

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

齊藤 一幸^{†a)} 河村 隆宏^{††} 高橋 応明[†] 伊藤 公一^{††}

Proposition of Improved Birdcage Coil for MRI System with No Lumped Circuit Elements

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

あらまし 現在、我が国においては、静磁場強度が 3 T までの MRI (Magnetic Resonance Imaging) システムが臨床で使用されている。そして更なる画像の高画質化や撮像時間の短縮を実現するために、3 T 以上の高磁場による MR 撮像技術が研究されている。しかしながら、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、NMR (Nuclear Magnetic Resonance) 信号を送受信する RF (Radio Frequency) コイルに装荷されているコンデンサ容量のばらつきや、その耐圧に問題が生じることが考えられる。そこで、本研究では、集中定数素子であるコンデンサを使用しなくても従来の RF コイルと同等の特性が得られるバードケージコイルを提案し、その諸特性について検討した。その結果、提案したコイルは、静磁場強度が 3 T の MRI システムで使用可能であることが示唆された。

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

1. ま え が き

Magnetic Resonance Imaging (MRI) は静磁界・傾斜磁界と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。本システムは、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、“生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] ~ [3] (アンテナとして動作するものの、慣例的に“コイル”と呼ばれている)。NMR 信号の基本周波数は、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場強度に比例して決まる。この基本周波数を f [Hz], 静磁場強度 (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。

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

式 (1) より、静磁場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。

RF コイルは、撮像を行う部位によって様々なものが開発されている [2] ~ [6]。その中で、最も基本的なコイルとして挙げられるのが、主に頭部や胸部などの撮像に使用されるバードケージコイルである [2], [4]。

現在我が国においては、静磁場強度が 3 T までの MRI システムが臨床で使用されており、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 T 以上の高磁場 [7], [8] や高出力の Magnetic Resonance (MR) 撮像技術が研究されている。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。上述のバードケージコイルにおいては、複数個のコンデンサが装荷されるため、それらの容量がばらつき、コイル各部の電流が不均一になることで、コイル内の磁界が不均一になるといった問題が生じることがある。更に、パルス状電磁波の高出力化に伴い、これらのコンデンサに求められる耐圧も高くなる。し

[†] 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

^{††} 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

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

たがって現在は、バードケージコイルを製作する際には、要求される耐圧を満たす複数のコンデンサの中から、特性のそろったコンデンサのみが選別して使用されており、コスト上昇の一因でもある。更に、MRI 装置が今後一層高磁場化される（すなわち、式 (1) より計算される NMR 信号の周波数が上昇する）ことにより、こういった問題はますます深刻になることが予想される。

以上のような理由により、コンデンサを装荷しなくても動作するバードケージコイルが実現できれば、極めて有効である。

コンデンサを使用せず、高周波で使用可能なコイルとして、Transverse electromagnetic (TEM) コイル [6], [9] や、文献 [10] で述べられているコイルなどが挙げられる。ここで TEM コイルは、高磁場におけるコイル内の磁界均一性に優れるとされているものの、その構造は、他の RF コイルよりも複雑である。また、文献 [10] のものは、本論文で提案したコイルと構造が若干類似しており、集中定数素子を装荷しなくてよいものの、その構造上、耐圧がそれほど高くできないといった問題がある。

そこで本論文では、従来から頭部や胸部の撮像に用いられている静磁場強度が 3 T の MRI システムで用いるバードケージコイルの構造を変化させ、作製が容易であり、かつ、コンデンサを使用せずに高周波、高出力でも使用可能なコイルを提案する。まず、Finite-Difference Time-Domain (FDTD) 法 [11], [12] によりコイルの諸特性を算出し、次に、このコイルを試作して諸特性の測定を行い両者の結果を比較した。その結果、提案したコイルが従来のバードケージコイルと同等の性能をもつことが確認できた。

2. 集中定数素子を使用しない RF コイル

2.1 コイルの構造

図 1 (a), (b) に、それぞれ、新たに提案したコンデンサを使用しないコイルと、従来型のバードケージコイルの構造を示す。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 2 (a), (b) には、それぞれのコイルのエンドリングの構造（断面図）を示す。新たに提案したコイルでは、従来型コイルのエンドリング上のギャップに装荷されているコンデンサの代わりに、直径の異なる二つの円をエンドリング上で交互に重ね合

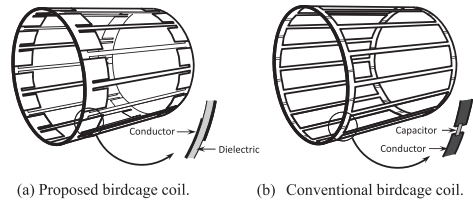


図 1 バードケージコイル
Fig. 1 Birdcage coil.

