

MRI用バードケージコイルに挿入された生体内磁界の均一性と SAR 評価

菊池 悟^{†a)} 齊藤 一幸^{††} 高橋 応明^{††} 伊藤 公一[†]

Estimation of SAR and Magnetic-Field Uniformity Inside a Human Body Inserted in Birdcage Coil for MRI System

Satoru KIKUCHI^{†a)}, Kazuyuki SAITO^{††}, Masaharu TAKAHASHI^{††}, and Koichi ITO[†]

あらまし MRI 装置において、撮像するための電磁波の送信と、被検体から放出される信号の受信をするアンテナの設計には、体軸に垂直で均一な磁界を生成することが重要である。一般に、臨床で使用されている静磁界強度では、二つのリング状導体をエレメントと呼ばれる棒状の導体で支持する構造のアンテナ（バードケージコイル）が広く用いられている。このバードケージコイルは、エレメントの本数を増やすことで、より均一な磁界分布をコイル内で生成可能であることが知られている。近年の MRI システムの高磁場化に伴う電磁波パルスの高周波化により、撮像時間の短縮や画質の向上が達成されている。一方で、被検体に吸収される電磁波エネルギーへの配慮が必要になってきており、MRI 用アンテナを設計する際には、SAR が低くなるように考慮することが重要である。そこで本論文では、バードケージコイル内に人体の電気的特性を模擬した生体等価電磁ファントムを配置して、エレメント本数を変えることによって、ファントム内の磁界分布と SAR 分布がどのように変化するのか詳細に検討を行った。

キーワード MRI, バードケージコイル, FDTD 法, SAR 分布, 磁界分布

1. ま え が き

MRI (Magnetic Resonance Imaging: 磁気共鳴画像法) は、電離放射線を用いることなく、生体内部の断層画像を得ることができ、撮像手法を変えることで生体の機能情報をも得ることが可能な医用診断技術である。MR (Magnetic Resonance) 画像を撮像する際には、強い静磁界中に被検体を置き、高周波のパルス状電磁波を照射し、体内の原子核を励起する。そして、生体組織中に励起された原子核スピンの緩和に伴って誘導される NMR (Nuclear Magnetic Resonance: 核磁気共鳴) 信号を受信し、得られた信号を像再構成処理することにより生体内部分を画像化する [1]。本システムは、様々な構成要素から成り立っ

ており、その中の一つである RF (Radio Frequency) コイルの性能は、MR 画像の画質に大きな影響を与える。この RF コイルは、一般に、電磁波の照射と生体内の原子核が発する NMR 信号を受信する役割を担うアンテナとして働き、コイル内部で均一な磁界生成が可能で、かつ、感度が高いことが要求される。

一方、近年の撮像画像の高画質化や撮像時間の短縮を目指して、MRI 用アンテナから被検体に照射する電磁波の高周波化・高出力化が進んでいる。我が国では、3.0 T 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、臨床現場で使用することが可能になった。このように、アンテナから照射される電磁波は高周波、高出力化の傾向にあるため、被検体に吸収される電磁波エネルギー (SAR (Specific Absorption Rate: 比吸収率 [W/kg])) への配慮が必要になってきた [2]。ここで、SAR は、被検体に吸収される電磁波エネルギーによる熱的作用を評価する指標であり、高磁場 MRI 用アンテナを設計する上では、特に、SAR の低減化を考慮することが重要である。

[†] 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メディカル工学研究開発センター, 千葉市

Research Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan

a) E-mail: kikuchi@graduate.chiba-u.jp

これまで、サドル（鞍型）コイル [3]、バードケージ（鳥籠型）コイル [4] ~ [6]、スロット型コイル [7]、TEM（Transverse ElectroMagnetic）コイル [8], [9] などの様々な MRI 用アンテナに関する研究がされている。その中でも最も基本的な MRI 用アンテナの一つであるバードケージコイルは、装荷するコンデンサの容量を調節することで任意の周波数で動作させることができ、均一な磁界分布が得られやすいため、現在も臨床に広く用いられている。バードケージコイルに関する研究では、コイルを覆う円筒状のシールドの径が小さくなるとアンテナの感度が低下することや、シールドの長さを変化させた際に感度が変化することが報告されている [4] ~ [6]。また、無負荷（コイルに人体や模擬人体を挿入していない状態）のコイルにおいて、リング状導体（エンドリング）を支持する棒状導体（エレメント）を増やすことで、コイル内に均一な磁界が得られることが知られている [10]。更に、近年では、人体内部の SAR を抑制するために、バードケージコイルに存在するギャップに集中する電界をガードリングで覆いシールドする方法 [11] や、実験的に、コイルのどの部分に高い SAR が生じるかということを確認するための方法についても検討が行われている [12]。

