

THE IEICE TRANSACTIONS ON COMMUNICATIONS (JAPANESE EDITION)

IEICE 電子情報通信学会 **B** 論文誌 通 信

VOL. J98-B NO. 6

JUNE 2015

本PDFの扱いは、電子情報通信学会著作権規定に従うこと。

なお、本PDFは研究教育目的（非営利）に限り、著者が第三者に直接配布することができる。著者以外からの配布は禁じられている。

通信ソサイエティ

一般社団法人 **電子情報通信学会**

THE COMMUNICATIONS SOCIETY

THE INSTITUTE OF ELECTRONICS, INFORMATION AND COMMUNICATION ENGINEERS

頸動脈ステント留置患者のMR撮像時におけるSAR評価

小泉 真人^{†a)} 菅 良太郎[†] 齊藤 一幸^{††} 高橋 応明^{††}
 伊藤 公一^{††}

SAR Evaluation of Patient with Carotid Stent during MR Imaging

Mahito KOIZUMI^{†a)}, Ryotaro SUGA[†], Kazuyuki SAITO^{††}, Masaharu TAKAHASHI^{††},
 and Koichi ITO^{††}

あらまし 近年、ステントやペースメーカーなどの医療用金属デバイスを留置した患者がMagnetic Resonance (MR) 検査を受ける際の安全性が注目されている。例えば、体内に医療用金属デバイスを留置した被験者がMR撮像を行った場合に、留置された金属周辺で予想外の局所的なSpecific Absorption Rate (SAR) 上昇が懸念される。そのため、金属デバイスが留置された人体内部のSAR分布を算出し評価する必要がある。そこで本論文では、体内に頸動脈ステントを留置した患者が頭部MR撮像を行った場合を想定し、ステント留置部分を含む人体内部のSAR分布の算出及びステント部分における局所的なSAR上昇の可能性があることを示すことを目的としてSAR評価を行った。また、実際に考えられる範囲でステント留置状況を変化させてSAR評価を行った。その結果、頸動脈ステント端部で局所的にSARが上昇することを確認し、また、いずれの留置状況においても局所SARの指針値を下回った。

キーワード Specific Absorption Rate (SAR), Magnetic Resonance Imaging (MRI), 頸動脈ステント, 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、被検体内部を画像化する技術である [1], [2]. MRI システムにおいて、被検体により放出される NMR 信号の共鳴周波数は、生体内の原子核の性質に依存し、原子核が置かれている静磁界強度に比例して決まる。この基本周波数を f [Hz], 静磁界強度 (慣例的に磁束密度で表す) B [T] を関係づける比例定数を核磁気回転比 γ [Hz/T] とすると、式 (1) で表される。

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

式 (1) より、静磁界強度が上がると生体に照射しなければならない NMR 信号の周波数も比例して上昇することが分かる。

これまで我が国においては、使用される静磁界強度 1.5 T までの MRI システムが使用可能であった。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、被検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り、使用する静磁界強度が 3.0 T の MRI システムが 2003 年には頭部撮像用として、2005 年には全身用として薬事法の承認が得られ、現在 3.0 T までの MRI システムが臨床現場で使用可能である。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、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どうかの判断が難しくなったことが問題として挙げられる [3], [4]. 現在、MR 撮像時に生体機能への作用機構及び影響が明らかになっている電磁気的作用は、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

[†] 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工学研究センター, 千葉市
 Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan

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

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、評価指数として比吸収率 (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、健常な被験者での撮像で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考えられる。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未だ制定されていない。一方で、医療用の金属材料・器具 (ステント、人工関節、クリップなど) の材質や形状が改良される中、これらが体内に留置された被験者が MR 検査を受ける機会が増加している。

ところで、厚生労働省によれば、2012 年の段階で日本人の死因の第 4 位は脳血管疾患であり、特に高齢者の発症率が高いとされている [5]。そのため、高齢化の進む日本では、この脳血管疾患の治療が今後も重要となってくると考えられる。近年、脳血管疾患の中の一つである脳梗塞の治療法として、頸動脈ステント留置術が注目されている。これは、脳梗塞を引き起こす原因となる頸動脈内における狭窄を、ステントを留置することにより防ぐ治療法である。近年日本国内では、このステント術による治療件数は増加傾向にあり、手術件数は年間一万件を超えるとされている [6]。そのため、今後この頸動脈ステント留置術を受ける患者が更に増え、同時にそのような被験者が Magnetic Resonance (MR) 検査を受ける機会も増えると考えられる。このことから、そのような被験者が 3.0 T 以上の MRI を利用して検査を行った際に、安全上問題がないか不明瞭であるため、検討する必要性が生じている [7]。

