

# Multi Transmit 技術の使用経験

青山信和<sup>1</sup>, 京谷勉輔<sup>1</sup>, 神澤匡数<sup>1</sup>, 山本慶彦<sup>1</sup>,  
福富朗世<sup>1</sup>, 堀井慎太郎<sup>1</sup>, 関谷俊範<sup>1</sup>, 上田 優<sup>1</sup>,  
川光秀昭<sup>1</sup>, 大野良治<sup>2</sup>, 杉村和朗<sup>2</sup>

<sup>1</sup>神戸大学医学部附属病院放射線部 <sup>2</sup>同放射線科

## はじめに

3T MRI 装置が臨床の現場に登場してから、5年以上が経過した。1.5T 装置に比べて 3T 装置では、SNR が高いという最大の利点があり、それを時間分解能に利用するか、空間分解能に利用するのかと期待は高まった。しかし、3T 装置では 1.5T 装置よりも RF パルス波長が短くなることで、 $B_1$  (RF 磁場) の不均一が生じるという問題があり<sup>1)</sup>、高い SNR を最大限に利用することができなかった。そこで各メーカーはこの  $B_1$  不均一を改善するために、誘電パッドを使用したり信号後処理 ( $B_1$  フィルター) で補正したりと工夫を凝らしたが、完璧ではなかった。そして登場したのが、Multi Transmit 技術である<sup>2)</sup>。本稿ではこの Multi Transmit 技術の使用経験を述べる。

## 3T MRI で $B_1$ が不均一になる原因

3T MRI では 1.5T MRI であまり問題とならなかった  $B_1$  (RF 磁場) の不均一が生じる。これは、次に示すように 3T では共鳴周波数が高くなるために RF パルスの波長が 1.5T よりも短くなることに起因する。

$$\text{波長(m)} = \text{速度(m/s)} / \text{周波数(Hz)}$$

ここで、3T の RF パルスの速度は 300,000 km/

s, 周波数は 128 MHz なので真空中での波長は 2.34 m となる。しかし、水や人体の組織は空気よりも高い誘電率を持っているため RF パルスの体内での速度は低下し、波長も短くなる。また物質中での RF パルス波長は、比誘電率の平方根に反比例するため、人体の平均比誘電率を約 70 とすると、 $2.34 \text{ (m)} / \sqrt{70} \approx 0.28 \text{ (m)}$  となり、3T MRI の体内での RF パルスの波長は約 28 cm となる。被写体の大きさが RF パルス波長よりも小さいときにはさほど問題とならないが、被写体の大きさが RF パルス波長と同一または大きい場合には、入射した RF パルスと反射した RF パルスにより定常波を形成する。この定常波の節に対応する部分では  $B_1$  の効果が低減し、定常波の腹に対応する部分では  $B_1$  の効果が増大する。これにより、被写体内で  $B_1$  が不均一となり FOV 内の信号の不均一が生じるばかりか、RF パルスは熱として吸収されるため、局所的な SAR の上昇にも繋がる。JIS 等の規格により人体に照射できる RF パルスの SAR は定められており、一般的な MR 装置ではこれらの SAR の上昇を抑制して規定値に収めるために TR が延長される。この TR の延長は、SAR の低下にも寄与するが、同時に撮像時間の延長の原因にもなる。

キーワード 3T MRI, Multi Transmit,  $B_1$  inhomogeneity

B<sub>1</sub> 不均一の改善

この B<sub>1</sub> 不均一を改善する方法を大別すると、誘電パッドを使用する方法、信号後処理 (B<sub>1</sub> フィルター) により補正する方法、そして Multi Transmit 技術などが挙げられる。当院の装置は、PHILIPS 社製 Achieva 3.0T QD R.3.1.1.2 であるが、この装置ではもともと誘電パッドの利用は推奨されておらず、信号後処理 (B<sub>1</sub> フィルター) により補正する方法である body tuned CLEAR という技術が用意されていた。この方法は送受信 QD-body coil によりグラジエントエコー法でフリップアングルの低いプロトン密度強調像を撮像したりファレンス画像と特殊なフィルターを使用して信号を平滑化した画像との対比によって補正用マップを作製し、撮像した画像の均一性を補正する方法である。そして最後の方法は、今年 5 月に当院の装置に搭載された Multi Transmit の技術である。この技術は二つの RF アンブから、振幅・位相・周波数・波形をそれぞれに独立制御された RF パルスと同時に多方向から送信することにより、体内での B<sub>1</sub> 不均一を補正するものである。これにより局所 SAR の上昇 (ホットスポット) も解消され、撮像パラメータの設定に余裕が生まれる。