前述のとおり、無負荷のバードケージコイルを用いて、エレメント本数による磁界の均一性についての議論はされている。しかしながら、有負荷（コイル内に人体や模擬人体が入った状態）のコイルにおいて、バードケージコイルのエレメントを増やすことによる磁界の均一性と SAR との関係について明確にした文献は筆者らが知る限り見当たらない。一方、24 本のエレメントを有するバードケージコイル内に数値人体モデルを配置して、1.5, 3.0 T の静磁界強度で動作させた場合における、体内の磁界分布と SAR が数値解析により検討されている。その解析結果より、磁界の均一性は数値人体モデルの組織構造に依存し、更に、高周波化によってその均一性が劣化することが明らかになっている [13]。一般に、数値人体モデルを用いた検討では、実使用状況を考慮した検討が可能であるものの、物理的な現象を把握し難いという欠点がある。したがって、有負荷時のバードケージコイルのエレメント本数による磁界分布の均一性と SAR の関係を把握するために、人体を楕円柱や円柱形状などの幾何学的構造の生体等価電磁ファントム（人体の電気的特性を模擬した擬似生体）として、検討を行うことが望ましい。そこで本論文では、8, 16, 24, 32 本のエレ

ントを有するハイパス型バードケージコイルを、1.5, 2.0, 3.0 T の静磁界強度に対応する周波数で共振するように設計し、コイル内に円柱型の生体等価電磁ファントムを挿入して、FDTD（Finite Difference Time Domain）法を用いて、コイル内部における電磁界分布を計算した。そして、得られた界分布より、ファントム内の磁界の均一性と SAR の関係について検討を行った。

2. バードケージコイル

MRI システムにおいて、被検体より放出される 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。

$$f = B_0 \gamma \quad (1)$$

ここで、 f は被検体に照射する電磁波の周波数 [Hz]、 γ は核磁気回転比と呼ばれる原子核スピンの固有の定数 [Hz/T]、 B_0 は印加する静磁界強度（慣例で磁束密度で示す）[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 であるから、本論文で取り上げる 1.5, 2.0, 3.0 T の静磁界強度における電磁波の周波数は、64.0, 85.3, 128.0 MHz に対応する。

2.1 バードケージコイルの構造

バードケージコイルは、二つのエンドリングを複数本のエレメントで支持する構造である。本論文では、有負荷の場合で、コイルのエレメントの本数を 8, 16, 24, 32 本と増やすことにより、均一な磁界分布が得られるか検討を行う。図 1 に、一例として 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。本コイルは、胴体を撮像するのに十分な大きさを確保するため、文献 [13], [14] を参考に直径を 600 mm、長さを 700 mm とした。一方、外側の RF シールドは、アンテナの感度がシールドの寸法に依存することを考慮して [4] ~ [6]、直径を 760 mm、長さを 1,260 mm の円筒型導体とした。なお、FDTD 解析での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。

2.2 コイルの静電容量

バードケージコイルは、エンドリングかエレメントの一方、またはその両方にギャップを設け、その部分に

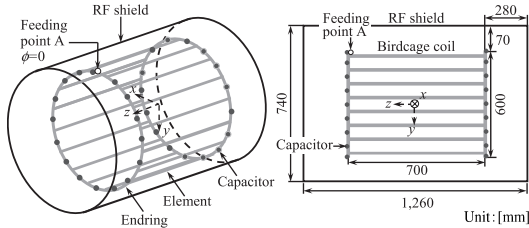


図 1 円筒シールド内のバードケージコイル

Fig. 1 Birdcage coil inside conducting shield of circular cylinder.

表 1 各モデルにおけるコンデンサの容量

Table 1 Capacitance of each model at resonant frequency.

	Electrostatic capacitance [pF]		
	64.0 MHz	85.3 MHz	128.0 MHz
8-element	16.47	7.97	1.07
16-element	43.76	23.08	7.59
24-element	71.58	38.43	13.86
32-element	99.52	53.60	19.85

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、コイルの給電点周辺を拡大した図を示す。本論文では、等間隔に配置されたエレメント間のエンドリング上に、コンデンサを装荷することで、動作周波数を調節するハイパス型バードケージコイルを用いた。エレメントの本数は、8, 16, 24, 32 本であるので、各モデルにおいて装荷するコンデンサの数は、それぞれ 16, 32, 48, 64 個である。各モデルにおいて、1.5 T (64.0 MHz), 2.0 T (85.3 MHz), 3.0 T (128.0 MHz) 用 MRI システムで動作すべく、The Pennsylvania State University より提供されている Birdcage Builder [15] を用いて算出されたハイパス型バードケージコイルのコンデンサの静電容量をもとに、入力特性について検討を行った。

