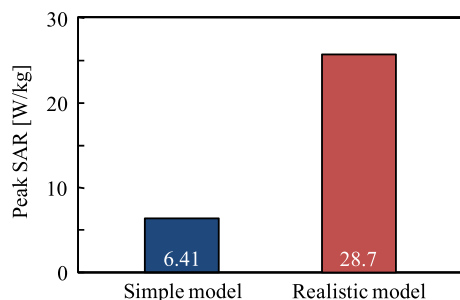


図9 人工膝関節が留置された簡易人体モデルと高精細人体モデルのピーク SAR

Fig.9 Peak SAR of the simple model and the realistic model.

SAR を図 9 に示す．一般に，MR 撮像の際には，その対象に応じてさまざまな波形のパルス状電磁波が用いられ，パルス状電磁波の種類によって，コイルに入力される電力は大きく変わる．しかしながら，今回は，MRI システムの詳細な使用条件が明確ではないため，給電点に連続的な正弦波を励振して SAR を算出した．今後，MR 撮像時の SAR の過小評価につながらないパルス状電磁波の条件が明確になれば，パルス状電磁波と連続的な正弦波の電力比を算出し，本結果に乗じることで，実使用条件下での SAR を算出することが可能である [19]．本論文では，これらの計算を行いやすくするため，コイルへの正味の入力電力が 1W となるように調節して，SAR を求めた．

ところで，本論文で対象としている MRI システムでは，体内において，撮像可能なある一定レベルの以上の磁束密度となるように，コイルから被験体に対して電磁波を照射することが重要であると言われている．そして，コイル中心の磁束密度が $1.0\mu\text{T}$ 程度であれば撮像可能と言われている．本論文で用いたコイルや人体モデルの場合，コイルへの入力電力が 1W 程度で，コイル中心の磁束密度が $1.0\mu\text{T}$ となる．以上のことから，コイルへの正味の入力電力を 1 W とする条件は，MR 撮像可能な条件であり，実際の MR 撮像状況とそれほど離れた条件ではないと考えられる．

図 9 の結果より，高精細モデルの場合，ピーク SAR は 28.7W/kg ，簡易膝モデルのピーク SAR は 6.4W/kg であった．これより，高精細モデルの場合，ピーク SAR は簡易モデルと比較して 4.5 倍程度高くなることを確認した．

電磁波防護指針として，生体組織内の任意組織を 1g または 10g で平均化した際の局所 SAR が，国際的

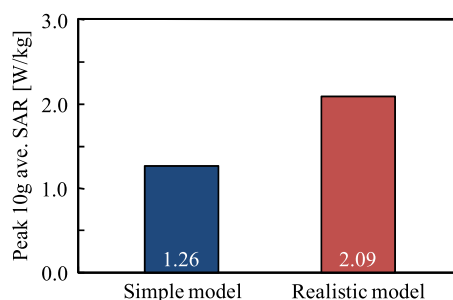


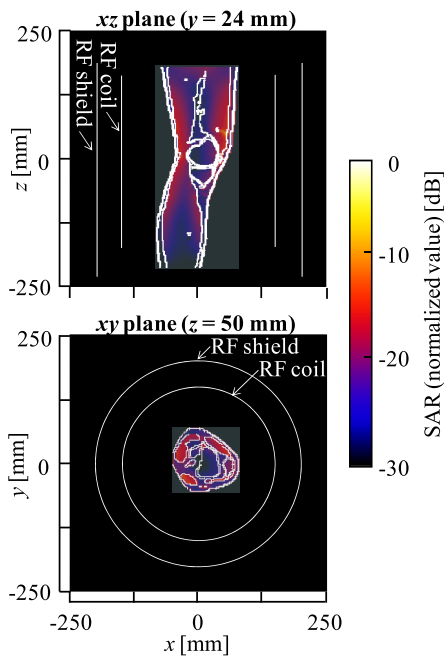
図10 人工膝関節が留置された簡易人体モデルと高精細人体モデルの 10g 平均 SAR の最大値

Fig.10 Peak 10g averaged SAR of the simple model and the realistic model.