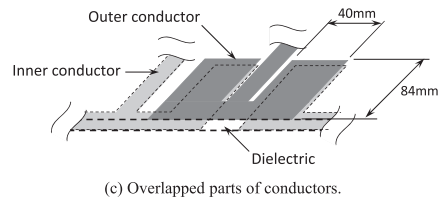
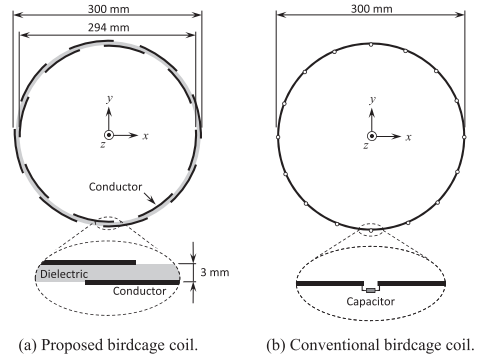


図 2 バードケージコイル（断面図及び導体重なり部分の拡大図）

Fig. 2 Cross-sectional view of birdcage coils and enlarged view of overlapped parts of conductors.

わせ、その間に誘電体を満たす構造とした。本論文では、頭部の撮像を想定して、外円筒の直径を 300 mm、内円筒の直径を 294 mm とした。したがって、外円筒と内円筒の距離、すなわち誘電体厚は 3 mm である。本研究では、外円筒と内円筒の間には、比誘電率 2.3 の誘電体（試作には、アクリルパイプを使用）をすき間なく満たした。本研究では、以下の手順により、導体の重ね合わせで構成されるコンデンサ容量を調節し、式 (1) で示した周波数 f を 127.7 MHz (3 T MRI システムにおける NMR 信号の基本周波数) とした。

まず、新たに開発した改良型のバードケージコイルと通常のパードケージコイルの基本動作は類似していると仮定し、Birdcage Builder [13] というソフトウェアにより、通常のパードケージコイルに装荷すべ

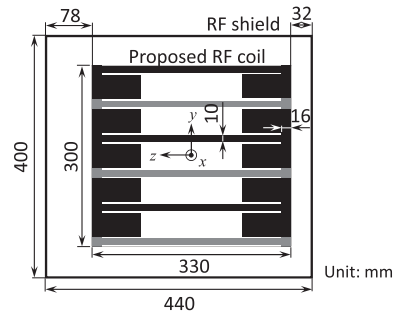
きコンデンサ容量を算出した．このソフトウェアは，Pennsylvania State University より提供されており，バードケージコイルを設計する際に広く使用されている．このソフトウェアでは，バードケージコイルをキャパシタンス・インダクタンスで構成されるはしご形フィルタ回路で置き換え，回路解析により，入力したコイルの直径・エレメントの本数・希望する共振周波数などから，装荷すべきコンデンサ容量を算出する．

次に，新たに開発したコイルを構成する誘電体（ここではアクリルパイプ）の厚さ・比誘電率より，これを使って実現できる並行平板コンデンサ容量が Birdcage Builder で算出されたコンデンサ容量と等しくなるように，導体の重なる部分の面積を決定した．本研究で試作したコイルにおいては，Birdcage Builder で算出されたコンデンサ容量が 20.8 pF であったため，この容量を目安として図 2(c) に示すごとく，40 mm × 84 mm の導体の重なりを設けたところ，目的の周波数で共振させることができた．ここで，アクリルパイプの比誘電率を 2.3，厚さ 3 mm として並行平板コンデンサを構成すると，その容量は 22.8 pF であるので，Birdcage Builder で算出された容量とほぼ等しいことが分かる．なお，Birdcage Builder は，バードケージコイルの設計に広く用いられているフリーソフトウェアであるので，本論文で提案したコイルの設計にこれを使用できることは，有益である．