これまでの研究では、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、MRI を利用して検査を行った際の、金属周囲の温度が光ファイバ式温度計で測定されている [3], [8]。しかしながら、光ファイバ式温度計を用いた測定では、体内の SAR 分布を得ることは困難である。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 [9]。また、先に述べたように、体内に留置される医療用金属の埋め込み位置、被験者の体型は多種多様であるため、現実的な MR 撮像状況を想定した検討が必要である。

そこで現実的な状況下で評価を行うためには、体内に頸動脈ステント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。

そこで、体内に頸動脈ステントが留置された人体モデルを用いて、臨床で広く用いられている 3.0 T の MRI 用バードケージコイル内にこのモデルが挿入された際の SAR 評価を行う。本論文では、人体を簡易的な形状で模擬したファントムを用いて、MRI 用 Radio Frequency (RF) コイルの一つであるバードケージコイルの入力特性及び SAR 分布を測定した。その測定結果を数値解析結果と比較することで、数値解析モデルの妥当性を確認した。次に、頸動脈ステントを留置した被験者が MR 画像を撮像する状況を模擬した数値計算モデルを作成した。このモデルを用いて、実際のステント留置状況を想定し、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 (International Electrotechnical Commission) 規格 (IEC60601-2-33) で定められている SAR の上限値と比較した。

2. SAR 分布測定方法と数値解析条件

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 RF コイルは、“被検体にパルス状電磁波を照射し NMR 信号を発生させる”、“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 [10]~[12] であり、臨床で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、本研究で使用した 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の構造を示す。このコイルの詳細な寸法、コンデンサの静電容量、また給電方式は、文献 [12] のものと同一である。また式 (1) より、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

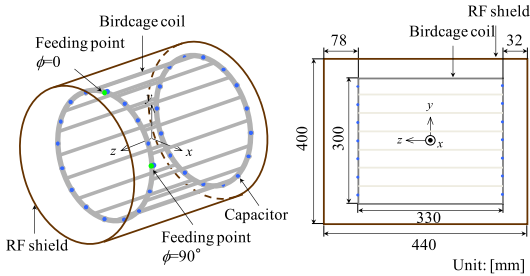


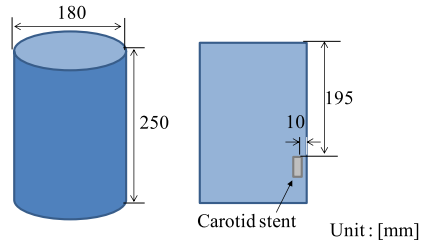
図1 バードケージコイルの構造
Fig.1 Structure of birdcage coil.

42.67 MHz/Tであるので、本論文で扱う電磁波の周波数は128.0 MHzである。

2.2 人体頭頸部モデルとステントの構造

図2に本論文で用いたファントムの構造を示す。本論文で着目した頸動脈ステントは、人体頸部に留置される。また、頸動脈周囲は筋肉組織が多く存在する。そこで、人体頭部から頸部までを模擬しており、筋肉と等価な電気定数をもつ均質媒質のファントム（以下、頭頸部ファントムとする。）を用いた。頭頸部ファントムは、人体頭部から頸部を簡易的に円柱で模擬しており、ファントムの大きさは直径180 mm、高さ250 mmである[13]。表1に、本論文で用いたファントムの組成を示す。目標値である128.0 MHzにおける筋肉の電気定数（比誘電率 $\epsilon_r = 63.9$ 、導電率 $\sigma = 0.74 \text{ S/m}$ ）[14]に対して、作製したファントムの電気定数は $\epsilon_r = 64.1$ 、 $\sigma = 0.73 \text{ S/m}$ であった。ファントムの電気定数の測定方法は文献[15]と同様とし、アジレントテクノロジー社製のHP85070E誘電率プローブキットを用いて測定した。目標値と作製したファントムの電気定数の差異は、比誘電率、導電率共にたかだか1%程度であり、筋肉の電気定数を模擬できていると言える。また、作製した頭頸部ファントムの密度は 878.0 kg/m^3 であり、比熱は $3,180 \text{ J/kg}\cdot\text{K}$ であった。なお、ファントムの比熱は、株式会社アグネ技術センターに依頼し測定したものである。

