

## 3T MRIにおける女性骨盤領域の撮像パラメータの基礎的検討

山下栄二郎<sup>1</sup>, 田中拓郎<sup>1</sup>, 藤井進也<sup>2</sup>, 小川敏英<sup>2</sup>  
平田吉春<sup>1</sup><sup>1</sup>鳥取大学医学部附属病院放射線部 <sup>2</sup>同医学部病態解析医学講座医用放射線学分野

## 緒 言

近年、全身を対象とした超高磁場 3T MRI が薬事承認された。そのため、あらゆる部位を対象に臨床応用が試みられている。3T の最大の利点は SNR (signal-to-noise ratio) が高いことで、これを空間分解能の向上や撮像時間の短縮に利用し、より良質な画像を提供することが可能になることである。そうしたなか、多くの疾患において MRI 診断が日常的となっている女性骨盤領域の期待は特に大きい<sup>1)~3)</sup>。なぜならば、MRI が他のモダリティにない鮮明な CNR (contrast-to-noise ratio) を有しているため、病変の存在診断さらには質的診断にも大きく貢献するためである<sup>4)</sup>。しかし、先に薬事承認された頭部に対しては数々の有用性が論じられているが<sup>5)~7)</sup>、躯幹部についてはメリットよりはむしろ理論的なデメリットの報告も少なくない<sup>8)~11)</sup>。それらは、SAR (specific absorption rate) の上昇によるシーケンスプロトコルの制限<sup>12)</sup>と組織の T<sub>1</sub>延長 T<sub>2</sub>短縮および RF (radio frequency) の高周波による画質劣化に集約される。特に、臨床においては組織の T<sub>1</sub>延長 T<sub>2</sub>短縮による CNR の変化やケミカルシフトアーチファクトさらに誘電共振・電気伝導率・定在波といわれる現象が深刻な問題となっている<sup>13)~15)</sup>。すなわち、誘電共振とは、高周

波磁界 B<sub>1</sub>が体内を貫くと検体内部には高周波電界 E が生まれ、B<sub>1</sub>変化を妨げる渦電流が発生する。そしてそれは、中心から辺縁部に向かい最大となるため画像では中心部が高信号となり辺縁部が低信号となってしまう。次に、電気伝導率とは、前述と同じ現象により発生した渦電流が、電気伝導性のある体内においては RF 波の浸透力を弱め、被検体中心部まで RF 波が十分に届かないことが生ずる。そのため、誘電共振のときとは逆に、中心部が低信号となり辺縁部が高信号となってしまう。最後に、定在波とは、コイルのインピーダンス調整が不十分な場合 RF 波同士の干渉を招き、また体内での RF 波の波長が約 30 cm と考えられている 3T ではその波長より大きな躯幹部においては、体表内での入射波と反射波による干渉が考えられている。このように、三つの影響により複雑な信号むらを生じる場合があるとされている。ところが、これらそれぞれの影響を区別することは容易ではなく、一般的に総称して誘電効果と呼ばれている。以上のことから、3T を用いた躯幹部の撮像においては、従来の装置と同様に扱うと理論的な SNR の向上が見られない場合や CNR が異なることも予想されるため、プロトコルの最適化と 3T の特性を把握することは重要である。

よって、今回我々は、3T の特性を把握する

キーワード 3T MRI, dielectric effect, chemical shift, female pelvis, uterine phantom

ため大きさおよび誘電率の異なるファントムを用いて誘電効果の影響とオイルを注入したファントムを用いてケミカルシフトによるアーチファクトについて1.5Tと比較を行うことにより検討を行った。さらに、自作子宮ファントムよりT<sub>2</sub>強調画像のプロトコールの最適化を行い、1.5TとのCNRの変化について基礎的検討を行ったので加えて報告する。

### 使用装置

MR装置は、GE横河メディカルシステム社製 Signa Excite HD 3T とシーメンス社製 Magnetom Symphony 1.5T で、コイルはボディコイルおよびヘッドコイルを用いた。また、ワークステーションは、GE横河メディカルシステム社製 Advantage Workstation ver.4.1を用いた。そして、ファントムは、米国ニュークリア・アソシエイツ社製 76-003型MRI多目的ファントムと後述する自作子宮ファントムを用いた。