## 画像均一性

従来からの Single Transmit (以下, ST) および Multi Transmit (以下, MT) と Single Transmit with body tuned CLEAR (以下, STBT) における画像均一性の比較検討を行った。PHILIPS 社製 Achieva 3.0T QD R.3.1.1.2 を用い SENSE XL Torso coil (16 ch) を使用し、直径 30 cm × 高さ 13 cm (large phantom) と、直径 23 cm × 高さ 15 cm (small phantom) の各円柱ファントムに Gd 水溶液 0.1 mmol/l

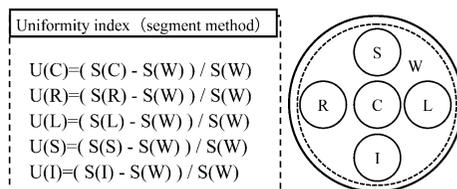


Fig. 1. Image uniformity evaluation method (segment method)

Small ROI was set by five points in the taking picture Phantom big ROI (W) of the diameter of 90% of the maximum diameter and the inside, and the ununiformity of division into five was evaluated from those average pixel value and difference.

と 0.9% 食塩水を満たした自作ファントムを撮像した。撮像シーケンスは T<sub>1</sub> fast field echo (T<sub>1</sub>FFE) 法で、TR/TE = 180 ms/2.3 ms, FOV = 350 mm × 350 mm, matrix = 192 × 192, スライス厚 = 10 mm (single slice) を使用し、flip angle (FA) を 10° ごと (10~80°) 変化させた画像を得た後に、区分法<sup>3)</sup>により画像均一性の評価を行った (Fig. 1)。得られた結果を Fig. 2A~F に示す。各グラフにおいて、縦軸 0 に近いほど画像均一性が良いことを示している。Small phantom では各グラフとも画像均一性が保たれていたが、large phantom では、ST のグラフで中心部と下部に不均一が生じた。また、STBT では FA が高くなると中心部での均一性に乱れが見られた。しかし MT ではどのセグメントにおいても、比較的安定した画像均一性を得ることができていた。これは ST では、ファントム径が 3T の RF パルス波長 (約 28 cm) よりも大きいときには、定常波の影響によりファントム内に設定した FA を均一に分布できていないことを示している。逆に MT では、独立制御された RF パルスによって、RF の分布を均一にし B<sub>1</sub> が改善しているといえる。