図3に本論文で用いたステントの構造を示す。実際のステントは網状の円筒である。しかしながら、本論文で扱う128.0 MHzの電磁波の波長に対して、ステントの直径及び網目は小さい。そのため本論文では、ステントを角筒状の金属（厚さ0.1 mmの銅板）として検討した。図2(b)にステントの配置箇所を示す。頸動脈ステントが留置された頭部から頸部を模擬するため、ステントモデルを、頭頸部ファントムの上面から



(a) 全体図 (b) 断面図

図2 頭頸部ファントム

Fig.2 Head and neck phantom model.

表1 頭頸部ファントムの組成
Table 1 Composition of phantom.

Material	Amount [g]
Deionized Water	3,920
Glycerin	3,675
Ager	350
Sodium Chloride	126
Sodium Dehydroacetate	14

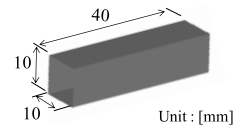
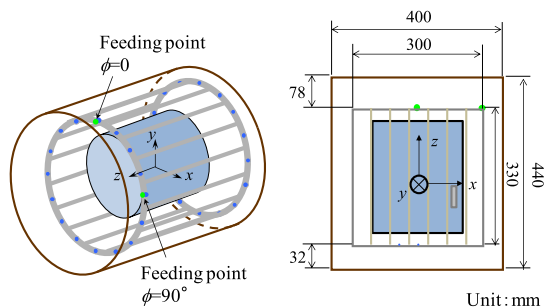


図3 頸動脈ステントモデルの構造

Fig.3 Structure of the carotid stent model.



(a) Over view (b) Section view.

図4 バードケージコイルに頭頸部ファントムモデルを挿入したモデル

Fig.4 Head and neck phantom model in the birdcage coil.

195 mm、表面から10 mmの位置に埋め込んだ。このステントが埋め込まれたファントムを、図4のようにコイル中心に配置し、コイルの入力特性、及びSAR分布を測定した。

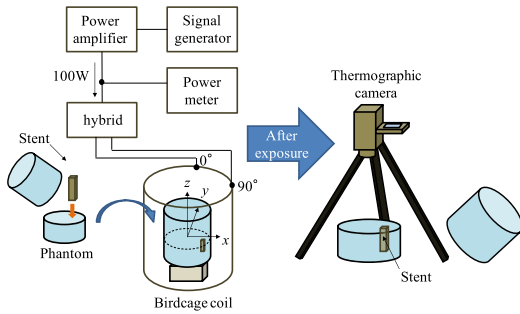


図5 実験系
Fig. 5 Experimental system.

2.3 SAR 分布測定方法

現在、IEC 規格に定められる MR 撮像時における SAR 測定法として、パルスエネルギー法と熱量測定法がある。これらの測定方法は、被検体が吸収した総エネルギー量しか測定することができない。本論文では、金属留置断面の SAR 分布を観測するために、サーモグラフィ法を用いて SAR 分布を測定した。ここで、サーモグラフィ法とは、生体組織と等価な固体状ファントムに電磁波を照射した後、任意断面を赤外線サーモグラフィにより観測し、SAR を算出する手法である [16]。ファントム内の温度を観測するので、まず観測する面であらかじめファントムを 2 分割しておく。そして短時間電磁波を照射した後、観測する面のファントムの温度上昇を赤外線サーモグラフィで撮影する。このとき、式 (2) を用いて SAR を算出することができる。

$$\text{SAR} = c \frac{\Delta T}{\Delta t} \quad (2)$$

ここで、 c :ファントムの比熱 [J/kg·K]、 ΔT :温度上昇 [K]、 Δt :電磁波照射時間 [s] である。

図 5 にサーモグラフィ法による SAR 測定の実験系を示す。まず、頭頸部ファントムをステント留置位置の断面で分割した。分割したファントムを再び接合した状態でコイルの中心に配置した。次に、信号発生器 (8657B Hewlett Packard, Palo Alto, California) から放射した連続波をパワーアンプ (A300-100-R, R&K, Shizuoka, Japan) を用いて増幅し、バードケージコイルに入力した。このときのコイルへの正味入力電力 (入射電力 - 反射電力) を電力計 (Rohde & Schwarz, NRT, NAP-Z4, Munich, Germany) を用いて確認したところ、108W であった。また、コイル内に回転磁界を発生させるために、ハイブリッドで 90° の位相差を

表 2 解析条件
Table 2 Calculation conditions.