### 方法

#### 1. RF 磁場不均一

直径17cmで球状の硫化ニッケル水溶液ファントムとシリコンファントムおよび直径25cmで同様なファントムの計4個を用いて撮像を行った。ただし、撮像条件は、TR 5000 ms TE 100 ms とし、ファントム中心部の横断像で5mm厚の1 slice とし、RF波の出力パワーとコイルインピーダンスの同調は自動設定されたものを用いた。そして、得られた画像より信号むらの評価として、ファントム画像の中心を通る信号強度プロファイルをグラフ化することにより評価した。また、RF波の浸透力の変化や定在波の発生がしやすい環境を作るため、RF波の出力パワーやコイルインピーダンスを

自動設定されたものから故意に不整合にし、同様な条件で撮像およびグラフ化を行った。

#### 2. ケミカルシフト

76-003型MRI多目的ファントムに希釈率の異なる5種類の造影剤とオリーブオイルを注入し、マトリックスを固定してバンド幅を変えて撮像を行った。また、同様な条件下で1.5Tとの比較も行った。なお、造影剤の希釈率については任意である。

#### 3. 子宮ファントムの作製

過去の文献で記されている子宮3層構造のT<sub>1</sub>・T<sub>2</sub>およびファントムの作製方法を参考とした<sup>16)</sup>。筋層とjunctional zoneは、ヨード造影剤(ヨード含有量300 mg/ml)と注射用蒸留水で希釈することによってT<sub>1</sub>・T<sub>2</sub>を文献で報告されている値に近似した。内膜は、Gd造影剤に寒天を添加した注射用蒸留水で希釈し、T<sub>1</sub>・T<sub>2</sub>を同様に近似した。それらと蒸留水の計4個のファントムを縦10cm横7cm深さ5cmのポリプロピレン容器に密閉し、硫化ニッケル水溶液(1000 g H<sub>2</sub>O + 1.25 g NiSO<sub>4</sub> × 6H<sub>2</sub>O + 5 g NaCl)で満たしたポリプロピレン円柱容器直径15cm深さ15cmの中心に配置した。そして、これを子宮ファントムとした。ただし、T<sub>1</sub>・T<sub>2</sub>の測定には、文献と同じ磁場強度である1.5Tを用いた。また、T<sub>1</sub>およびT<sub>2</sub>の測定方法は、理論式より求めた。よって、T<sub>1</sub>は式(1-1)で縦緩和曲線を表すことができる。まず、Moを求めるため、TRを10000 msから1000 msずつ短くし、信号値の変動がないことを3点の信号値より確認し、その信号値をMoとした。そしてTR 3000 ms時の信号値を用いて式(1-1)に代入してT<sub>1</sub>を求めた。さらに、そのT<sub>1</sub>の信憑性を確認するためIR法を用いて式(2-1)を用いてnull pointのTI値より式(2-3)にて検証した。T<sub>2</sub>は、ダブルエコーシーケンスより、同様に横緩和曲線を表す式を変法して以下の式(3-1)より求めた。ただし、そのと

2007年2月13日受理 2007年5月29日改訂

別刷請求先 〒683-8504 鳥取県米子市西町36-1 鳥取大学医学部附属病院放射線部 山下栄二郎

きのTEは30msと130msである。そしてそれらの測定を同様に3Tにおいても行った。

$$M_z(t) = M_0(1 - \exp^{-t/T_1}) \dots\dots\dots(1-1)$$

M<sub>0</sub>: 正味の磁化 t: 時間 M<sub>z</sub>: t後のz軸方向の磁化

$$M_z/M_0 = 1 - 2 \exp(-t/T_1) \dots\dots\dots(2-1)$$

ここでM<sub>z</sub>=0 (null point) とすると

$$T_1 = t / \ln 2 \dots\dots\dots(2-2)$$

よって null point である TI 値を代入すると

$$T_1 = TI / 0.693 \dots\dots\dots(2-3)$$

$$T_2 = (TE_b - TE_a) / \ln(SI_a/SI_b) \dots\dots(3-1)$$

SI<sub>a</sub>はTE<sub>a</sub>の平均信号値

SI<sub>b</sub>はTE<sub>b</sub>の平均信号値

#### 4. TRの最適化

作製された子宮ファントムを用いて、TEを100msに固定し、TRを可変したときの筋層、junctional zone、内膜、および蒸留水のそれぞれのSNRの変化を調べ、TRの最適化を試みた。