2010 年 9 月 1 日受理

別刷請求先 〒650-0017 兵庫県神戸市中央区楠町 7-5-2 神戸大学医学部附属病院放射線部 青山信和

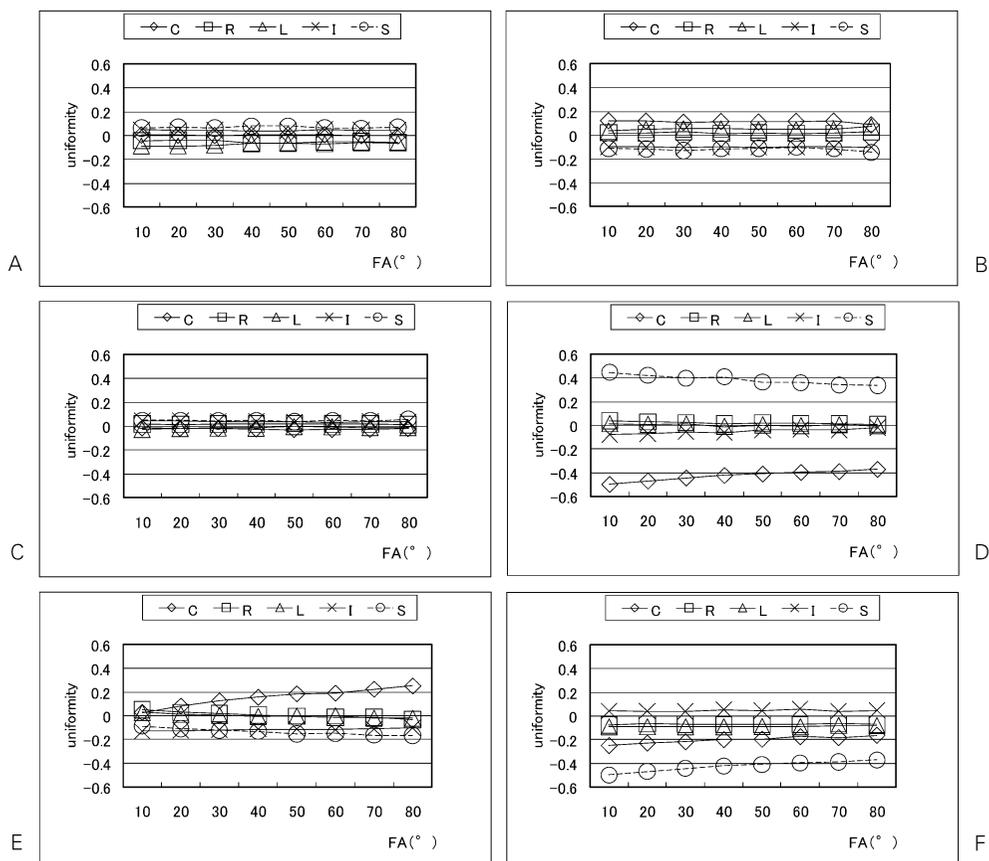


Fig. 2. The image is uniform by changing flip angle

A : small phantom ; ST, B : small phantom ; STBT, C : small phantom ; MT, D : large phantom ; ST, E : large phantom ; STBT, F : large phantom ; MT

### 各領域における Multi Transmit 技術の効果

#### 1. 頭頸部領域

頭頸部では被写体厚が体内での RF パルスの波長である 28 cm を超えることは少ないが、撮像範囲に鎖骨下まで含むことが多い。このような場合には  $B_1$  不均一による SAR ホットスポットの影響で TR の延長が余儀なくされ、撮像時間が増加する。

またコイルは、頭頸部用マルチコイル (SENSE NV 16) 16 ch を使用することが一般的である。このコイルは H・N・AC・PC のエレメント

に分かれており、H は 8 ch、N は 2 ch、AC と PC はそれぞれ 3 ch の合計 16 ch となっている。例えば頸部の MRA を撮像する場合は、コイルエレメントをすべて使用する。この場合の ST と MT での設定できる最短 TR は、ST で 26 ms、MT では 16 ms となり、おおむね 1.6 倍も ST では撮像時間が延長することになる。さらに、頭部を撮像する場合に H・N エレメントを使用し、 $T_2$  強調画像で TR を 3500 ms に固定すれば、MT では 2 分で撮像可能であるのが ST では 3 分に延長する。しかし H エレメントのみの場合には、MT と ST のどちらで

も2分の撮像が可能であった。同様に T<sub>1</sub>強調画像でも、H・NエレメントではMTで2分であったのが、STでは4分となり、Hエレメントのみでは両者の撮像時間に変化がなかった。両者ともにエレメント数が増すに従って広範囲の撮影モードとなりSARは上昇する傾向にあるが、MTでは極端に高くないため撮像時間にほとんど影響を及ぼさない。

## 2. 胸部領域

我々の施設では、肺・縦隔のMRI検査を積極的に行っている。そのため1.5T装置ではさほど問題とならなかったB<sub>1</sub>不均一が、3T装置では非常に大きな問題となっていた。使用コイ

