

# MRI用RF照射技術開発における 電磁界シミュレーション

Electromagnetic Simulation for Developing RF Transmission Technique in MRI

金子 幸生 Yukio Kaneko  
越智 久晃 Hisaaki Ochi

関 悠介 Yusuke Seki

株式会社日立製作所 研究開発グループ

近年のMRI(Magnetic Resonance Imaging：磁気共鳴撮像)装置において、高磁場化が開発要素の1つとなっている。1.5テスラ(T)から3Tといった高磁場化に伴い、RF(Radio Frequency：ラジオ波)照射によって生成される回転磁界( $B_1^+$ )の空間分布の不均一が課題とされている。また、生体内におけるRF吸収量を表すSAR(Specific Absorption Rate：比吸収率)に関する安全性検討も重要課題である。本稿では、RF照射技術開発において将来の可能性を探索するにあたり、これまでわれわれが電磁界シミュレーションを用いて行ってきた解析結果の一部を紹介する。

Recently, strengthening the static magnetic field in MRI (Magnetic Resonance Imaging) is one of the R&D components. The spatial inhomogeneity of the rotating magnetic field ( $B_1^+$ ) generated by the RF (Radio Frequency) irradiation becomes a problem, as the magnetic strength increases from 1.5T to 3T. SAR (Specific Absorption Rate), which represents the RF absorption energy in human body, is also the important index for the MR safety. We introduce the results of electromagnetic simulation which we have conducted for considering the future potential of RF transmission technique.

**Key Words:** Magnetic Resonance Imaging, Radio Frequency,  $B_1^+$  Inhomogeneity, Specific Absorption Rate, Electromagnetic Simulation

## 1. はじめに

近年のMRI装置において、高磁場化が開発要素の1つとなっている。1.5Tから3Tといった高磁場化に伴い、使用するRFの周波数が高くなり、波長が短くなる。そして、3Tでは腹部のスケールと波長が同程度のスケールとなるため、1.5Tと比べて、RF照射によって生成される回転磁界 $B_1^+$ の空間分布の不均一が生じやすい。また、生体内におけるRF吸収量を表すSARについては、RFの周波数が高くなるほど、SARが高くなりやすいといった課題がある。特に、生体内でのSAR分布については、計測することが困難とされており、電磁界シミュレーションによる解析が重要視されている。現在、われわれの研究グループは、回転磁界 $B_1^+$ およびSARのシミュレーションを行い、 $B_1^+$ 不均一低減技術開発や、SARに

関する安全性検討を行っている。本稿では、RF照射技術開発において、これまで行ってきた電磁界シミュレーションについていくつか紹介する。なお、本報告の内容は、将来の可能性の探索を目的として得られた結果の例である。

## 2. 電磁界シミュレーションによる回転磁界およびSARの算出

Maxwell方程式を解くことによって、電界 $E$ および磁界 $H$ の3次元分布を取得することができる。われわれは、モーメント法とインピーダンス法を用いた自社開発のシミュレーションソフト<sup>1)</sup>のほかに、FDTD(Finite Difference Time Domain)法

やFIT(Finite Integration Technique)法による3次元電磁界シミュレーションが可能な市販ソフトを用いて電磁界解析を進めている。本稿3.以降で、Remcom社のxFDTDおよびComputer Simulation Technology(CST)社のMW Studioを用いて、回転磁界 $B_1^+$ およびSARについて解析した例を紹介する。