Cell size [mm]	$\Delta x, \Delta y, \Delta z$	2.0 (const.)
Calculation space $x \times y \times z$ [cell]		250 × 250 × 254
Time step [ps]		3.84
Absorbing boundary condition		PML (8 layers)

つけて $\phi = 0^\circ$ と $\phi = 90^\circ$ の 2 箇所給電し、180 秒間電磁波を照射した。そして電磁波照射後、ステントが埋め込まれた方のファントムの断面 (x - y 面) を赤外線カメラ (TVS-200 NEC Avio Infrared Technologies Corporation Ltd., Tokyo, Japan) の前に素早く配置し、温度分布を観測した。電磁波照射終了から温度測定までにかかった時間は、ただだか 5 秒ほどであり、この間でのファントム内の温度低下はないと考えられる。

2.4 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 2 に FDTD 解析に使用した解析条件を示す。本論文で用いた数値解析モデルは、図 4 の配置・寸法と等しくなるようにモデル化した。なお、バードケージコイル、RF シールド及びファントムのモデル化にあたっては、文献 [13] を参照した。また、バードケージコイル、RF シールド及びステントは、厚みを考慮しない完全導体としてモデル化し、ファントムの電気定数は、作製したファントムと同様とした。

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 (3) により SAR 分布を算出した。

$$\text{SAR} = \frac{\sigma}{\rho} E^2 \quad (3)$$

ここで、 ρ :生体組織の密度 [kg/m³]、 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。

3. 頭頸部ファントムにおける SAR 評価

3.1 バードケージコイルの入力特性と電界強度分布

図 6 にバードケージコイルの $\phi = 0^\circ$ の給電点における反射係数を示す。コイルの実使用状況を模擬するため、図 4 に示したようにファントムを挿入した状態で検討を行った。これより、反射係数 S_{11} [dB]

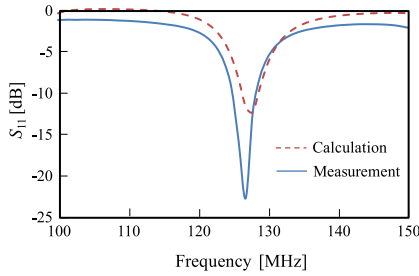
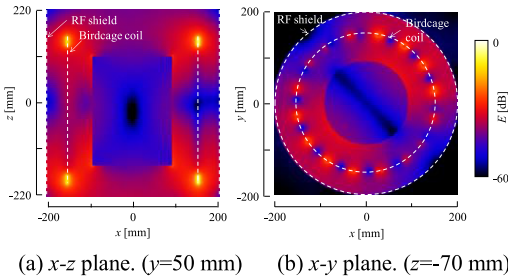


図6 バードケージコイルの入力特性
Fig.6 Input impedance of birdcage coil.



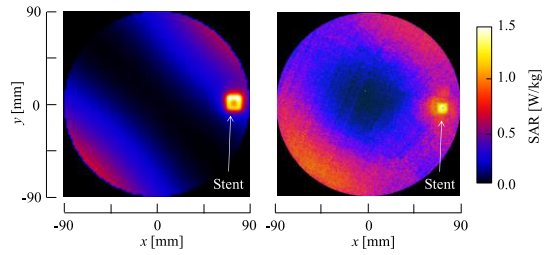
(a) x-z plane. (y=50 mm) (b) x-y plane. (z=-70 mm)

図7 電界強度分布
Fig.7 Electrical field distribution.

は、コイルの動作周波数である 128.0 MHz で、計算値 -11.7 dB、実測値 -10.2 dB であった。またそれぞれの反射係数の周波数特性はおおむね一致しており、どちらもコイルが良好に動作していることが確認できた。

また図7に、上記と同様の状況下におけるバードケージコイル内の電界強度分布を示す。図7(a)より、コイルの両端に、図7(b)より $x = y = 56$ mm の周辺と $x = y = -54$ mm の周辺に強い電界分布が確認できた。実際の頸動脈ステント留置患者のMR撮像時においては、患者によりステント留置位置は様々である。本論文では、比較的SARが高くなると予想される、これらの強い電界部分にステントが留置されるようにした。

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り、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である。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 1.03 W で、コイル中心の磁束密度が $1.0 \mu\text{T}$ であった。そこで本論文では、コイルへの入力電力を 1.03 W として以後検討する。



(a) Calculation. (b) Measurement.