#### 5. 子宮ファントムのCNRと臨床応用

3Tと1.5Tの両方で子宮ファントムを撮像し、CNRの測定を行った。ただし、撮像条件は、両者とも同一条件である方法4で最適化されたプロトコルを用いた。

まず、3Tと1.5Tの誘電効果の影響を調べるためバックグラウンドである硫化ニッケル水溶液の信号値の変化をそれぞれのファントムと同じ配列方向に対し平行線上かつファントムの右端から約1cmでの信号強度プロファイル調べ、次に、蒸留水を含む筋層、junctional zone、内膜の配置する順番を3通り変えてそのときの信号変化について調べた。さらに式(4-1)から組織間測定法より子宮ファントムのCNRを求めた。そして、口頭により同意の得られた健常ボランティアと患者に対し3Tと

1.5Tで撮像を行い、3Tの有用性を試みた。なお、撮像条件は基礎実験より得られた最適化されたプロトコルを使用した。

$$CNR = (\Sigma(Si - Sm)^2/N) / (\Sigma SDi/N)^{1/2} \dots\dots(4-1)$$

Si: 各ROI内の平均信号値

SDi: 各標準偏差

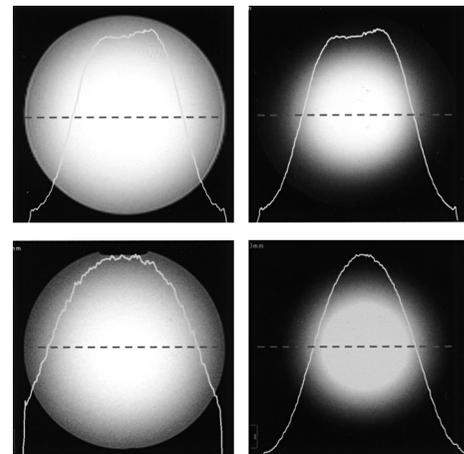
Sm: N個の平均信号値

N: ファントムデータの個数

## 結 果

### 1. RF磁場不均一

誘電率と大きさの異なるファントムを撮像し



a	b
c	d

Fig. 1. Signal change according to difference in dielectric constant or phantom size. The traces show the profiles of the signal intensity along the dotted line drawn through the image. (a) Silicon phantom of 17 cm diameters. (b) Silicon phantom of 25 cm diameters. (c) NiSO<sub>4</sub> phantom of 17 cm diameters. (d) NiSO<sub>4</sub> phantom of 25 cm diameters. They show various inhomogeneity of signal intensity according to difference in phantom size or dielectric constant.

た画像と信号強度プロファイルのグラフを重ね合わせた結果を Fig. 1 に示す. 直径が 17 cm の小さなファントムの場合には両者とも同等な均一性を保っているが, 直径が 25 cm の大きなファントムになると, 硫化ニッケル水溶液は, シリコンのそれに比べ信号むらが顕著に現れ, 中心部が高信号となり辺縁部が低信号となる画像となった. また, 故意に RF 波の出力ゲインを 30 dB 上げたファントム画像とコイルインピーダンスを不整合にしたファントム画像に信号変化のグラフを重ね合わせたものを Fig. 2 に示す. RF 波の出力ゲインをずらすことにより, 中心部が低信号となり辺縁部が高信号な画像となり, コイルインピーダンスをずらすことにより, 一定間隔で高信号と低信号となる縞目模用な画像となった.

### 2. ケミカルシフト

バンド幅を可変して撮像したファントム画像を Fig. 3 に示す. 3T は 1.5T と比べオリーブオイルにおいて 2 倍の位置ずれが生じ, それはバンド幅が狭くなるに従って位置ずれは大き

くなった. また, 3T と 1.5T とでは装置メーカーが異なり極性の違いから, 反対方向へ位置がずれた.