ここでははじめに、回転磁界 $B_1^+$ について考える。まず、磁束密度 $B$ は、磁界 $H$ を用いて次式のように表される。

$$B = \mu H \cdots(1)$$

なお、 $\mu$ は透磁率を示す。ここで、MRIにおいて核磁気共鳴現象に寄与する、 $z$ 軸(トンネル型MRIの場合、被験者の体軸)周りの回転磁界を考える際、回転磁界( $B_1^+$ 、 $B_1^-$ )は、次式のように表される<sup>2)</sup>。

$$B_1^+(r) = \frac{1}{2}(B_x(r) + iB_y(r)) \cdots(2)$$

$$B_1^-(r) = \frac{1}{2}(B_x(r) - iB_y(r))^* \cdots(3)$$

なお、 $B_x$ は $x$ 方向の磁束密度、 $B_y$ は $y$ 方向の磁束密度、 $r$ は空間座標、 $*$ は複素共役を示す。ここで、核磁気共鳴現象に寄与するのは、 $B_1^+$ 、 $B_1^-$ のいずれか一方であり、もう一方は寄与しない。どちらが寄与するかは核種によって決まるが、以降、本稿では、RF照射により生成される回転磁界の解析時には、水素原子核の共鳴に寄与する $B_1^+$ について考えることとする。

次に、生体内でのRF吸収を表すSARについては、電界の最大振幅値を $E$ とした時、次式のように表される。

$$SAR(r) = \frac{\sigma(r)}{2\rho(r)} |E(r)|^2 \cdots(4)$$

なお、 $\sigma$ は体組織の導電率、 $\rho$ は密度を示す。すなわち、体組織の導電率、密度、および電界の大きさによって、各座標におけるSARが求められることとなる。ここで、「全身SAR」は、生体組織の存在する全ての座標におけるSARの総和( $W$ )を、体重(kg)で割った値で定義される。また、「局所SAR」は、ある質量単位内におけるRF吸収量を示しており、例えば生体組織10gあたりの平均SARが用いられる。

以下、3.~5.では、これまでに実施してきたRF照射技術開発において得られた、回転磁界 $B_1^+$ およびSARのシミュレーション結果例を示す。

### 3. RFシミングにおけるch数効果の検討

#### 3.1 背景と目的

3Tおよびそれ以上の高磁場MRIにおいては、腹部撮像時の $B_1^+$ 分布の不均一低減は依然として重要な課題である。近年、RFシミングと呼ばれる技術により、 $B_1^+$ 不均一低減がなされている。RFシミングとは、複数の送信チャンネル(ch)を持つRF照射コイルを用いて、各chの給電点に対して、独立したRF波形(振幅・位相)を送信することにより、 $B_1^+$ 不均一低減を行う技術である。送信chを増やした場合の、腹部領域全体における $B_1^+$ 不均一低減効果については学会発表されて

いるが<sup>3)4)</sup>、腹部領域内の一部の領域(以下、部分領域)に関するch数効果の検討は見当たらない。本章では、3T撮像時における部分領域でのRFシミングの送信ch数の効果を明らかにすることを目的とし、シミュレーションによる検討を行った例<sup>5)6)</sup>を紹介する。

#### 3.2 方法

図1にシミュレーションモデルを示す。RF送信コイルとして8chループコイルをモデル化し、人体モデルとして、Remcom社提供の外国人女性モデルを使用した。 $B_1^+$ 不均一低減の対象領域として、Axial断面( $x$ - $y$ 平面)における全体ROI(Region Of Interest: 関心領域)、および腰椎を含む部分ROI(200×100mm)を設定した。

RFシミングにおける各chに送信するRF波形パラメータ(振幅、位相)の算出について説明する。全chの合成 $B_1^+$ 分布は次式で表される。

$$B_1^+(r) = S_{B_1}(r) \cdot x = (S_{B_1,1}(r), \dots, S_{B_1,N}(r)) \cdot \begin{pmatrix} x_1 \\ \vdots \\ x_N \end{pmatrix} \cdots(5)$$