ルは、SENSE-XL-Torso (16 ch) コイルである。基本となる撮像プロトコールは、T<sub>1</sub>強調画像、T<sub>2</sub>強調画像とT<sub>1</sub>強調STIR画像<sup>4)</sup>であり、すべて心電同期・呼吸同期を併用し、black-blood pulseを付加して撮像している。T<sub>1</sub>強調画像、T<sub>2</sub>強調画像においては、STとMTに大差はみられなかった(Fig. 3A, B)が、T<sub>1</sub>強調STIR画像では、STでの脂肪抑制に左右差が生じていたが(Fig. 3C), MTでは信号ムラが解消され、脂肪抑制も均一になった(Fig. 3D~F)。またSARについても、MTに比べてSTでは、T<sub>1</sub>強調画像で27%、T<sub>2</sub>強調画像で34%、T<sub>1</sub>強調STIR画像で32%、拡散

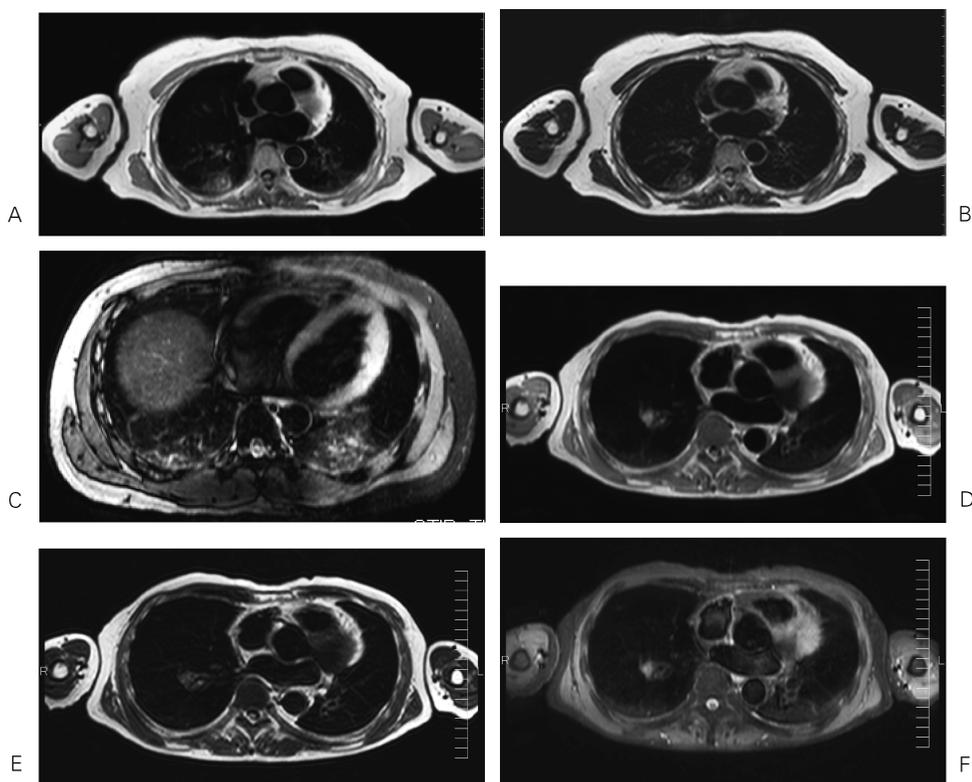


Fig. 3. MR image of lungs

A: T<sub>1</sub>-weighted image (ST), B: T<sub>2</sub>-weighted image (ST), C: T<sub>1</sub>-weighted STIR image (ST), D: T<sub>1</sub>-weighted image (MT), E: T<sub>2</sub>-weighted image (MT), F: T<sub>1</sub>-weighted STIR image (MT). A right and left difference is in the fat suppression in T<sub>1</sub>-weighted STIR image in ST (C).