### 3. ファントムの作製

筋層, junctional zone は, ヨード造影剤を 50% と 65% にし, 内膜は, Gd 造影剤を 0.03% に寒天を 1% に希釈した注射用水で 1.5T の

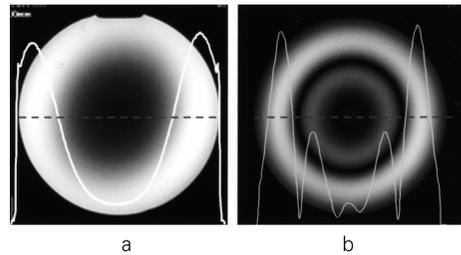


Fig. 2. Images of NiSO<sub>4</sub> phantom of 25 cm diameters. (a) A case of misadjusting at the RF gain, it shows marked signal loss in center of image. (b) A case of misadjusting at the coil impedance, it shows marked signal loss in spherical symmetry of image.

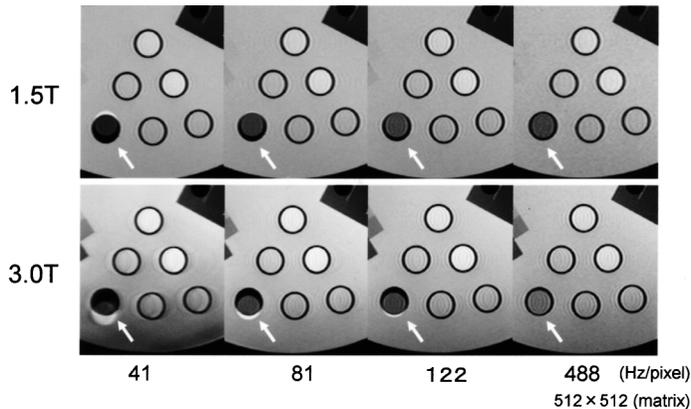


Fig. 3. Chemical shift artifacts according to difference in receiver bandwidth.

Oil is left side (arrows). Others are filled with several diluted contrast medias. 3T shows marked chemical shift artifacts along the frequency-encoding axis that appear bright toward higher part of readout gradient field. They show larger chemical shift artifacts according to narrowing receiver bandwidth.

標準モデルの  $T_1 \cdot T_2$  に近似することができた。Table 1 にファントムの  $T_1 \cdot T_2$  を示し、Fig. 4 に子宮ファントムの  $T_1$  強調画像と  $T_2$  強調画像を示す。3T の  $T_1$  は 1.5T と比べそれぞれ 1.2 ~ 1.4 倍の延長が見られ、 $T_2$  はほぼ同じ値を示した。

#### 4. TR の最適化

TR の変化と信号強度の関係のグラフを Fig. 5 に示す。TR が 4000 程度で筋層、junctional zone がプラトーとなり、TR が 6500 ms 程度で内膜がプラトーとなった。そして、TR が 8000 ms 程度で蒸留水がプラトーとなった。よって、2 の結果と本結果より最適プロトコールは、撮像時間を加味し、TR: 6500 ms, TE: 100 ms, バンド幅: 244 Hz/pixel, マトリックス数: 512×256 とした。

#### 5. ファントムの CNR と臨床応用

それぞれのファントムの配置する順番を変えた場合の画像と硫化ニッケル水溶液の信号強度

Table 1.  $T_1$ -value and  $T_2$ -value of the Uterine Phantom

	1.5T ( $T_1$ -value/ $T_2$ -value)	3.0T ( $T_1$ -value/ $T_2$ -value)
myometrium	1443/107	1653/103
Junctional zone	1010/78	1312/70
endometrium	2237/151	2692/147

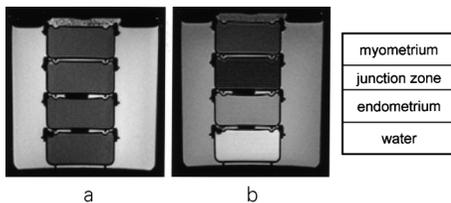


Fig. 4. The uterine phantom images made in the study. (a)  $T_1$ -weighed image obtained 280/2.1 ms (TR/TE) and 75 degree (FA) with GRE method. (b)  $T_2$ -weighed image obtained 6500/100 ms (TR/TE) with FSE method.