なお、 $B_1^+(r)$ 、 $S_{B_1}(r)$ 、 $x$ はそれぞれ、全ch合成後の $B_1^+$ 分布、各chの $B_1^+$ 分布、各chのRFパラメータを表し、 $N$ 、 $S_{B_1,i}(r)$ 、 $x_i$ はそれぞれ、ch数、ch番号*i*における $B_1^+$ 分布およびRFパラメータを表す。 $S_{B_1}(r)$ については、シミュレーションであらかじめ算出された各chの $B_1^+$ 分布を使用する。その後、最適化したい関数を目的関数( $f$ )とし、 $f$ を最小とするような $x$ を求めるため、最適化問題を解く。今回は、 $B_1^+$ 不均一度指標( $U_{SD}$ )を以下のように定義し、目的関数とした。

$$U_{SD} = \frac{\sigma(B_1^+(r))}{m(B_1^+(r))} \cdots(6)$$

なお、 $m(B_1^+(r))$ 、 $\sigma(B_1^+(r))$ はそれぞれ、ROI内の $B_1^+$ の平均値、標準偏差を示す。 $U_{SD}$ を最小化するような最適化を行うことによって、 $B_1^+$ 不均一低減に最適なRFパラメータ $x$ を求めた。今回は、2、4、8chでのRFシミングについて検討した。具体的には、8chループコイルのうち、図1に示すとおり、2chの場合は4ループ分を組み合わせるとし、4chの場合は隣り合う2ループ分を1chとし、8chの場合はおのおのループを1chとして独立制御して、ch数効果を検討した。

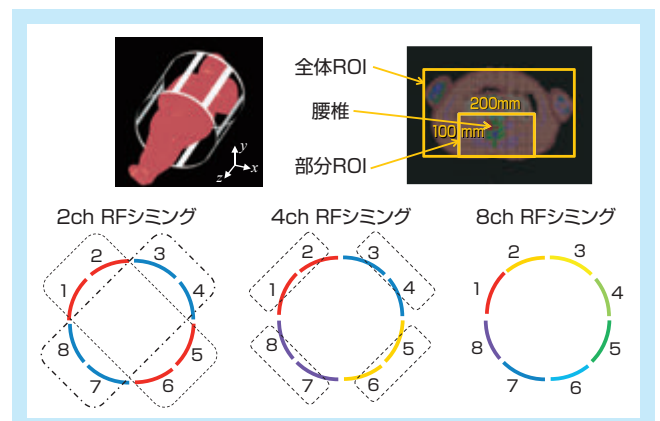


図1：シミュレーションモデルとROIの設定、およびRFシミング時のループの組み合わせ

### 3.3 結果

図2に全体ROIおよび部分ROIに対するRFシミング適用時の $B_1^+$ 分布を示し、図3にRFシミングのch数と $B_1^+$ 不均一度 $U_{SD}$ の関係を示す。全体ROIの場合、QDから2ch RFシミングにした場合の $B_1^+$ 不均一低減効果が顕著に見られ、ch数を4、8と増やすと、さらに $B_1^+$ 不均一低減する様子が見られる。一方、部分ROIの場合でも、ch数を2、4、8と増やすにつれて、 $U_{SD}$ が小さくなる様子が確認でき、今回の部分ROIに対しては、特に2chから4chにした際の $U_{SD}$ の低減効果が顕著に見られる。以上より、RFシミングのch数を増やした際、設定するROIのサイズや位置に応じて、 $B_1^+$ 不均一低減効果の大きいch数が変化することが示された。