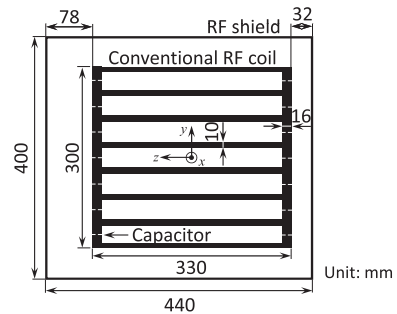
本論文では，比較のため，図 1(b) に示す従来型のバードケージコイルを導入する．このコイルも提案型コイルと同一の周波数で共振するように設計されている．また，参考までに，提案型及び従来型コイルを x 方向から見た構造を図 3 に示す．なお，いずれもコイルの外側に，直径 400 mm，長さ 440 mm の RF シールドを設けた．

2.2 人体頭部モデルと数値計算条件

提案したコイルは人体頭部内を撮像する際に使用することを想定したため，本論文では人体頭部から頸部までを簡略化して，これを円柱として検討を進めた．図 4(a) に，使用した人体頭部モデルを示す．このモデルは直径が 180 mm，長さが 250 mm の円柱で，脳組織と同じ電気定数をもつ均一媒質である．測定で使用した生体等価固体ファントムの電気定数は，3 T MRI 用コイルの基本周波数である 127.7 MHz での目標値 ($\epsilon_r = 63.1$ ， $\sigma = 0.46$ S/m) [14] と誤差 10% 以内であった．この人体頭部モデルをコイルの中心に配置し，コイルの諸特性に関して，数値計算と測定を行った．

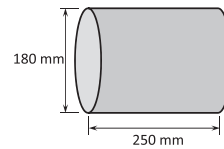


(a) Proposed birdcage coil.

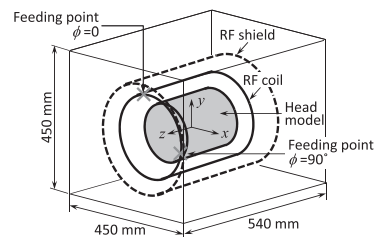


(b) Conventional birdcage coil.

図 3 バードケージコイル（側面図）
Fig. 3 Lateral view of birdcage coils.



(a) Head model.



(b) Calculation model.

図 4 頭部モデル及び数値計算モデル
Fig. 4 Head model and calculation model.

その数値計算モデルを図 4(b) に示す．セルサイズは $\Delta x = \Delta y = 1.0$ mm， $\Delta z = 2.0$ mm，解析領域の大きさは 450 mm × 450 mm × 540 mm，タイムステップは 2.2 ps，吸収境界条件は Perfect Matched Layer (PML) 8 層である．なお，コイル部分のモデル化に

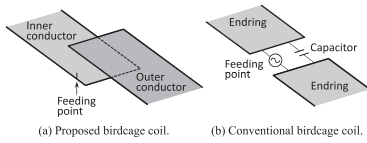


図 5 給電点のモデル化
Fig. 5 Modellings for feeding point.

あたっては、曲面部分に階段近似を適用し、その際には、誘電体厚 3 mm が確実に確保されるよう注意した。本論文では、コイルの $\phi = 0$ と $\phi = 90^\circ$ の位置に図 5 に示すような給電点を設け、そこに、 90° の位相差をつけて給電する円偏波給電方式 [15] により評価を行った。

コイル内の磁界分布を算出する際には、給電点に正弦波電圧を励振した。ここで、解析領域内において定常状態での電磁界分布を求めるため、30 周期分の計算を行った。また、給電点におけるインピーダンスは、1 回微分ガウス形パルス電圧を励振し、この点での電圧・電流波形をフーリエ変換することで算出した。なお、この際には、算出された電流波形に窓関数を適用した [16]。

3. RF コイルの諸特性評価

3.1 入力特性

図 6、図 7 は、それぞれ、新たに提案したコイル及び従来型のコイルにおける給電点での入力インピーダンスと反射係数 (S_{11} [dB]) である。コイルの使用状態を模擬するため、いずれも、人体頭部モデルが挿入された状況で検討を行った。入力インピーダンスにおいては、いずれのコイルも、目標周波数である 127.7 MHz 付近で共振状態に近づくことが分かる。また、双方のコイルともに、この周波数付近で S_{11} が -10 dB 程度である。更に、提案型、従来型ともに計算結果と実測結果がほぼ一致している。以上より、新たに提案したコイルの動作機序は、従来型のコイルとほぼ同様であると考えられる。