プロファイルのグラフを重ね合わせた結果を Fig. 6 に示す。3T は誘電効果の影響よりバックグラウンドである硫化ニッケル水溶液の信号強度が画像上の上部から下部にかけて信号値が上昇する特異的な信号むらが生じているのに対し、1.5T ではほぼ平坦であった。そして、それらはそれぞれのファントムの配置する順番との関連性は見られなかった。また、そのときの水を 100% としたそれぞれの信号強度の割合を Fig. 7 に示す。3T では、それぞれのファントムの配置順によって割合が異なりそれらのファントムの信号値は変動したグラフとなった。しかし、1.5T では、配置の順番によらず同等な割合であるためそれぞれのファントムの信号値はほぼ水平なグラフを示した。なお、各撮像ごとの増幅器ゲインが一定にされておらず、また両者を容易に比較するため水を基準とした割合表示とした。次に、式(2-1)から求めた画像全体の CNR を Table 2 に示す。本実験で行ったそれぞれのファントムの配置順を変えたすべての CNR において、3T は 1.5T に比べ 2~5 倍であった。そして、臨床例の画像を Fig. 8 と Fig. 9 に示す。Fig. 8 の 3T による画像は高い SNR のためバンド幅を広げても、従来装置のものと遜色はなく、臨床医 2 名の合意より 1.5T の画像に比べ視覚的にボケの低減および

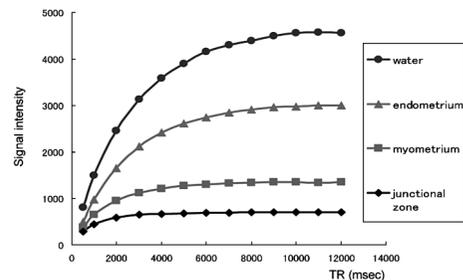


Fig. 5. Signal changes according to difference in TR at the uterine phantom. In order to provide clear visualization of the uterine three-layer structure, it is necessary to apply TR longer than 6500 ms.

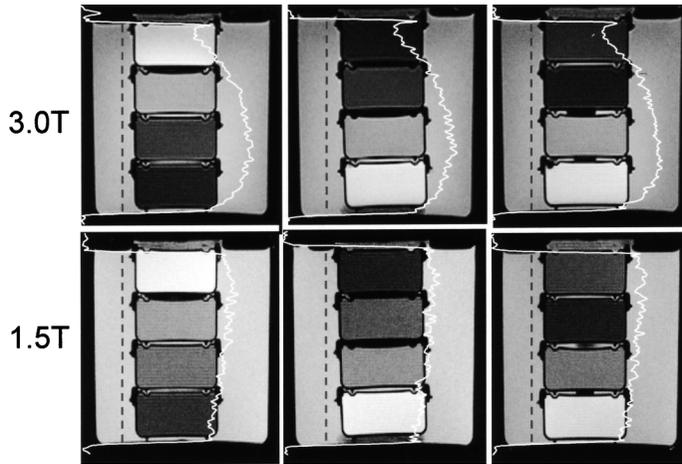


Fig. 6. Signal changes of NiSO<sub>4</sub> in background show by the trace which is the profiles of the signal intensity along the dotted line drawn through the image. They are not related to the order of each phantom. Signal changes of 3T are not more constant than 1.5T. They show that uniformity of 3T is lower than 1.5T.

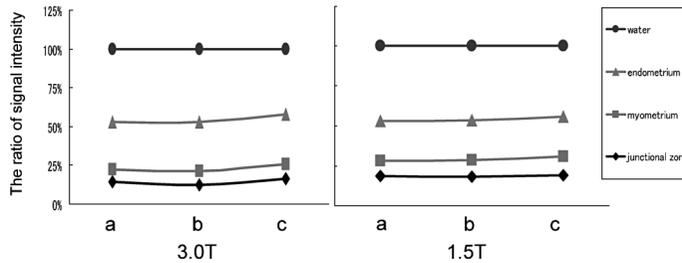


Fig. 7. Ratio of signal changes of which standard of 100% is water. They show the diagram in the order of each phantom. On sequentially, (a) junctional zone-myometrium-endometrium-water. (b) myometrium-junctional zone-endometrium-water. (c) water-endometrium-myometrium-junctional zone. As high uniformity, the ratio of signal changes are specific regardless of the each phantom's order. They aren't specific at 3T in comparison with 1.5T.