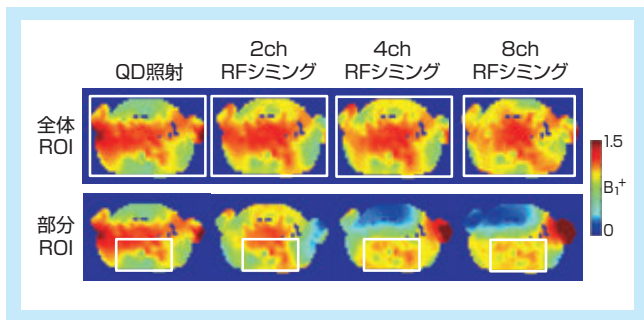


図2：全体ROIおよび部分ROIに対するRFシミング適用時の $B_1^+$ 分布

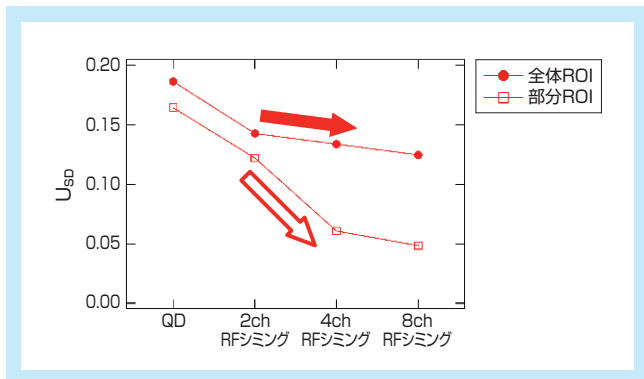


図3：RFシミングのch数と $B_1^+$ 不均一度( $U_{SD}$ )の関係

## 4. 4ch RFシミングの効果検討

### 4.1 背景と目的

前章において、4ch以上のRFシミングの効果について示された。また、RFシミングについては、さまざまな部位に対する検討が学会発表等でされているが、肩撮像を対象として、部分領域に対してRFシミングを行った際の、ch数効果に関する報告は見当たらない。本章では、3Tにおける肩撮像を想定し、肩関節を含む部分領域に対する4chのRFシミングの効果을明らかにすることを目的とし、シミュレーションによる解析をした例<sup>7)8)</sup>を紹介する。

### 4.2 方法

図4に肩撮像を想定したシミュレーションモデルを示す。4chのRF照射コイルモデル<sup>9)</sup>を作成し、人体モデルとして、国立研究開発法人情報通信研究機構(NICT)提供のHanako

モデル<sup>10)</sup>、およびIT'IS Foundation社提供のFatsモデル<sup>11)</sup>を使用し、肩撮像を想定して人体モデルを配置した。Axial断面において、両肩、右肩、右肩関節を包含する領域をそれぞれ、全体ROI、1/2ROI、1/4ROIとして設定し、RFシミングを行った。RFパラメータ最適化の際、目的関数を2種類設定した。1つは式(6)に示した $B_1^+$ 不均一度指標、もう1つは次式に示すRF照射パワー指標とした。

$$P_{SUM} = \frac{\sum_{i=1}^N |x_i|^2}{P_{QD}} \dots (7)$$

なお、 $P_{QD}$ はQD照射時のRF照射パワーを示す。

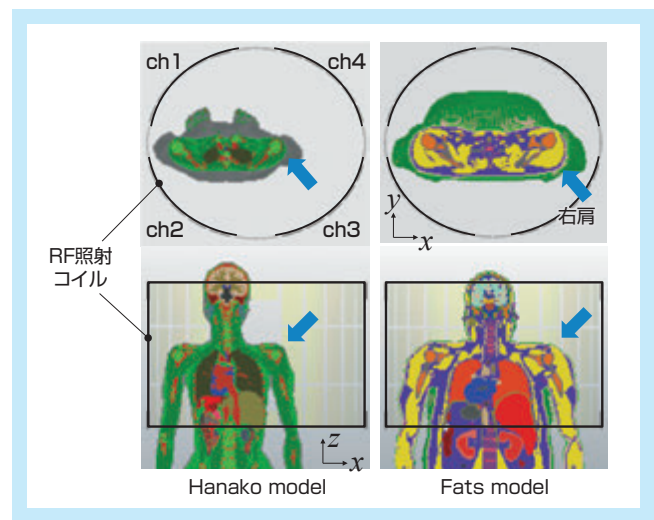


図4：肩撮像を想定したシミュレーションモデル

### 4.3 結果

図5に、 $B_1^+$ 不均一度指標を最小化した場合の $B_1^+$ 分布および $U_{SD}$ を示す。4ch RFシミングの場合において $B_1^+$ 不均一が最も低減されることが分かる。図6に、RF照射パワー指標を最小化した場合の $B_1^+$ 分布および $P_{SUM}$ を示す。RF照射パワー指標は、QDおよび2chの場合では値がほぼ変わらず、4chの場合においては照射パワーが低減している。図内の $B_1^+$ 分布を見ても分かるように、4ch RFシミングでは、上下左右に分割されたRF照射コイルによって、非対称照射をするこ