更に本論文では、提案型コイルの有用性を示すため、コイルの製作誤差と共振周波数の関係について検討した。もし、提案型コイル作製の際に、図 2(c) に示す導体の重ね合わせ部分の長手方向が 84 ± 1 mm であったとすると、この部分で構成される静電容量は当然のことながら増減する。この静電容量の増減量を Birdcage Builder の入力値に反映させると、コイルの共振周波数のずれは、ただだか 1% 程度であった。実

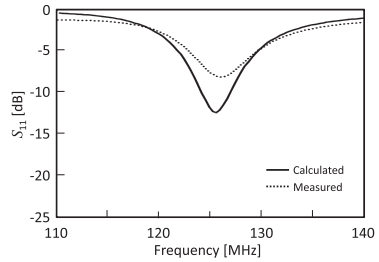
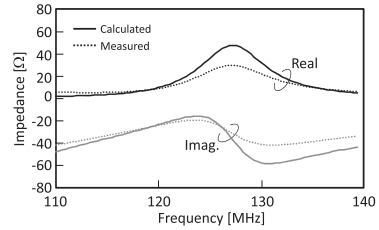


図 6 給電点における入力インピーダンス及び反射係数 (提案型コイル)
Fig. 6 Input impedance and reflection coefficients of proposed coil.

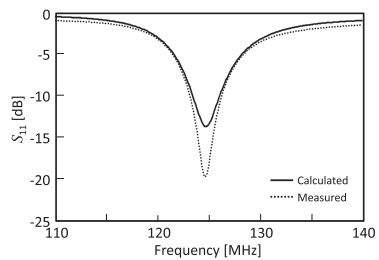
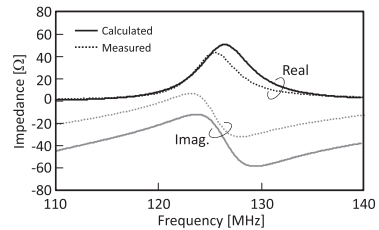


図 7 給電点における入力インピーダンス及び反射係数 (従来型コイル)
Fig. 7 Input impedance and reflection coefficients of conventional coil.

際には、 ± 1 mm もの大きな作製誤差は考えにくいので、共振周波数のずれは、更に小さいと考えられる。

3.2 コイル内の磁界分布計算結果

図 8 に、新たに提案したコイルと、従来型のバードケージコイル内の磁界強度分布をそれぞれ示す。ここで、磁界強度分布の観測面は、 $z = 0$ の xy 面、すなわちコイル中心における横断面である。通常の MR 撮像

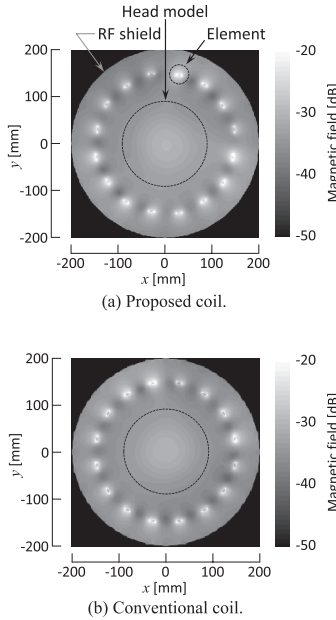


図 8 磁界強度分布

Fig. 8 Magnetic field distributions.

では、撮像対象部位がコイルの中心付近に位置するようにコイルを配置するため、コイル中心部での磁界強度分布の均一性は重要であると考えられる。なお、磁界強度分布は従来のコイル内の最大値を 0 dB とし規格化して示した。また、給電周波数は、頭部モデル挿入時に S_{11} が最小値をとる周波数とした。これらの結果より、磁界強度分布が若干変わったものの、新たに提案したコイル内の頭部モデルの領域において、従来のコイルと同等の磁界均一性が得られていることが分かる。本論文では更に、コイル内の磁界分布均一性を定量的に検討するために、式 (2) に示す指標 δ_{ave} [2] を導入する。この指標は、検討する面内での平均磁界強度から各点の磁界強度のずれを積算したもので、 S : 観測領域の面積 [m^2], H : 観測面内各点での磁界強度 [A/m], H_{ave} : 観測面内での平均磁界強度 [A/m] である。この δ_{ave} が小さいほどコイル内の磁界分布が均一であるといえる。

$$\delta_{ave} = \frac{1}{SH_{ave}} \iint_S |H - H_{ave}| dS \quad (2)$$

上記の指標によると、従来型のバードケージコイルでは $\delta_{ave} = 0.123$ であり、新たに提案したコイルでは $\delta_{ave} = 0.159$ であった。新たに提案したコイルの方が若干値が大きいものの、図 8 の磁界分布からも観測で