図8 SAR分布 ($z = -70$ mm)
Fig.8 SAR distributions.

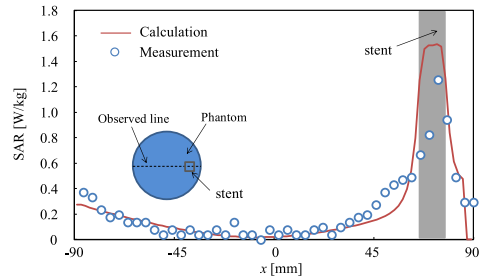


図9 観測線上 SAR 分布 ($y = 0, z = -70$ mm)
Fig.9 SAR distribution on the line.

3.2 SAR 分布

本節では、数値解析によって得られるSAR分布の妥当性について確認する。図8に、バードケージコイル内にステントを埋め込んだ頭部ファントムを配置した際のSAR分布を示す。

図8(b)の測定結果においては、熱の拡散によりSAR分布に広がりが見られるものの、測定結果と解析結果ともに $x = y = 56$ mm の周辺と $x = y = -54$ mm の周辺、またステント周囲である $x = 78$ mm, $y = 0$ の周辺でSARの上昇が確認できた。また図9にx軸と平行線上 ($y = 0, z = -70$ mm) のSAR分布を示す。これより、ステント部分においてピークSAR値は、計算と測定でそれぞれ 1.54 W/kg, 1.26 W/kg であり、ピーク値こそ約18%の差異はあるものの、おおむね分布傾向が一致していることが分かる。ステント部分において差異が生じた原因としては、計算と測定時でSARの算出方法が異なることが挙げられる。計算では吸収した電磁波エネルギー全てがSAR値として反映されているのに対して、測定では電磁波照射中及び、電磁波照射後から赤外線カメラ測定の間で、ステント周囲で熱拡散が生じてしまうためであると考えられる。以上の結果より、SAR分布がおおむね一致す

ることが確認できたため、本論文で用いた数値解析によって算出された SAR 分布は、妥当であると考えられる。

なお、ステントモデル及びセルサイズの妥当性を検討するため、解析領域のセルサイズを 1 mm としてステント形状を円筒状（階段近似）とした際の SAR を算出したところ、ピーク SAR 値の差異が 2% 以内となり、大きな差異がないことを確認した。そのため、本論文における解析では解析領域をセルサイズ 2 mm として、ステントモデルは角筒状として簡易的にモデル化した。

4. 高精細数値人体モデルを用いた検討

前節までにおいて、数値計算による SAR 評価の妥当性が確認できた。次に、頸動脈ステントを留置した被験者が MR 画像を撮像する現実的な状況を模擬した数値計算モデルを作成し、SAR 評価を行う。

4.1 高精細数値人体モデル

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が開発した日本人の成人男性モデルである [17]。この数値人体モデルは、51 種類の生体組織で構成され、2.0 mm の空間分解能を有する。このモデルの頸部に、図 3 の頸動脈ステントモデルを配置した。また、バードケージコイルの動作周波数である 128.0 MHz における各組織の電気定数及び密度の値を参照した [14], [18]。図 10 に頸動脈ステントが留置された高精細数値人体モデルを示す。また図 11 に、頸動脈ステントモデルの留置位置を示す。頸動脈ステントの位置は、実際に頸動脈ステントが留置される場所を想定し、頭頂部から 195 mm、体表面から 10 mm とした [19]。また実際のステントは血管内に留置されるものの、血液の電気定数は筋肉の電気定数と大差がないため、本論文では血液部分の電気定数は筋肉と同じ値として解析を行った。

本論文では、実際の一般的な頭部撮像状況下における SAR 評価を目的としているため、人体モデルを頭部中心がコイル中心と重なるように配置した。また、頸動脈ステントの留置状況や患部の位置は患者によって個人差があるものの、本論文では、文献 [17] の内頸動脈の構造や位置を参考にした上で、一般的であると考えられる、 z 軸に沿った頸動脈に留置される状況を想定して、ステント位置及び向きを決定した。高精細モデルを用いて数値解析を行った際の解析領域は、 $532 \times 532 \times 2022 \text{ mm}^3$ であり、その他の解析条件は、