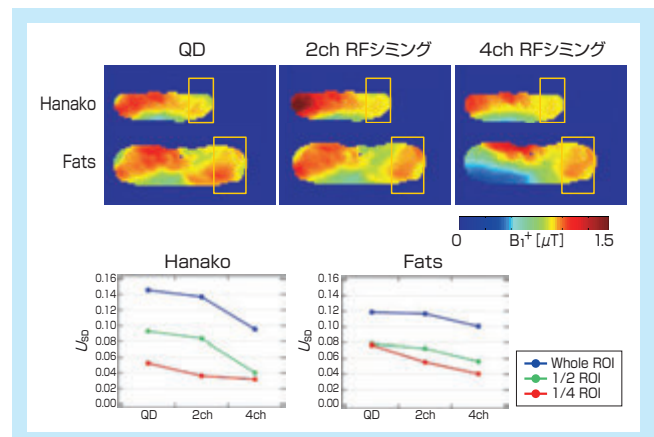


図5： $B_1^+$ 不均一度指標を最小化した場合の $B_1^+$ 分布および $U_{SD}$



とが可能であるため、ROI外の $B_1^+$ が低減されてRF照射パワーも低減していると考えられる。以上より、4chのRFシミングが、部分領域内の $B_1^+$ 不均一低減もしくはRF照射パワー低減に寄与することが示された。

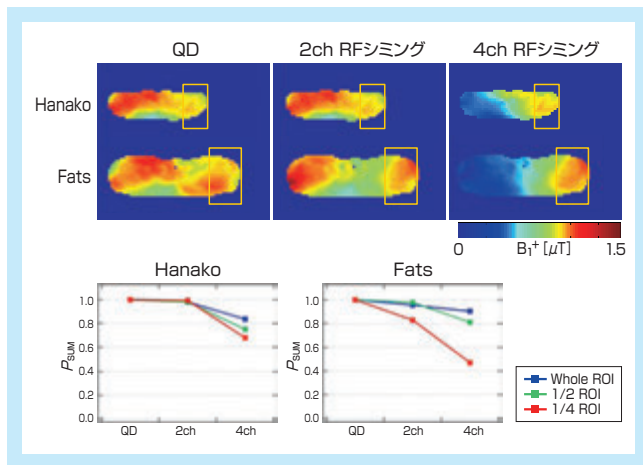


図6：RF照射パワー指標を最小化した場合の $B_1^+$ 分布および $P_{SUM}$

## 5. $B_1$ 制御機能付き受信コイルの効果検討

### 5.1 背景と目的

前章までは、RFシミングによる効果について示してきた。しかし、サイズの大きい被験者や、形状が複雑な部位の撮像時には、RFシミングだけでは $B_1^+$ 不均一低減効果が十分得られない場合があると考えられる。そこで、RFシミングを超える $B_1^+$ 不均一低減技術の開発を目的として、シミュレーションを用いて検討した例<sup>12)~14)</sup>を紹介する。

### 5.2 原理

図7に、われわれのグループが提案する「送信 $B_1$ 制御機能付き受信アレイコイル(以下、 $B_1$ 制御コイル)」の概念図を示す。図7(A)に示すように、 $B_1$ 制御コイルは、従来の受信コイルに対してダイオード( $D_1$ )が追加されており、誘導性ループモードを持つ。図7(B)に示すように、RF送信時に本モードを使うことによって、磁束密度を局所的に変化させることができ、 $B_1^+$ 不均一低減効果を得ることができる。すなわち、従来の受信コイルでは、RF送信時にはデチューンされて未使用であるが、 $B_1$ 制御コイルでは、RF送信時に積極的に使用