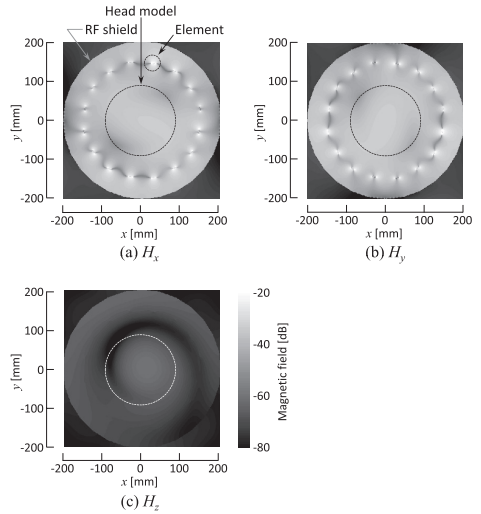


図 9 各成分ごとの磁界強度分布

Fig. 9 Magnetic field distributions by component.

きるように、その均一度は、実用的に問題ないレベルであると考えている。

次に、新たに提案したコイル内の磁界強度分布（観測面は図 8 と同一）を x, y, z 方向の成分ごとに表した分布を図 9 に示す。これより、撮像時に不要な z 方向（コイル軸方向）の成分が x, y 方向に比べて非常に小さく、MRI 用のコイルとして正常に動作していることを確認した。また、 x, y 成分は、2.2 で説明した円偏波給電方式に起因する空間的に 90° ずれた分布が観測された。このような分布は、通常のバードケージコイルでも観測されることであり、本論文で提案したコイルに固有のものでなく、また、図 8 にて示される全成分を合成した磁界分布は、人体頭部モデル内においてほぼ均一であることから、提案したコイルが MR 撮像に使用可能なコイルであると考えられる。

3.3 コイル内磁界分布の測定

本論文では、更に、コイル内の人体頭部モデルの領域において磁界強度分布測定を行った。図 10 に、磁界強度分布の測定系を示す。ここでは、2.2 にて説明した人体頭部モデルと同一の電気定数をもつジェル状の生体等価ファントムをアクリル製の容器に満たしたものをコイルの中心に配置した。この中に、XY ステージに固定した直径 5 mm のシールドループプローブ [17] を挿入し、スペクトルアナライザにてプローブに誘起される電圧を測定した。表 1 に、測定機器の詳細を示す。なお本研究では、シールドループプローブ

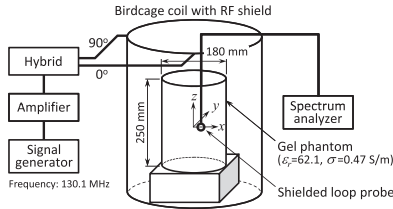


図 10 磁界強度分布の測定系

Fig. 10 Setup for measurement of magnetic field distribution.

表 1 磁界強度分布測定に使用した機器

Table 1 Devices for measurement of magnetic field distribution.

機器	メーカー	型番
信号発生器	Hewlett Packard	8657B
電力増幅器	Kalmus	LA100UF-CE
スペクトルアナライザ	Agilent Technologies	E4403B

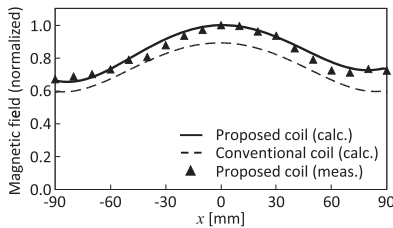


図 11 磁界強度分布の測定結果

Fig. 11 Measured magnetic field distributions.