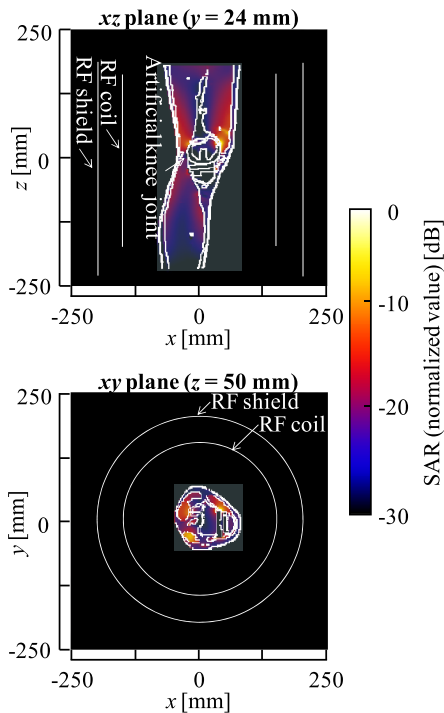
に用いられている．ここで，MRI 利用時の安全性を定めた International Electrotechnical Commission (IEC) 規格 (IEC60601-2-33) では，撮像部位に応じて，全身，頭部，身体一部，局所，四肢局所 SAR の五つに分類し，それぞれに SAR の上限値が定められている．そのうち，局所，四肢局所 SAR については，生体組織 10g での平均値で定義されている．10g 平均 SAR を算出する方法として，Institute of Electrical and Electronic Engineers (IEEE) では立方体を用いて領域内を平均化する手法 [20] を提案している．そこで本論文では，IEEE で定められた立方体による平均化手法を採用し，検討を行った．図 10 に，10g 平均 SAR の最大値を示す．ここでも，正味の入力電力を 1W として，10g 平均 SAR 値の最大値を求めた．この結果より，高精細モデルの場合，10g 平均 SAR 最大値は 2.09W/kg ，簡易膝モデル 10g 平均 SAR の最大値は 1.26W/kg であった．高精細モデルにおける 10g 平均 SAR の最大値は簡易モデルと比較して，1.7 倍程度上昇していることが確認できる．以上の結果から，高精細モデルを用いた SAR 評価は，簡易モデルを用いた評価より厳しい条件で評価できると考えられる．

3.3 人工膝関節の有無と SAR 分布の関係

体内に金属を埋め込んでいる場合は，指針値以下の電磁界でも予想外の局所的な SAR 値の上昇を引き起こす可能性がある．このような現象は，1.5T までの MRI 装置においても懸念される．それゆえに，これまで 1.5T までの MRI 装置を用いて，医療用の金属材料・器具を装着した被験者が撮像する状況を想定した安全性評価が行われてきた．一方で，比較的最近薬事法で承認された 3.0T の MRI システムの MRI 装置を用いて，医療用の金属材料・器具を装着した被験者が



(a) Without artificial knee joint



(b) With artificial knee joint

図 11 高精細モデルの SAR 分布
Fig. 11 SAR distributions of the realistic model.

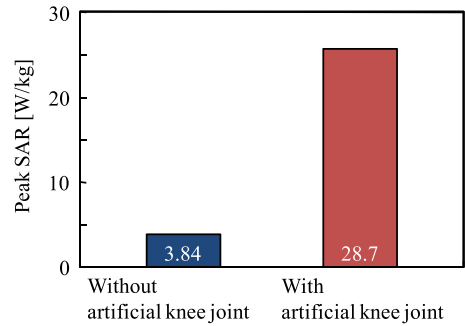


図 12 高精細モデルのピーク SAR
Fig. 12 Peak SAR of the realistic model.

撮像する状況を想定した安全性評価はこれまでも行われてきたものの、ガイドラインはいまだに制定されていない。そこで本論文では、3.0T の MRI システムに着目して検討を行う。まず、高精細モデルを用いて、人工膝関節の有無と SAR 分布の関係を明らかにする。図 11 に、高精細人体モデルをバードケージコイルに挿入した際の SAR 分布を示す。ここでは、人工膝関節の有無に依らずコイルへの入力電力が等しくなるように調整した。また、人工膝関節が留置された場合における SAR 最大値を含む面を表示した。図 11 より、体内に留置された人工膝関節の有無で SAR のピーク値及びピークとなる位置が変化し、SAR 分布が変化することが確認できる。人工膝関節がない場合の SAR ピーク値は体表付近の位置 ($x = 56\text{mm}$, $y = 22\text{mm}$, $z = 66\text{mm}$) に観測された。一方、人工膝関節が留置された場合、ピーク値は体内深部である人工膝関節の金属部品周辺 ($x = 38\text{mm}$, $y = 22\text{mm}$, $z = 48\text{mm}$) に観測された。図 12 に、人工膝関節の有無とピーク SAR の関係を示す。前節と同様に、正味の入力電力を 1W とした場合の SAR を表示した。図 12 より、人工膝関節が留置された場合のピーク SAR は 28.7W/kg であり、人工膝関節がない場合は 3.84W/kg であった。これより、人工膝関節が留置された場合、ピーク SAR が 7.46 倍程度高くなることを確認した。これは、電界が人工膝関節の金属部分で反射していることや、人工膝関節の金属部品の形状が急しゅんに変化しているため、その部分に電界が集中してしまうことなどが原因であると考えられる。