表 1 に、各共振周波数になるように調節した結果、得られたコンデンサの静電容量を示す。本研究では、図 2 に示すように、コンデンサの一つに平行に配置された給電点にガウスパルス電圧を励振し、その後、給電点での電圧と電流の時間波形をフーリエ変換して、コイルの入力インピーダンスを算出した。ここで、キャピ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いうことが知られている。したがって、これを解消する方法として、時間窓としてハニング窓を適用した [16]。

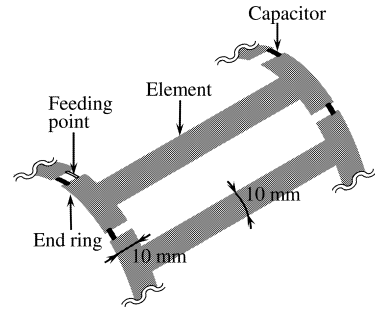


図 2 コイルの給電点を含む拡大図

Fig. 2 Enlarged view around the feeding point.

3. 数値解析手法

本論文では、エレメントの本数を増やすことによる、コイルに挿入したファントム内部における磁界分布の均一性と SAR の関係について検討を行う。まず、FDTD 法 [17], [18] により、給電点に各周波数の正弦波電圧を励振して、コイル内外の電磁界分布が定常状態に達するまで逐次計算する。そして、得られた電界分布をもとに式 (2) により、SAR 分布を算出する。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 [19]。

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

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。

3.1 数値解析モデル

図 3 に、一例として、数値解析に使用した 16 エレメントのバードケージコイル内に筋肉等価電磁ファントムを配置した数値解析モデルを、図 4 に、各エレメント本数における解析モデルの断面図 (エンドリング上) を示す。これまでの研究により、頭部や全身の数値人体モデルを用いて、磁界の均一性に関する議論がいくつか報告されている [13], [21]。しかしながら、本論文では、コイルの磁界分布の均一性と SAR 分布の基礎的な性質を把握するために、各エレメントからの距離が一樣な円柱ファントムを採用した。ファントム形状は、文献調査により、胴体を円柱形状で模擬したファントムの寸法を参考に、直径を 300 mm とし、高さは日本人成人男性の平均身長 [22] を想定して、1,700 mm とした。なお、表 2 に、解析に使用した各

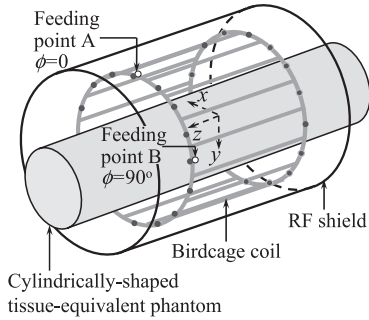


図 3 16 エLEMENTを有するバードケージコイル内に円柱ファントムを配置した際の解析モデル
 Fig. 3 Numerical calculation model of birdcage coil having 16-element within cylindrical phantom.

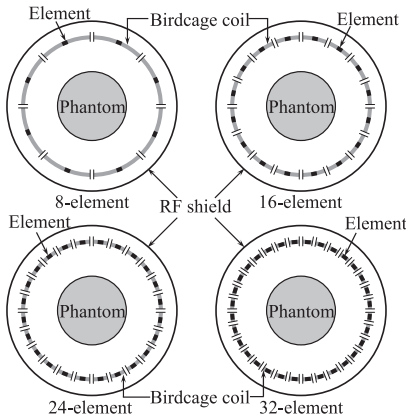


図 4 円筒シールド内のバードケージコイル
 Fig. 4 Birdcage coil inside conducting shield of circular cylinder.

周波数の電気定数と密度を示す [20].

FDTD 解析における解析領域の大きさは、 x 方向：1,180 mm、 y 方向：1,180 mm、 z 方向：1,840 mm とした。また、解析領域内の格子は、 x, y 方向に関しては、RF シールドを含むバードケージコイルの内側においては細かく、それから離れるにつれて格子サイズを粗くする不均一格子を用いた。ここで、 x, y 方向の最小格子サイズは 2.0 mm であり、最大格子サイズは 5.6 mm である。また、 z 方向については、2.0 mm の均一格子とした。表 3 に、FDTD 解析に使用した計算条件を示す。なお、頭部用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と 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 [12].

表 2 円柱ファントムの物性定数

Table 2 Physical properties of cylindrical phantom.

	Relative permittivity ϵ_r	Conductivity σ [S/m]	Density ρ [kg/m ³]
64.0 MHz	71.98	0.71	1,040
85.3 MHz	67.97	0.72	1,040
128.0 MHz	63.90	0.74	1,040

表 3 FDTD 解析条件

Table 3 Parameters for FDTD calculations.