強調画像では 30%の上昇が認められた。さらに、造影 dynamic MRA を時間分解能 1.2 s で撮像する場合には、SAR は ST で 40%もの上昇が見られた。

### 3. 腹部領域

この領域では肝を対象とした検査が主流である。胸部同様に被写体厚が、3T の RF パルスの波長を超える場合が多く、定常波の影響によ

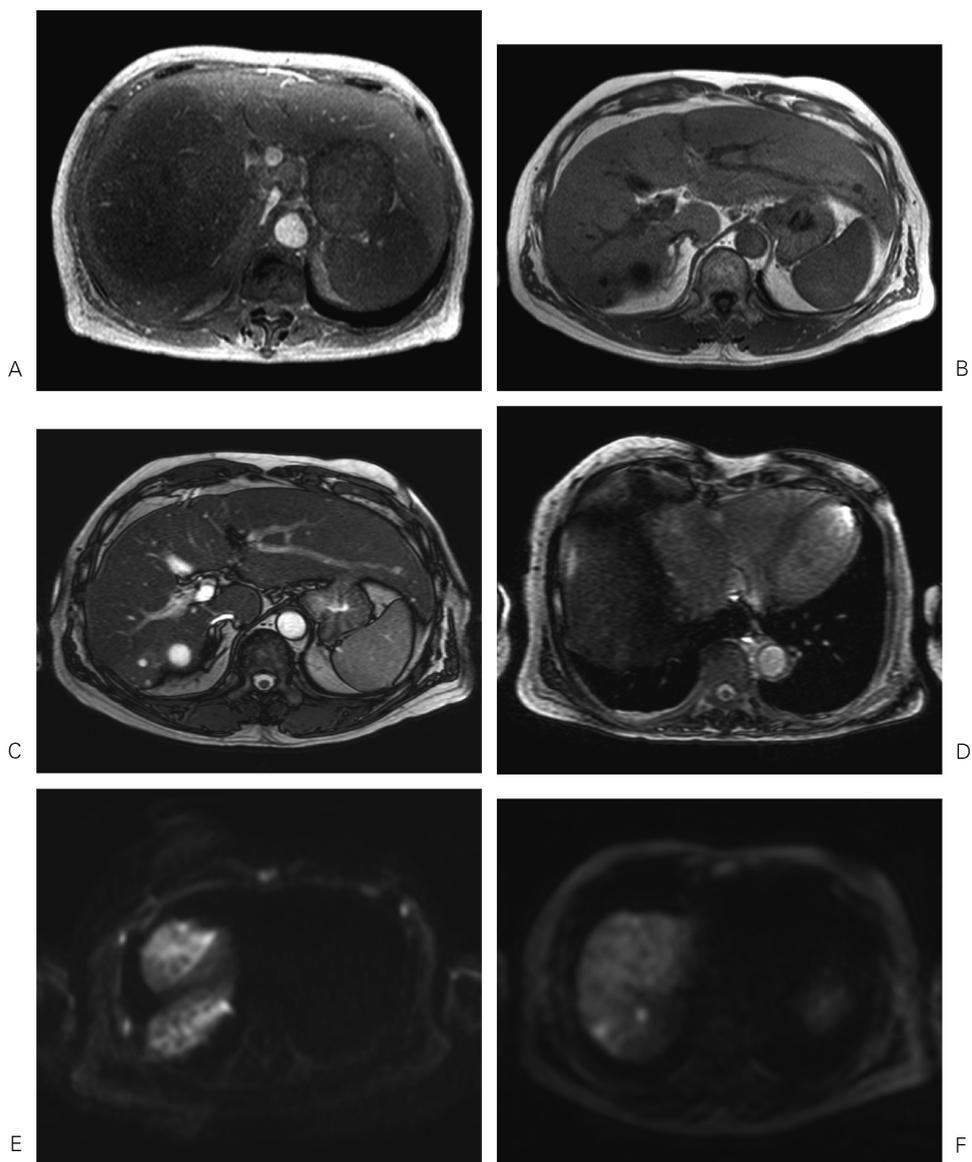


Fig. 4. MR image of liver

A: T1-weighted image (ST), B: T1-weighted image (MT), C: balanced FFE (MT), D: balanced FFE (ST), E: Diffusion-weighted image (ST), F: Diffusion-weighted image (MT)