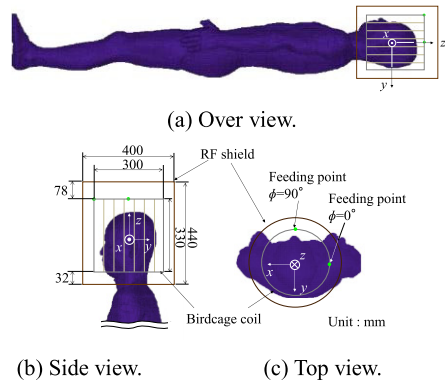


図 10 バードケージコイル内に高精細数値人体モデルを挿入したモデル

Fig. 10 Realistic whole-body voxel model of Japanese man in the birdcage coil.

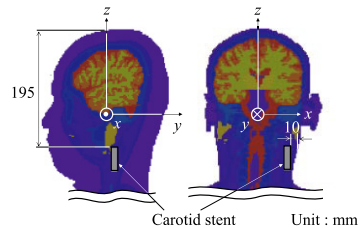
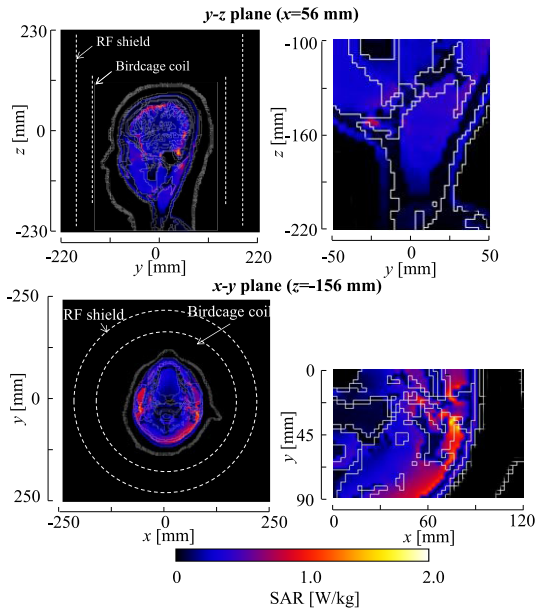


図 11 頸動脈ステントの埋め込み位置
Fig. 11 Position of the carotid stent.

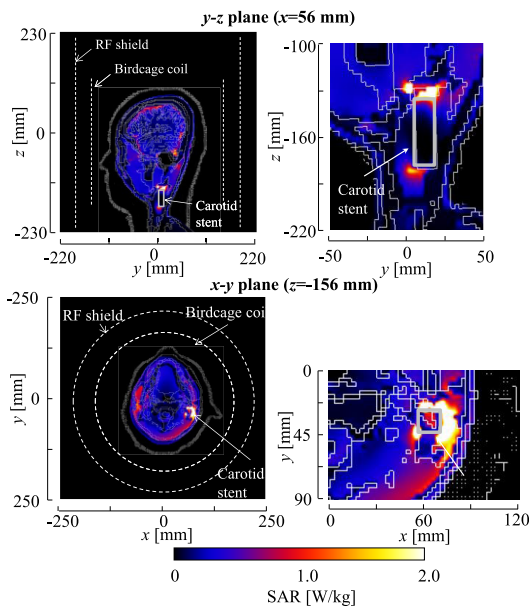
表 2 と同様とした。

4.2 ステントの有無と SAR 分布の関係

図 12 に体内に頸動脈ステントを留置した患者が MR 撮像を行った際の SAR 分布を示す。比較のためにステントを留置していない場合も示す。観測面は、 $x = 56 \text{ mm}$ の $y-z$ 面及び $z = -156 \text{ mm}$ の $x-y$ 面とした。ここでも、コイルへの正味入力電力を 1.03 W として規格化し、ステントがある場合における SAR の最大値を含む面を表示している。この結果より、ステントの周囲（特にステント端部）で SAR が上昇していることが確認できた。また、ステントの有無で 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。ステントがない場合の SAR ピーク値は体表面付近の位置 ($x = 36 \text{ mm}$, $y = 82 \text{ mm}$, $z = 88 \text{ mm}$) で観測された。一方で、ステントが留置された場合に、ピーク値は体内にあるステント周辺 ($x = 56 \text{ mm}$, $y = 40 \text{ mm}$, $z = -156 \text{ mm}$) で観測された。ステントが留置された場合のピーク SAR 値は 13.4 W/kg であり、ステントがない場合は 5.56 W/kg であった。これより、ステントが留置され



(a) Without stent.