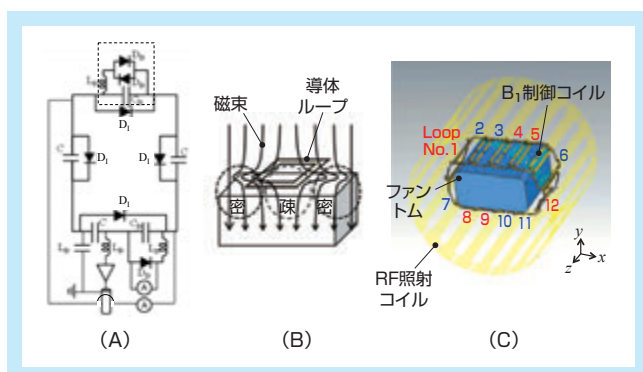


図7： $B_1$ 制御コイルの概念図

されることで $B_1^+$ の制御を行うことが可能となる。

### 5.3 方法

図7(C)に示すように、12chの $B_1$ 制御コイルモデル<sup>1)</sup>を作成した。ファントムとして、骨盤を模擬した形状のものを使用した。人体モデルとして、CST社提供のHugoモデルを使用し、骨盤領域がRF送信コイル中心となるように設定した。RF送信コイルとして、2chバードケージコイルを用い、 $B_1^+$ 不均一度指標( $U_{SD}$ )、および人体モデル内の最大局所SAR(10g平均)を算出した。RF送信条件として、(a)QD照射、(b)RFシミング( $U_{SD}$ を最小化)のみ使用、(c) $B_1$ 制御コイルのみ使用しQD照射、(d) $B_1$ 制御コイルとRFシミングの併用( $U_{SD}$ を最小化)、(e) $B_1$ 制御コイルとRFシミングの併用(局所SARを最小化)とした。

### 5.4 結果

図8に、 $B_1$ 制御コイル適用時におけるファントム内の $B_1^+$ 分布のシミュレーションおよび実験結果を示す。RFシミングのみ使用した場合((b)の場合)では、白矢印箇所に示すように $B_1^+$ 不均一が残っているが、 $B_1$ 制御コイルとRFシミングを併用すると((d)の場合)、 $U_{SD}$ が15%低減し、 $B_1$ 分布の均一化が見られた。図9に人体モデル内の局所SAR分布および最大局所SARの値を示す。 $B_1$ 制御コイルとRFシミングを併用