の向きを変化させることで、磁界の x, y 方向成分を測定し、その大きさを算出した。また、磁界の z 成分は、図 9 より分かるように、 x, y 方向成分に比較して十分に小さいことから、測定においては無視した。

図 11 に、磁界強度分布測定結果を示す。ここで、磁界強度分布の測定範囲は頭部モデル中心（すなわち、 $y = z = 0$ ）における $-90 \text{ mm} \leq x \leq 90 \text{ mm}$ の範囲であり、最大値で規格化した。また、同じ位置での磁界強度分布計算結果も併せて示す。更に、比較のため、従来のコイルでの磁界強度分布計算結果も併せて示す。この結果より、新たに提案したコイルにおいて、実測値と計算値は良好に一致することが分かる。また、 $x = 0$ 付近でのピーク値は、提案型コイルの方が従来型コイルよりも 10% 程度高いことが分かる。これは、図 3 (a) より分かるように、提案型コイルでは、実質的にエンドリングの幅が広がったことでその端部が磁界観測面に近づいたため、ここを流れる電流が磁界分布に影響を与えたためであると考えられる。

4. むすび

本研究では、集中定数素子であるコンデンサを使用せずに、高周波、高出力においてもコイル内に均一な磁界分布を生成できる静磁場強度が 3 T の MRI システム用バードケージコイルを提案した。この新たに提案したコイルの諸特性を数値計算及び実測の両面から検討したところ、目的の周波数で共振が得られ、また、従来のコイルと同等の磁界均一性が得られることが確認できた。また、提案したコイルについて、その製作誤差と共振周波数の関係を検討したところ、例えば、導体重なり部分における 1 mm もの寸法誤差に対しても、共振周波数のずれはたかだか 1% 程度であることが分かった。以上より、本コイルは、MR 撮像用として有用であると考えられる。今後は、コンデンサ容量のばらつきや耐圧などがより顕著に影響する 3 T 以上の高磁場で使用可能なコイルについて、本論文で示した手法により開発を行う予定である。

謝辞 本研究の一部は、科学研究費補助金若手研究 (B) (課題番号 20760218) により行われた。本論文を執筆するにあたり御協力頂いた千葉大学大学院工学研究科の菅良太郎氏に感謝致します。

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] 伊藤公一, “医療に貢献するアンテナ技術,” 信学論 (B), vol. J89-B, no.9, pp.1558–1568, Sept. 2006.
- [4] 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, May 1998.
- [5] 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.
- [6] T.S. Ibrahim and R. Lee, “Evaluation of MRI RF probes utilizing infrared sensors,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.53, no.5, pp.963–967, May 2006.
- [7] 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.
- [8] T.S. Ibrahim, “A numerical analysis of radiofrequency power requirements in magnetic resonance imaging experiments,” IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol.52, no.8, pp.1999–2003, Aug. 2004.
- [9] J.T. Vaughan, H.P. Hetherington, J.O. Otu, J.W.

- Pan, and J.M. Pohost, "High frequency volume coils for clinical NMR imaging and spectroscopy," *Magn. Reson. Med.*, vol.32, pp.206-218, Aug. 1994.
- [10] 田村 充, "7-T ^{13}C 測定用 2 重照射ボリュウムコイルの R&D 経過報告," 放射線医学総合研究所分子イメージング研究センター編研究用 MRI 利用平成 16 年度実績報告, pp.38-41, April 2007.
- [11] K.S. Yee, "Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equation in isotropic media," *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol.AP-14, no.3, pp.302-307, May 1966.
- [12] 宇野 亨, FDTD 法による電磁界およびアンテナ解析, コロナ社, 1998.
- [13] 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. Radiology, Pennsylvania State University College of Medicine, 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] 越智久晃, 山本悦治, 澤谷邦男, 安達三郎, "人体モデルを挿入した MRI アンテナの特性解析," 信学論 (B-II), vol.J76-B-II, no.4, pp.253-259, April 1993.
- [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] 電子情報通信学会 (編), アンテナ工学ハンドブック (第 2 版), オーム社, 2008.

(平成 22 年 5 月 11 日受付, 8 月 17 日再受付)



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・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各会員。



河村 隆宏

平 22 千葉大大学院博士前期課程了。同年 (株) 島津製作所入社。在学中, MR 撮像用 RF コイルに関する研究に従事。



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・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, RLSEA, 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, 平元同助教授, 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 論文誌編集委員及び Distinguished Lecturer。IEEE Fellow, AAAS, BEMS, 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等各会員。