る画像の均一性の低下や、局所 SAR の上昇による撮像時間の延長など、様々な問題が生じていた<sup>5),6)</sup>。使用コイルは、SENSE-XL-Torso (16 ch) コイルである。肝の T<sub>1</sub>W-FFE (TR/TE = 180 ms/1.15, 2.3 ms) を呼吸停止下で撮像する際、ST では B<sub>1</sub> 不均一による信号ムラの発生や、局所 SAR 上昇のため撮像時間が延長し、1 パッケージでは撮像できなかった。そのため、in flow の影響により肝の血管が高信号となっていた (Fig. 4A) が、MT では B<sub>1</sub> 不均一が解消され、信号ムラは解消された。また、局所 SAR の上昇も抑えられるため、1 パッケージでの撮像が可能となり、血流に起因する高信号も見られなくなるなど画質が改善された (Fig. 4B)。また、SSFP シーケンス (balanced FFE) では、MT での TR が 2.8 ms なのに対して ST では 3.7 ms に延長し、バンディングアーチファクトも出現していた (Fig. 4C, D)。さらに拡散強調画像においても、ST では明らかなゆがみが生じているが、MT ではほとんどゆがみが見られなかった (Fig. 4E, F)。

#### 4. 骨盤部領域

この領域では、主に前立腺を対象としている。使用コイルは、SENSE-Cardiac (6 ch) コ

イルである。T<sub>2</sub>強調画像を、MT で TR = 4000 ms に設定し、magnetization transfer 効果为了避免のために 2 パッケージ撮像する場合、撮像時間は 3 分 20 秒であるのに対して、ST では TR = 4000 ms に固定すれば、6 分 40 秒の 4 パッケージ撮像になってしまう。最短 TR に設定し 2 パッケージ撮像する場合では、TR = 6900 ms となり撮像時間は 5 分 45 秒であった。また、dynamic 造影には脂肪抑制併用 3D-T<sub>1</sub>強調画像を用いているが、ST では脂肪抑制にムラを生じていた (Fig. 5A) が、MT では脂肪抑制の効果は良好であった (Fig. 5B)。また、時間分解能を 10 s にするための keyhole% は、ST で 45% であるのに対して MT では 69% にすることができ、画質の改善にもつながった。

#### 5. 脊椎領域

この領域で使用するコイルは、SENSE-Spine (12 ch, 1 セクション最大 6 ch) コイルを用いて撮像する。矢状断の T<sub>1</sub>強調画像を echo train length (ETL) 3, スライス厚 4 mm, スライス枚数 15 枚, matrix 320, 積算回数 2 回で撮像する場合、ST では 5 分 24 秒であったのが、MT では 3 分で撮像可能となった<sup>7)</sup>。同様に T<sub>2</sub>強調画像では、ETL 16, スライス厚 4

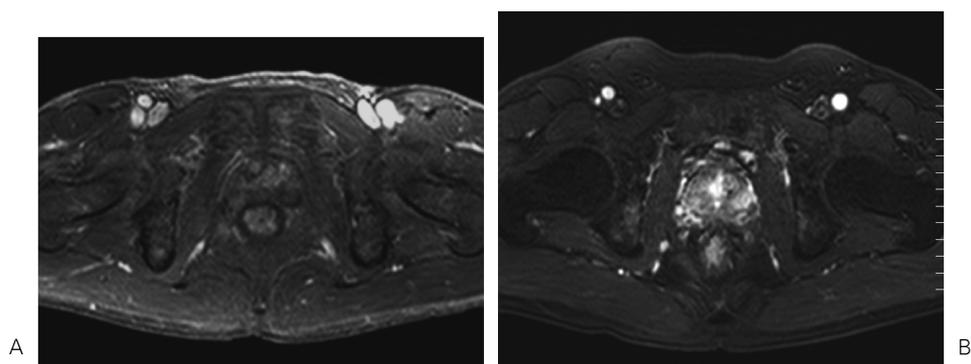


Fig. 5. Fat suppressed using 3D T<sub>1</sub>-weighted image in prostatic portion  
An excellent fat suppressed image is obtained in MT (B) though irregularity is caused in the fat suppression in ST (A).



Fig. 6. T2-weighted image of lumbar vertebra (sagittal view)  
An irregular signal exists in ST (A). However, an irregular signal cancels it in MT (B).

mm, スライス枚数 15 枚, matrix 320, 積算回数 2 回で撮像する場合, ST では 5 分 10 秒かかっていたのが, MT では 2 分 50 秒で撮像可能であった. 両者の画像を Fig. 6A, B に示す. MT では FOV のすべての領域がムラなく撮像されていた (Fig. 6B).