3.4 人工膝関節の有無と 10g 平均 SAR の関係

図 13 に、正味の入力電力を 1W とした場合の、人工膝関節が留置された場合と留置されていない場合の 10g 平均 SAR の最大値を示す。図 13 より、人工

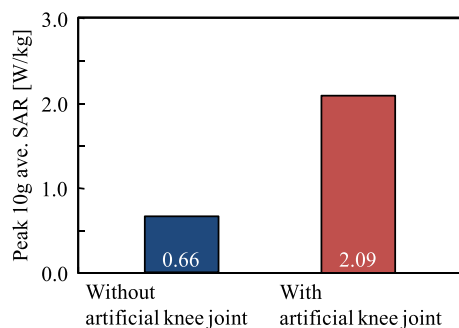


図 13 高精細モデルの 10g 平均 SAR の最大値
Fig. 13 Peak 10g averaged SAR of the realistic model.

膝関節が留置されていない場合の 10g 平均 SAR の最大値は 0.66 W/kg, 人工膝関節が留置された場合は 2.09W/kg であった. なお, 本論文で検討した条件においては, 人工膝関節の挿入により 10g 平均 SAR が 3 倍程度上昇しているものの, MRI 利用時の安全性を定めた IEC 規格 (IEC60601-2-33) で定められている四肢撮像時の SAR の指針値である 20 W/kg 超えないことを確認した.

4. む す び

本論文では, 臨床で広く用いられている 3.0T の MRI 用バードケージコイル内に, 体内に金属が留置された人体モデルが挿入された際の詳細な SAR 評価を目的とし, FDTD 法を用いた数値計算により検討を行った. まず, 日本人平均体形を有する高精細数値人体モデルに人工膝関節モデルを統合した人体モデルと, 簡易構造モデルの SAR 分布及び局所 10g 平均 SAR を比較した. その結果, 高精細モデルは円柱で模擬した人体モデルと比較して, 1.7 倍程度 10g 平均 SAR が高くなることを確認した. そのため, 高精細な人体モデルを用いた SAR 評価が重要であることがわかった. 次に, 高精細数値人体モデルを用いて, 体内に留置された人工膝関節の有無による SAR を比較した. その結果, 人工膝関節の影響により, 10g 平均 SAR の最大値が 3 倍程度上昇することを確認した. なお, 本論文で用いた条件の場合, 10g 平均 SAR の最大値は, 人工膝関節の有無によらず, MRI 利用時の安全性を定めた IEC 規格 (IEC60601-2-33) で定められている SAR の上限値を超えないことを確認した.

謝辞 本論文を執筆するにあたりご協力頂いた千葉大学工学研究科の築瀬壮一朗氏に感謝致します.

文 献

- [1] 笠井俊文, 土井 司, MR 撮像技術学, オーム社, 2001.
- [2] J. Jin, *Electromagnetic analysis and design in magnetic resonance imaging*, CRC Press, Boca Raton, 1998.
- [3] 日本磁気共鳴医学会 安全性評価委員会 監修, MRI 安全性の考え方, 秀潤社, 2010.
- [4] 宮地利明, “MRI の安全性,” 日放技術学誌, vol.59, no.12, pp.1508–1516, Dec. 2003.
- [5] 厚生労働省, 平成 22 年我が国の保険統計, <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/hoken/national/22.html>
- [6] 川光秀昭, 土橋俊男, 宮地利明, 杉本 博, 土井 司, 村中博幸, 小倉明夫, 松田 豪, 奥秋知幸, “3T-MR 装置の安全性,” 日放技術学誌, vol.64, no.12, pp.1575–1599, Dec. 2008.
- [7] 村中博幸, “発熱,” 第 39 回日本磁気共鳴医学会大会, vol.31, no.EL-5-1, p.152, Sept. 2011.
- [8] 秋元晋平, 菊池 悟, 齊藤一幸, 高橋応明, 伊藤公一, “150 MHz 帯業務用無線端末による胴体内 SAR の数値人体モデルを用いた解析,” 信学論 (B), vol.J92-B, no.1, pp.304–311, Jan. 2009.
- [9] C.E. Hayes, W.A. Edelstein, J.F. Schenck, O.M. Mueller, and M. Eash, “An efficient, highly homogeneous radiofrequency coil for whole-body NMR imaging at 1.5T,” *J. Magn. Res.*, vol.63, pp.662–628, 1985.
- [10] 越智久晃, 山本悦治, 澤谷邦男, 安達三郎, “RF シールドを有する MRI アンテナの特性解析,” 信学論 (B-II), vol.J76-B-II, no.2, pp.79–85, Feb. 1993.
- [11] C.M. Collins, S. Li, Q.X. Yang, and M.B. Smith, “A method for accurate calculation of B1 fields in three dimensions. Effects of shield geometry on field strength and homogeneity in the birdcage coil,” *J. Magn. Reson.*, vol.125, no.2, pp.233–241, April 1997.
- [12] 長岡智明, 櫻井清子, 国枝悦夫, 渡邊聡一, 本間寛之, 鈴木保, 河合光正, 酒本勝之, 小川孝次, “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, vol.40, no.4, pp.45–52, Dec. 2002.
- [13] C. Gabriel, “Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF microwave frequencies,” Brooks Air Force Technical Report AL/OE-TR-1996-0037, 1996.
- [14] S. Yanase, M. Takahashi, K. Saito, and K. Ito, “Study of implantable antenna for artificial knee joints,” 2012 International Symposium on Antennas and Propagation (ISAP 2012), pp.1244–1247, Nagoya, Japan, Oct. 2012.
- [15] 大野哲生, 堀口健一, 大宮 学, 伊藤精彦, “FDTD 法を用いたキャビティ付スロットアンテナの設計に関する考察,” 信学論 (B), vol.J79-B-II, no.11, pp.917–924, Nov. 1996.
- [16] T. Kawamura, K. Saito, S. Kikuchi, M. Takahashi, K. Ito, and H. Ikehira, “Specific absorption ratemeasurement of birdcage coil for 3.0 T magnetic resonance imaging system employing thermographic method,”

- IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol.57, no.2, pp.2508–2514, Oct. 2009.
- [17] American Society for Testing and Materials (ASTM) International, “Standard test method for measurement of radio frequency induced heating imaging,” Designation: F2182-02a, 2002.
- [18] 河内まき子, 持丸正明, AIST 人体寸法データベース, 産業技術総合研究所 H16PRO, 287, 2005.
- [19] J. Chen, Z. Feng, and J.-M. Jin, “Numerical simulation of SAR and B1-field inhomogeneity of shielded RF coils loaded with the human head,” IEEE Trans Biomed Eng., vol.45, no.5, pp.650–659, 1998.
- [20] IEEE Recommended Practice for Measurements and Computations of Radio Frequency Electro-magnetic Fields with Respect to Human Exposure to Such Fields, 100 kHz–300GHz. IEEE Standard C95.3-2002, 2002.

(平成 25 年 8 月 1 日受付, 11 月 8 日再受付)



伊藤 公一 (正員：フェロー)

昭 49 千葉大・工・電子卒。昭 51 同大大学院修士課程了。同年東工大・工・助手。昭 54 千葉大・工・助手, 平 1 同助教授, 平 9 同教授, 平 15 同大フロンティアメディカル工学研究開発センター教授, 平 18 同大・工・教授, 平 19 同大・院・教授, 平 25 同大・フロンティア医工学センター教授となり, 現在に至る。平 21 より同大フロンティアメディカル工学研究開発センター(現フロンティア医工学センター)長併任。主として, がん治療用マイクロ波アンテナ等の医療応用, 移動通信用小形アンテナ, 人体通信, ファントムを用いた人体と電磁波との相互影響評価の研究に従事。工博。著書「Handbook of Microstrip Antennas」(UK, 共著), 「Antennas and Propagation for Body-Centric Wireless Communications」(Artech House, 共著)など。IEEE AP-S 論文誌編集委員及び Distinguished Lecturer, ISAP2012 委員長等を歴任。現在, European Association on Antennas and Propagation (EurAAP) アジア代表。IEEE Fellow 及び AAAS, BEMS, 映像情報メディア学会, 日本ハイパーサーミア学会等各会員。



菅 良太郎 (学生員)

平 21 千葉大・工卒。平 23 同大大学院博士前期課程了。現在, 同大大学院博士後期課程在学中。人体と電磁波の相互作用に関する研究に従事。



齊藤 一幸 (正員)

平 13 千葉大・大学院・博士後期課程了。博士(工学)。現在, 千葉大・フロンティア医工学センター・准教授。マイクロ波の医療応用及び人体と電磁波との相互作用評価に関する研究に従事。平 12 IEEE AP-S Japan Chapter Young Engineer Award, 平 16 本会学術奨励賞等受賞。平 12 日本学術振興会特別研究員。IEEE, 映像情報メディア学会, 日本ハイパーサーミア学会会員。



高橋 応明 (正員：シニア会員)

平元東北大・工・電気卒。平 6 東工大・大学院博士課程了。同年武蔵工大・工・電気・助手。同大講師を経て, 平 12 東京農工大・工・電気電子・助教授。平 16 千葉大・フロンティアメディカル工学研究開発センター(現フロンティア医工学センター)・准教授。衛星放送受信アンテナ, 平面アンテナ, 小型アンテナ, RLSA, 環境電磁工学, 人体と電磁波との相互作用の研究に従事。工博。IEEE シニア会員。