Table 2. The Whole CNR of the Uterine Phantom

From the top in a turn	junctional zone myometrium endometrium water	myometrium junctional zone endometrium water	water endometrium myometrium junctional zone
3.0T	$2.2 \times 10^5$	$2.3 \times 10^5$	$1.1 \times 10^5$
1.5T	$4.3 \times 10^4$	$4.6 \times 10^4$	$5.2 \times 10^4$
3.0T-to-1.5T ratio	5.1	5.0	2.1

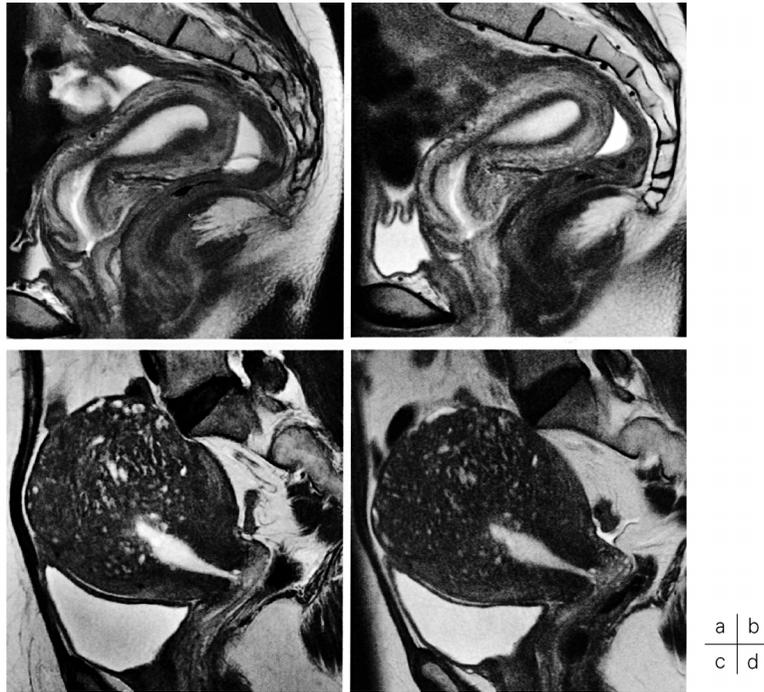


Fig. 8. MR images of the patients at 1.5T versus 3T. (a) 3T image in a healthy volunteer. (b) 1.5T image in a same one. (c) 3T image in a patient with adenomyosis. (d) 1.5T image in the same patient.

CNR が向上していることが検証された。しかし、Fig. 9 では、3T の画像は卵巣嚢腫や腹水のため誘電効果が生じ特異的な信号むらを呈した。

## 考 察

今回我々は、3T の特性を把握するため、現状で深刻な問題である誘電効果とケミカルシフトアーチファクトについて検討を行った。そしてさらに、その特性を踏まえた上で、MRI 検査の有用性が高い婦人科領域を想定し、子宮ファントムを用いて T<sub>2</sub> 強調画像のプロトコルの最適化と CNR の基礎実験を 1.5T と比較を含めて行い臨床上の有用性を検討した。誘電効果による RF 磁場不均一の影響は、誘電率が高いファントムで顕著に現れ、それは、大きな

ファントムほど影響は大きくなった。誘電効果は前述したとおり誘電共振・電気伝導率効果・定在波の総称であり画像上ではそれらが複合された状態で出現するためそれぞれを区別することは容易ではないが、Fig. 1d のファントム画像では誘電共振にみられる典型的な中心部が高信号で辺縁部が低信号となる画像であった。これは、ファントムの電気伝導率があまり高くなかったことに加え、均一な材質であったため内部で反射波がほとんど発生せず定在波の影響がみられなかったためと考える。しかし、人体の躯幹部では誘電率と電気伝導率が共に高く、それは組織によって個々に異なるため複雑な信号特性を示すと考えられる。さらに、その形状あるいは状態により RF 波出力ゲインやコイルインピーダンスの調整が困難<sup>17)</sup>になることが予想される。すなわち、Fig. 2 のような環境に近