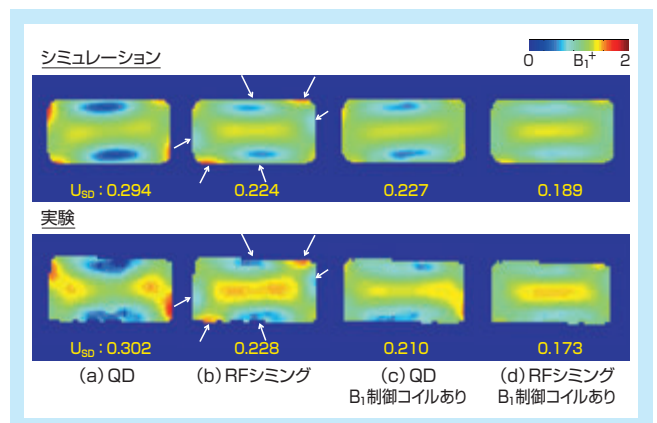


図8： $B_1$ 制御コイル適用時における $B_1^+$ 分布のシミュレーションおよび実験結果

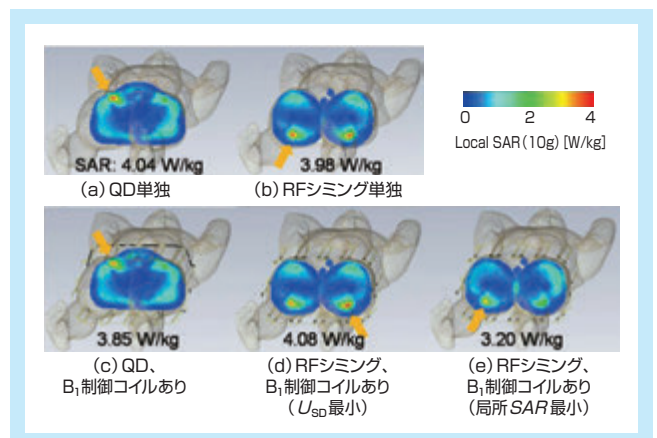


図9： $B_1$ 制御コイル適用時における局所SAR分布のシミュレーション結果

すると((e)の場合)、RFシミングのみ使用した場合より、局所SARは20%低減した。以上の結果より、RFシミングと送信 $B_1$ 制御機能付き受信アレイコイルを組み合わせることによって、RFシミングのみの場合よりも、 $B_1^+$ 不均一低減効果や局所SAR低減効果が大きいことが確かめられた。

## 6. おわりに

本稿では、MRI用RF照射技術開発における電磁界シミュレーションの使用例を示した。今後も引き続き電磁界シミュレーションによる解析を進めると同時に、実機による検証も合わせて実施していくことが重要と考える。また、電磁界シミュレーションを駆使して、生体内におけるRF伝播挙動に関する深い知識を習得することによって、日立独自の革新的技術の創生にもつなげていきたい。

## 参考文献

- 1) 越智久晃, ほか: 人体モデルを挿入したMRIアンテナの特性解析. 信学論, vol.J76-B-II(4) : 253-259, 1993.
- 2) Hoult DI, et al. : The principle of reciprocity in signal strength calculations - A mathematical guide. Concepts Magn Reson, 12(4) : 173-187, 2000.
- 3) Harvey PR, et al. :  $B_1$  Shimming Performance Versus Channel/Mode Count. Proc of ISMRM, 18 : 1486, 2010.
- 4) Childs AS, et al. : Impact of number of channels on RF shimming at 3T. MAGMA, 26(4) : 401-410, 2013.
- 5) Kaneko Y, et al. : Effect of Number of RF Transmit Channels for RF Shimming in Partial Region ISMRM, Proc of ISMRM, 21 : 2756, 2013.
- 6) 金子幸生, ほか: 部分領域内RFシミングにおけるRF送信チャンネル数効果の基礎的検討. 第41回日本磁気共鳴医学会大会講演抄録集, O-1-122, 2013.
- 7) 金子幸生, ほか: 部分領域に対する4チャンネルRFシミング効果の基礎的検討. 第42回日本磁気共鳴医学会大会講演抄録集, P-2-122, 2014.
- 8) Kaneko Y, et al. : Transmit Power Reduction and  $B_1^+$  Homogenization Using 4-channel Regional RF Shimming for Shoulder Imaging at 3T. Proc of ISMRM, 23 : 3132, 2015.
- 9) Soutome, et al. : Simulation Study of a 4-Channel Ladder-shaped Body Coil at 3T. Proc of ISMRM, 21 : 2750, 2013.
- 10) Nagaoka T, et al. : Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult males and females of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry. Phys Med Biol, 49: 1-15, 2004.
- 11) <http://www.itis.ethz.ch/vip>
- 12) Kaneko Y, et al. :  $B_1$ -control Receive Array Coil for Abdominal Imaging. Proc of ISMRM, 20 : 2611, 2012.
- 13) Kaneko Y, et al. :  $B_1$  Homogenization and Local SAR Reduction Using  $B_1$ -control Receive Array Coil at 3T. Proc of ISMRM, 22 : 4884, 2014.
- 14) Kaneko Y, et al. : Z-direction  $B_1^+$  Homogenization Using  $B_1$ -control Receive Array Coil and  $B_1$  Rectifying Fin for L-spine Imaging at 3T. Proc of ISMRM, 23 : 629, 2015.