Cell size [mm] (Minimum)	$\Delta x, \Delta y$ Δz	2.0, 2.0 2.0 (const.)
Cell size [mm] (Maximum)	$\Delta x, \Delta y$ Δz	5.6, 5.6 2.0 (const.)
Analytical space $x \times y \times z$ [cell]		470 × 470 × 920
Time step [ps]		3.8
Absorbing boundary condition		PML (8 layers)

3.2 給電方法

コイル内部の電磁界分布を求める際に、給電点は、図 3 に示すように、互いに直交するように二つ設け、その直交する 2 方向から時間的に 90° 位相をずらし給電する (円偏波給電) 方式を用いた。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、コイル中心での感度も高いため、MR 撮像の際には、有効な給電方法であることが知られている [23].

4. 計算結果

本論文では、各ケースにおける磁界分布と SAR 分布を定量的に比較するために、コイル中心の磁界強度が 1.0 μ T になるように、それぞれの分布を規格化した。一般に、無線通信機器の SAR 評価の際には、その機器から放射される電力または、機器に入力する電力で SAR を規格化する。しかしながら、ここで対象としている MRI システムでは、体内において、ある一定レベル以上の磁界強度となるように、コイルから被検体に対して電磁波を照射することが重要である。なお、コイル中心の磁界強度を 1.0 μ T とするのに要する放射電力は、エレメントの本数によりわずかに変動するものの、64.0 MHz では約 20 W、85.3 MHz では約 30 W、128.0 MHz では約 47 W であった。

4.1 磁界分布

図 5~図 7 に、各エレメント本数を有するコイルの 64.0、85.3、128.0 MHz における磁界強度分布を示す。同図 (a) の観測面は、解析領域中心を座標原点とした場合の z 軸の中心 ($z = 0$) を通る x - y 面である。同図 (b) は、上記の観測面内の $y = 0$ における x 軸上の

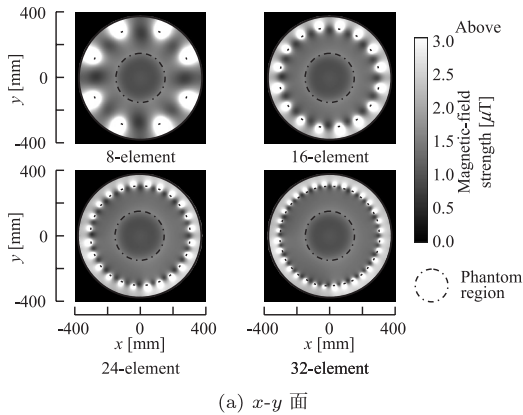
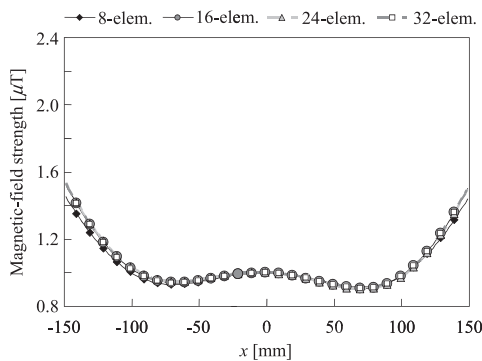
(a) x - y 面(b) ファントム内 x 軸上における磁界強度

図 5 磁界強度分布 (64.0 MHz)

Fig. 5 Magnetic-field strength distribution at 64.0 MHz.

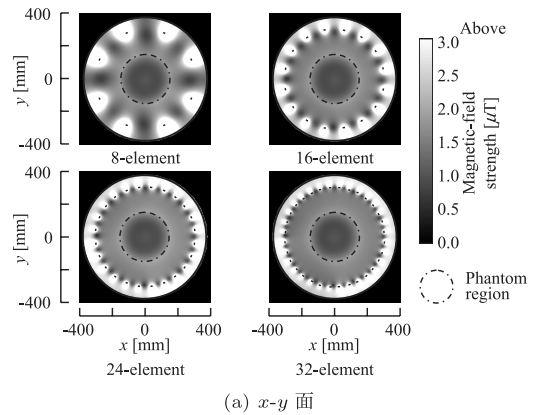
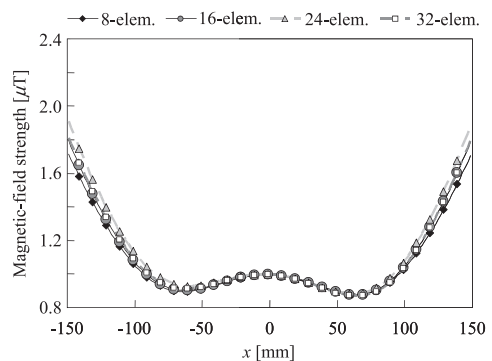
(a) x - y 面(b) ファントム内 x 軸上における磁界強度

図 6 磁界強度分布 (85.3 MHz)

Fig. 6 Magnetic-field strength distribution at 85.3 MHz.