### ま と め

3T MRI 装置では RF パルスの体内での波長は約 28 cm であるが, さらなる高磁場装置が臨床応用されれば, その波長は一層短くなる. そのような短い波長によって生じる  $B_1$  不均一は, 局所 SAR の上昇につながり, 撮像条件の設定に制約を与える. それらを解決するためには, Multi Transmit 技術は必要不可欠である. この技術によって我々は, 高磁場装置のも

つ高い SNR を, 時間分解能や空間分解能に活かすことができ, 目的に合致した検査を簡便に行うことが可能になるといえる.

### 文 献

- 1) 荒木 力. 決定版 MRI 完全解説. 東京: 秀潤社, 2008; 375-377
- 2) Katscher U, Bornert P, Leussler C, et al.: Transmit SENSE. Magn Reson Med 2003; 49: 144-150
- 3) 小倉明夫, 井上博志, 東田満治, 山崎 勝, 宇戸朋之: 診断用 MRI 装置における新しい画像均一性評価法の構築. 日放技学誌 1997; 53: 1789-1974
- 4) Ohno Y, Hatabu H, Takenaka D, et al.: Metastases in mediastinal and hilar lymph nodes in patients with non-small cell lung cancer: quantita-

- tive and qualitative assessment with STIR turbo spin-echo MR imaging. *Radiology* 2004 ; 231 : 872-879
- 5) Kukuk GM, Gieseke J, Nelles M, et al. Clinical liver MRI at 3.0 Tesla using parallel RF transmission with patient-adaptive B<sub>1</sub> shimming, In : *Proc Intl Soc Magn Reson Med 2009* ; Abstract 119
- 6) Willinek WA, Gieseke J, Nelles M, et al. Parallel RF transmission in body MRI for reduced dielectric shading, improved B<sub>1</sub> homogeneity and accelerated imaging at 3.0 T : initial clinical experience in 40 patient using Multi Transmit, In : *Proc Intl Soc Magn Reson Med 2009* ; Abstract 4006
- 7) Nelles M, Koning R, Gieseke J, et al. Parallel RF transmission for clinical MR imaging of the human spinal cord at 3.0 Tesla : preliminary results, In : *Proc Intl Soc Magn Reson Med 2009* ; Abstract 3179
- 6) Willinek WA, Gieseke J, Nelles M, et al. Parallel RF transmission in body MRI for reduced dielectric shading, improved B<sub>1</sub> homogeneity and ac-

## Experience Using Multi-transmit Technology

Nobukazu AOYAMA<sup>1</sup>, Katsusuke KYOTANI<sup>1</sup>, Masakazu KANZAWA<sup>1</sup>,  
Yoshihiko YAMAMOTO<sup>1</sup>, Akiyo FUKUTOMI<sup>1</sup>, Sintaro HORII<sup>1</sup>,  
Toshinori SEKITANI<sup>1</sup>, Yu UEDA<sup>1</sup>, Hideaki KAWAMITSU<sup>1</sup>,  
Yoshiharu OHNO<sup>2</sup>, Kazuro SUGIMURA<sup>2</sup>

*<sup>1</sup>Division and <sup>2</sup>Department of Radiology, Kobe University Graduate School of Medicine  
7-5-2 Kusunoki-Cho, Chuo-Ku, Kobe 650-0017*

Radiofrequency (RF) pulse wavelength as short as about 28 cm in 3-tesla magnetic resonance (MR) imaging produced an uneven B<sub>1</sub> field, so we utilized methods employing a dielectric pad and using processing after the signal to overcome this issue. However, neither was perfect. Then, having appeared is Multi Transmit technology. These technologies are from 2 RF amplifiers to the one of the amplitude, the phase, the frequency, and the shape of waves to correct B<sub>1</sub> not uniform by transmitting the RF pulse independently controlled respectively at the same time. The rise (a hotspot) of the local SAR is canceled by this, too, and afford occurs in the establishment of the imaging parameter.