(b) With stent.

図 12 ステント留置前後の SAR 分布

Fig. 12 SAR distribution of with stent or without the one.

た場合、ピーク SAR 値が 2.4 倍程度高くなることを確認した。これは、ステント端部に電界が集中することが原因であると考えられる。

4.3 ステント留置状況と 10 g 平均 SAR の関係

電磁波防護指針として、生体組織内の任意組織を 1 g または 10 g で平均化した際の局所 SAR が、国際的に用いられている。ここで、MRI 利用時の安全性を定めた 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。本論文で取り上げた頸部は“局所”に相当し、局所 SAR の指針値は 10 W/kg である。局所については、生体組織 10 g での平均値で定義されている。10 g 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て検討する。その結果、ステントを留置した場合の 10 g 平均 SAR の最大値は 1.88 W/kg、ステントがない場合の 10 g 平均 SAR の最大値は 0.97 W/kg であった。ステントを留置した場合の 10 g 平均 SAR 値はステントがない場合と比較して、約 2 倍程度上昇している。

続いて、実際に考えられるステント留置状況を想定し、留置位置及び留置角度による SAR 特性を確認した。なお、留置位置及び留置角度は、文献 [19] を参考にし、実際に頸動脈に留置される現実的な位置・角度に対して検討を行った。また食道ステントなどの比較的長いステントでは湾曲する可能性があるものの、本論文で取り上げたステントは 40 mm と小さいため、大きく湾曲することはない。そこで、ステント形状については角筒形状として検討を行った。4.1 で記述したステント留置位置を基準の配置位置とし、基準位置から上下方向 (z 軸方向) に 200 mm, 400 mm, -200 mm, -400 mm, また深さ方向 ($-x$ 軸方向) に 4 mm 間隔で最大 16 mm まで移動した際の 10 g 平均 SAR 最大値を算出した。図 13 にそれぞれの場合における 10 g 平均 SAR 最大値のグラフを示す。この結果より、基準位置における値と比較すると上下方向に移動した際の最大差異は 10% であり、深さ方向に移動した際の最大差異は 46% であった。これは、留置位置が体表から深くなるにつれて、体表とステント間で電界が減衰するためであると考えられる。またいずれの位置においても基準位置における値を下回る結果であった。

続いて、ステントを基準の向き (z 軸方向) から y 軸方向に $20^\circ, 40^\circ, -20^\circ, -40^\circ$ と傾けた際の 10g 平

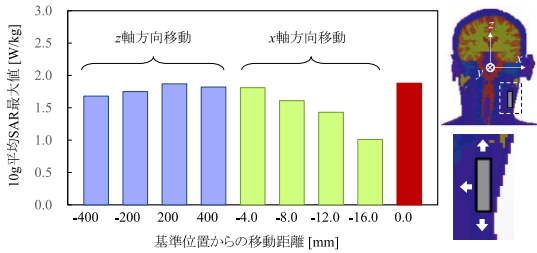


図 13 留置位置を変えた際の 10 g 平均 SAR 最大値
Fig. 13 10 g average SAR in case implanted point changed.

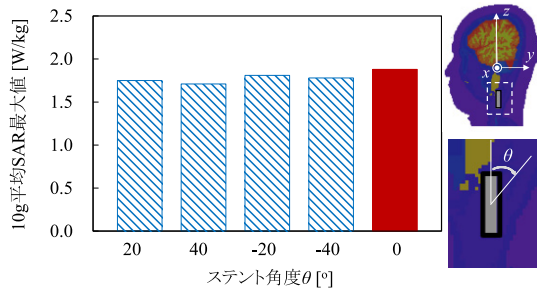


図 14 留置角度を変えた際の 10 g 平均 SAR 最大値
Fig. 14 10 g average SAR in case implanted angle changed.