ファントム領域内磁界強度である。磁界分布で最も強いのは、シールドの内側にあるエレメントが配置されている領域であることが分かる。更にエレメントを増やすことにより、等間隔に配置されたエレメント間の磁界分布が均一になっていることが見て取れる。これまで、無負荷でのエレメントの本数を増やすことによる磁界分布の均一性評価については報告されているものの [10]、ファントムを配置した状態での解析例は筆者らが文献調査した限りでは見当たらない。

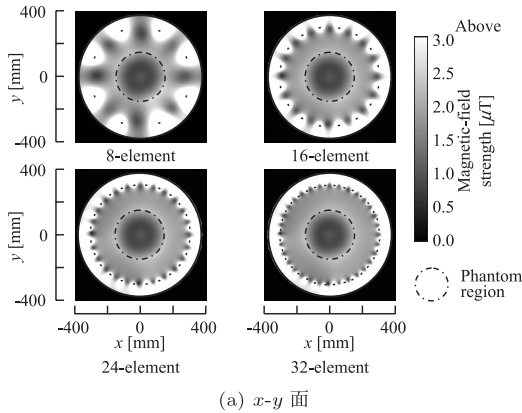
そこで本論文では、その内側にあるコイル内のファントム領域での均一性について着目する。図 5 (a), 6 (a), 7 (a) の円柱ファントムの領域（一点鎖線で示した領域内）を比較すると、64.0 MHz における磁界分布は、85.3, 128.0 MHz の分布よりも均一になっていることが分かる。この傾向は、図 5 (b), 図 6 (b), 7 (b) を見ても、64.0 MHz の磁界分布が、他の周波数よりも均一であることが分かる。これは、アンテナから照射される電磁波によってファントム内に電流が誘

起され、その電流が不均一な磁界を生成するためである。また、使用する周波数が高くなるほどファントムでの表皮効果が強くなるため、ファントム深部に電磁波が伝搬しにくくなっていることが考えられる。

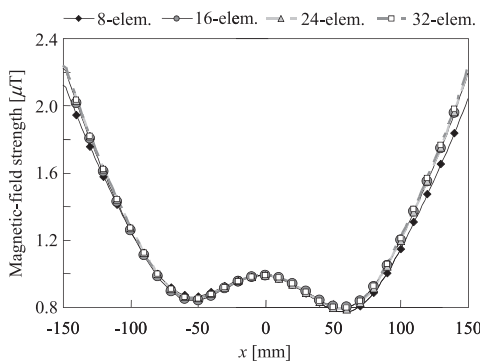
一方、ファントムの中心部分（図 5 (b), 6 (b), 7 (b) の $-50 < x < 50$ mm）の磁界強度に注目すると、中心部分では磁界が比較的強いものの、その周り（図 5 (b), 6 (b), 7 (b) の $x = \pm 50$ mm）では中心よりもわずかにレベルが低くなっていることが分かる。これは、生体内部電流が作る磁界の寄与による影響であることが考えられる [24]。また、エレメントを増やしたことによるファントム内の磁界分布の均一性についてはあまり差が見られないことが分かる。

4.2 磁界分布の均一性評価

観測面内のファントム領域における磁界分布の均一度を定量的に評価するために、観測面内のファントム領域内の磁界強度の平均値からのばらつきと、ファントム領域内の磁界強度最大値と最小値のばらつきを式



(a) x - y 面



(b) ファントム内 x 軸上における磁界強度

図 7 磁界強度分布 (128.0 MHz)

Fig. 7 Magnetic field strength distribution at 128.0 MHz.

(3), (4) より求めた [25].

$$\delta_{ave} = \frac{1}{SB_{1ave}} \iint_S |B_1 - B_{1ave}| dS \quad (3)$$

$$\delta_{max} = \frac{|B_{1max} - B_{1min}|}{B_{1ave}} \quad (4)$$

ここで, S : 観測面内の円柱ファントム内の面積 [m^2], B_{1ave} : 観測面内の円柱ファントム領域における平均磁界強度 [T], B_{1max} , B_{1min} は観測面内の円柱ファントム領域における磁界強度の最大値と最小値 [T] である.

式 (3) より平均値からのばらつきを求めたところ, エレメントの本数によるファントム領域内のばらつきに変動はほとんどなかった. この平均値からのばらつきは, 64.0 MHz では 15%, 85.3 MHz では 21%, 128.0 MHz では 29% であり, 周波数が高くなるにつれて変動が大きくなることが分かった. 図 8 に式 (4) より求めた最大値と最小値の差異によるばらつきを示す.

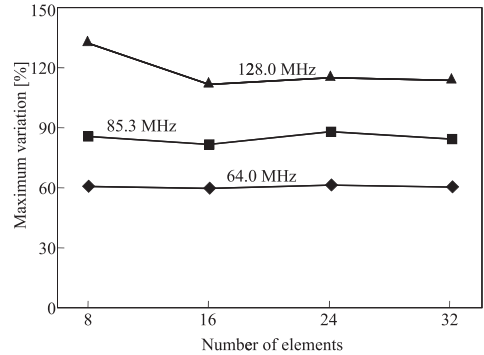


図 8 ファントム内における磁界強度の最大値と最小値のばらつき

Fig. 8 Variation between maximum and minimum value of magnetic-field strength inside the phantom.

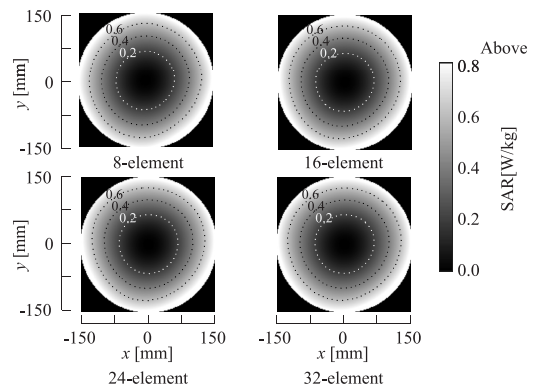


図 9 SAR 分布 (64.0 MHz)

Fig. 9 SAR distributions at 64.0 MHz.

図 8 より, 平均値からのばらつきと比べて, 最大と最小値の差異によるばらつきは大きく, その値は 64.0 MHz では約 60%, 85.3 MHz では約 85%, 128.0 MHz では約 120% であった. これら結果より, ファントム領域内では, 周波数が高くなることによって, 磁界分布にばらつきが生じることが確認できた. また, 128 MHz における結果を除いては, エレメントの本数の変化によるばらつきはほとんどなく, エレメントの本数によらず均一な磁界強度が保たれていることが分かった.

4.3 SAR 分布

MRI 利用時の被検体の安全性は, 全身平均と局所 SAR で評価される [19]. 本研究のように RF シールドで覆われているコイルの場合では, 電磁波エネルギーの大部分は人体に吸収されるため [9], 全身平均 SAR は, 被検体に照射された電力と体重から概算することができる. 前述のとおり, $1.0 \mu T$ とするのに要する

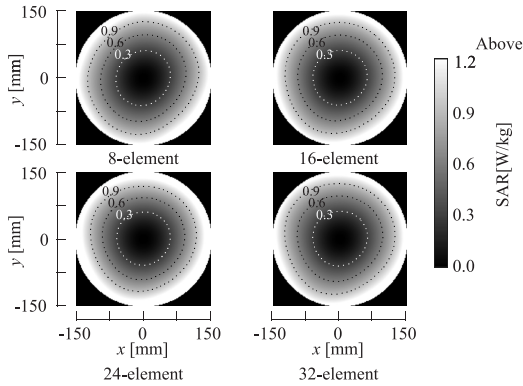


図 10 SAR 分布 (85.3 MHz)
Fig. 10 SAR distributions at 85.3 MHz.

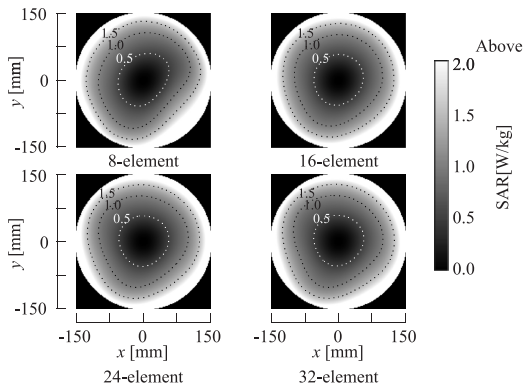


図 11 SAR 分布 (128.0 MHz)
Fig. 11 SAR distributions at 128.0 MHz.

放射電力は、周波数によって変化するものの、エレメントの本数によらないため、エレメントの本数による全身平均 SAR の変動もほとんどない。また、近年の MRI システムは、高磁場化に伴う電磁波の高周波化の傾向にあり、それにより局所的に SAR が高くなるのが考えられる [2]。したがって、局所的な SAR の低減を検討する際には、どの部分が高くなるか詳細に把握することが重要である。そこで、本論文では、コイルのエレメント本数の変化が、ファントム内の磁界分布の均一性と局所 SAR に与える影響について注目する。

図 9～図 11 に、64.0、85.3、128.0 MHz で設計した各解析モデルの座標軸の中心 ($z = 0$) で観測した x - y 面における SAR 分布を示す。図 9～図 11 より、分布の形状はほぼドーナツ状になっていることが見て取れる。また、SAR 分布の傾向は、前述の磁界強度分布の結果とは異なり、ファントム深部ほど SAR が低いこ

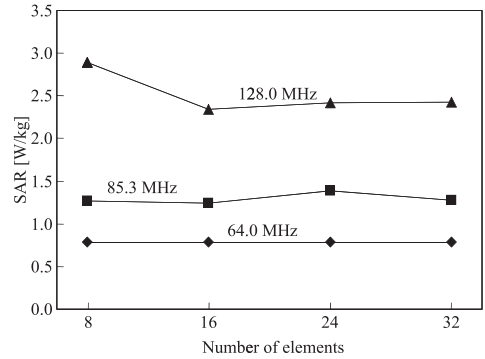


図 12 エレメント本数の変化による 10 g 平均 SAR の変化
Fig. 12 Variation of peak 10g-averaged SAR by changing number of elements.