均 SAR 最大値を算出した。図 14 にそれぞれの場合における 10 g 平均 SAR 最大値のグラフを示す。この結果より、角度を付けた際の基準位置における値との最大差異は 9% であり、いずれも基準点における値よりも低い値になることが分かった。

以上の結果から、実際に考えられるステント留置状況下において、大きく SAR が変化しないことを確認した。また、いずれの場合においても 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 MR 撮像時の局所 SAR の指針値である 10 W/kg を超えないことを確認した。

5. む す び

本論文では、3.0 T の MRI 用バードケージコイル内に、体内に金属を留置した人体が挿入された際の SAR 評価を目的とし、検討を行った。ここでは、留置される金属の一例として、比較的症例数が多い頸動脈ステントに着目した。本論文ではまず、数値解析モデルの妥当性を検証するため、人体を簡易的な形状で模擬したファントムを用いて、バードケージコイルの入力特性及び SAR 分布を測定し、その結果を数値計算と比較した。その結果、バードケージコイルの入力特

性及び SAR 分布の解析結果は、測定結果とおおむね一致し、本論文で用いた数値解析モデルが妥当であることを確認した。次に、現実的な撮像状況に近づけるため、日本人平均体形を有する高精度数値人体モデルに頸動脈ステントモデルを統合した人体モデルを用いて、SAR 評価を行った。その結果、ステントが留置された場合、ステントが留置されていない場合と比較して、10 g 平均 SAR の最大値が約 2 倍上昇することを確認した。更に実際に考えられるステント留置状況下における 10g 平均 SAR 最大値を算出したところ、いずれの留置状況下においても、基準位置における値を下回り、局所 SAR の指針値である 10 W/kg を超えないことを確認した。今後は、体内に金属を留置した患者が MRI 検査を行った際の温度上昇を検討する必要がある。

謝辞 本論文の執筆にあたり、実験機材を貸与いただきました。電気興業株式会社の関川博志氏、関卓也氏に感謝致します。また、本研究の一部は、千葉大学大学院工学研究科平成 26 年度「工学系中堅教員の更なる飛躍のための研究支援」により行われた。

文 献

- [1] 笠井俊文, 土井 司, MR 撮像技術学, オーム社, 2001.
- [2] J. Jim, 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 24 年人口動態統計の年間推計, <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/suikei12/index.html>
- [6] 桑山直也, 遠藤俊郎, “本邦における頸動脈治療の前向き登録 (JCAS 研究),” 日本脳神経血管内治療学会, vol.50, no.6, pp.723–727, Dec. 2010.
- [7] 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.
- [8] 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, pp.152, Sept. 2011.
- [9] 秋元晋平, 菊池 悟, 齊藤一幸, 高橋応明, 伊藤公一, “150 MHz 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.
- [10] 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.
- [11] 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.

- [12] C.M. Collins, S. Li, Q.X. Yang, and M.B. Smith, “A method for accurate calculation of B1 field strength and homogeneity in the birdcage coil,” J. Magn. Reson., vol.125, no.2, pp.233–241, April 1997.
- [13] 齊藤一幸, 河村隆宏, 高橋応明, 伊藤公一, “集中定数素子を使用しない改良型MRI用バードケージコイルの提案,” 信学論 (B), vol.J93-B, no.12, pp.1644–1650, Dec. 2010.
- [14] 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.
- [15] J.S. Bobowski and T. Johnson, “Permittivity measurements of biological samples by an open-ended coaxial line,” Progress In Electromagnetic research B., vol.40, pp.159–183, 2012.
- [16] A.W. Guy and C.K. Chou, “Specific absorption rates of energy in man models exposed to cellular UHF mobile-antenna fields,” IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol.34, no.6, pp.671–680, June 1986.
- [17] 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.
- [18] F.A. Duck, Physical properties of tissue: a comprehensive reference book, London, Academic Press, 1990.
- [19] 宇野昌明, “頸動脈内膜剥離術,” 脳外誌, vol.21, no.12, pp.943–948, Dec. 2012.
- [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 26 年 8 月 22 日受付, 12 月 22 日再受付)



小泉 真人 (正員)

平 27 千葉大・大学院・博士前期課程了。現在, 日本放送協会に勤務。在学中, 人体と電磁波との相互作用評価に関する研究に従事。



菅 良太郎 (正員)

平 26 千葉大・大学院・博士後期課程了。博士 (工学)。現在, 国立研究開発法人海洋研究開発機構研究員。在学中, 人体と電磁波の相互作用評価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 本会学術奨励賞など受賞。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, 日本内視鏡外科学会会員。



高橋 応明 (正員:フェロー)

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, RFID, 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。



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~平 27 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。URSI-K 国内小委員会委員長。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。