とが確認できる。また、周波数が高くなるほど、ファントム表面における SAR が高いことも分かる。次に、ファントム内の任意組織を 10 g で平均した際の 10 g 平均 SAR を求めた。図 12 に、10 g 平均 SAR の最大値を示す。本論文では、10 g 平均 SAR の算出方法として、任意の組織が 10 g になるように立方体で平均化する手法 [26] を用いて、立方体中の空気量は 5%以内とした。図 12 の 64.0 MHz と 85.3 MHz の 10 g 平均 SAR のピーク値において、エレメントの本数を変えてもそれほど変化していない。一方、128.0 MHz における 10 g 平均 SAR のピーク値については、8 エレメントで最大となり、他のエレメント本数と比べて、1.2 倍程度高い値を示すことが分かった。また、前述の図 8 と図 12 の分布を比べると、分布の傾向が一致していることが分かった。これは、エレメントに流れる電流によって作り出される磁界が、高周波化によって、より局所的に生じたことにより、SAR が高くなったと考えられる。

5. むすび

本論文では、エレメントの本数を変化させた際の MRI 用アンテナの磁界の均一性と SAR 分布の関係を明らかにするために、パードケージコイル内に円柱ファントムを配置した解析モデルを用いて、FDTD 法によりコイル内部の電磁界分布を計算した。エレメントの本数を変えても磁界の均一度に関してはそれほど差は見られなかったものの、動作周波数が 128 MHz のコイルにおいてファントム表面に生じる局所 SAR には、エレメント本数が少ない場合には、高くなる傾

向にあった。これまでに、無負荷状態でエレメント本数を増やすことでコイル内部に均一な磁界の生成に有意であるという結果が報告されていたものの、コイル内にファントムを配置した場合には、3.0 T 用のコイルを除いて、エレメント本数によるファントム内の磁界の均一度に大きな変化はなかった。10 g 平均 SAR に注目した場合には、特に 3.0 T で動作するコイルのエレメント本数が 8 本で最も高くなる傾向にあることが明らかになった。したがって、本論文に使用したコイルやファントムの寸法においては、SAR と磁界の均一性を考慮した場合、16 本以上のエレメントを有するバードケージコイルが MR 撮像には有意であることが明らかになった。

今回、計算に使用したコイルは基本的な構造の MRI 用アンテナであるため、実際の臨床に使用されている他のコイルを設計するにも、有益なデータであると考えられる。今後は、本研究によって得られたデータをもとに、低 SAR 化を目的とした MRI 用アンテナについて検討する予定である。

謝辞 本論文を執筆するにあたり、MRI 用コイルに関して技術的な御意見を頂いた独立行政法人放射線医学総合研究所の池平博夫氏に感謝致します。なお、本研究の一部は、平成 20 年度文部科学省科学研究費補助金（若手研究（B）課題番号 207600218）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, 東京, 2001.
- [2] 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,” 日放技学誌, vol.64, no.12, pp.1575–1599, Dec. 2008.
- [3] M. Fujita, M. Higuchi, H. Tsuboi, H. Tanaka, and T. Misaki, “Design of the RF antenna for MRI,” IEEE Trans. Magn., vol.26, no.2, pp.901–904, March 1990.
- [4] 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 1.5 T,” J. Magn. Res., vol.63, pp.622–628, 1985.
- [5] 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.
- [6] C.M. Collins, S. Li, Q.X. Yang, and M.B. Smith, “A method for accurate calculation of B_1 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.
- [7] Q. Chen, K. Sawaya, S. Adachi, H. Ochi, and E. Yamamoto, “Analysis of MRI slotted tube resonator having a shield of conducting circular cylinder,” IEICE Trans. Commun., vol.E76-B, no.5, pp.553–560, May 1993.
- [8] J.T. Vaughan, H.P. Hetherington, J.O. Otu, J.W. Pan, and G.M. Pohost “High frequency volume coils for clinical NMR imaging and spectroscopy,” Magn. Reson. Med., vol.32, no.2, pp.206–218, 1994.
- [9] B.A. Baertlein, Ö. Özbay, T. Ibrahim, R. Lee, Y. Yu, A. Kangarlu, and P.-M.L. Robitaille, “Theoretical model for an MRI radio frequency resonator,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.47, no.4, pp.535–546, April 2000.
- [10] R. Pascone, T. Vullo, A. Tankhiwale, and P.T. Cahill, “Performance comparison of 8, 16 and 32 column RF birdcage resonators,” Proc. IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, vol.2, pp.1136–1140, Oct. 1995.
- [11] 陳 強, 澤谷邦男, 安達三郎, “MRI 用 RF アンテナの電界成分の抑制,” 信学技報, EMCJ95-80, Jan. 1996.
- [12] T. Kawamura, K. Saito, S. Kikuchi, M. Takahashi, K. Ito, and H. Ikehira, “Specific absorption rate measurement 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.
- [13] W. Liu, C.M. Collins, and M.B. Smith, “Calculations of B_1 distribution, specific energy absorption rate, and intrinsic signal-to-noise ratio for a body-size birdcage coil loaded with different human subjects at 64 and 128 MHz,” Appl. Magn. Reson., vol.29, pp.5–18, 2005.
- [14] S. Kikuchi, K. Saito, M. Takahashi, K. Ito, and H. Ikehira, “SAR computation inside fetus by RF coil during MR imaging employing realistic numerical pregnant woman model,” IEICE Trans. Commun., vol.E92-B, no.2, pp.431–439, Feb. 2009.
- [15] C.L. Chin, C.M. Collins, S. Li, B.J. Dardzinski, and M.B. Smith, Birdcage Builder, version 1.0, Copyright Center for NMR Research, Dept. of Radiology, Penn State University College of Medicine, 1998.
- [16] 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-II), vol. J79-B-II, no.11, pp.917–924, Nov. 1996.
- [17] K.S. Yee, “Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell’s equations in isotropic media,” IEEE Trans. Antennas Propag., vol.14, no.3, pp.302–307, May 1966.
- [18] 宇野 亨, FDTD 法による電磁界解析およびアンテナ解析, コロナ社, 東京, 1998.
- [19] International Electromechanical Commission. International standard, medical equipment-part 2: particular requirements for the safety of magnetic reso-

nance equipment for medical diagnosis, 2nd revision. Geneva: International Electrotechnical Commission 60601-2-33; pp.29-31, 2002.

- [20] C. Gabriel, "Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies," Armstrong Laboratory, Brooks Air Force Technical Report AL/OE-TR-1996-0037, 1996.
- [21] C.M. Collins, S. Li, and M.B. Smith, "SAR and B_1 field distributions in a heterogeneous human head model within a birdcage coil," *Magn. Reson. Med.*, vol.40, no.6, pp.847-856, Dec. 1998.
- [22] 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.
- [23] G.H. Glover, C.E. Hayes, C.N. Pelc, W.A. Edelstein, O.M. Mueller, H.R. Hart, C.J. Hardy, M. O'Donnell, and W.D. Barber, "Comparison of linear and circular polarization for magnetic resonance imaging," *J. Magn. Reson.*, vol.64, pp.255-270, 1985.
- [24] 越智久晃, 山本悦治, 澤谷邦男, 安達三郎, "MRI アンテナに挿入された生体への RF 磁界の浸透性の解析," 信学論 (D-II), vol.J77-D-II, no.9, pp.1902-1909, Sept. 1994.
- [25] J. Jin, *Electromagnetic analysis and design in magnetic resonance imaging*, CRC Press, Boca Raton, 1998.
- [26] *IEEE Recommended Practice for Measurements and Computations of Radio Frequency Electromagnetic Fields with Respect to Human Exposure to Such Fields, 100 kHz-300 GHz*, IEEE Standard C95.3-2002, 2002.

(平成 21 年 5 月 27 日受付, 9 月 11 日再受付)



菊池 悟 (学生員)

平 17 千葉大・工卒。平 19 同大学院博士前期課程了。現在, 同大学院博士後期課程在学中。平 21 日本学術振興会特別研究員。現在, MRI 用アンテナ, 人体と電磁波との相互作用評価, がんの温熱治療用アンテナに関する研究に従事。IEEE, BEMS, 日本ハイパーサーミア学会各会員。



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・フロンティアメディカル工学研究開発センター・助教。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各会員。



高橋 応明 (正員)

平元東北大・工・電気卒。平 6 同大学院博士課程了。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。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・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, RLISA, 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 同大学院修士課程了。同年東工大・工・助手。昭 54 千葉大・工・助手, 平元同助教, 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。現在, IEEE AP-S 論文誌編集委員, Distinguished Lecturer 及び AdCom 委員。IEEE Fellow, AAAS, 映像情報メディア学会, 日本ハイパーサーミア学会, 日本シミュレーション学会各会員。