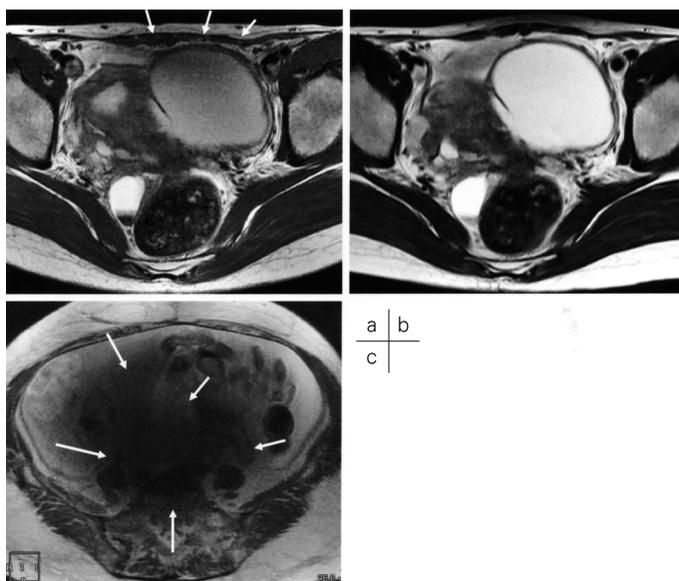


Fig. 9. MR images of the patients at 1.5T versus 3T. (a) 3T image in a patient with ovarian cystoma. (b) 1.5T image in a same patient. inhomogenous signal is remarkable within ovarian cystoma at 3T (arrow). (c) 3T image in a patient with ascites. It shows marked signal loss in center of image (arrow). Fluid accumulations in peritoneal cavity enlarge pelvis and increase electrical conductivity in field of view, causing severe artifacts.

い状況にもなりやすいと考えられ、調整のずれによるRF波の浸透力の変化や干渉などから起こる信号むらも考慮する必要がある。したがって、3Tを用いた躯幹部の撮像は、様々な信号むらが生ずることが予想される。また、体表で起こる信号むらに対しては誘電パットの有用性が報告<sup>18)</sup>されているが、体内部の異なる臓器間の誘電率の差で起こる信号むらについては、送信RFを分割<sup>19)</sup>することが提案はされているものの、現状では有効な手段が明確になっていない。そのためこれらの特性を把握しなければならないと考える。

子宮ファントムの作製は、過去の文献を参考に試み、ほぼ標準モデルの $T_1 \cdot T_2$ に近似できた。Gd造影剤と寒天によってファントムを作成することは一般的であるが、ヨード造影剤を用いることは比較的まれと思われる。しか

し、臨床的にヨード造影剤による $T_1$ 短縮効果は知られており、さらに粘調度による $T_2$ 短縮効果もあると言える。筋層とjunctional zoneは、これらの特性を巧みに利用することによって、濃度調整が簡便にできるため容易に作成できたと考えた。ただし、ヨード造影剤は $T_1 \cdot T_2$ を両方短縮するため内膜についてはGd造影剤と寒天を用いなければ作成できないと考えた。また、液体であるヨード造影剤は、比重などによる信号値の不均一が懸念されたが、一か月間において $T_1 \cdot T_2$ は同じ値を示した。このことから長期間安定しているとも考えられる。ところで、今回の標準モデルは1.5Tでの値であり、人体の組織とは異なるファントムであることから、このファントムをそのまま3Tに用いて、臨床を想定した評価を行ってもよいか妥当性が懸念された。なぜならば、人体の組織で

は、磁場強度の上昇により、 $T_1$ は延長し、 $T_2$ は若干の短縮があるとされているため、1.5Tと3Tとでは異なる $T_1 \cdot T_2$ となるためである。しかしながら、結果3から、このファントムの $T_1$ は、それぞれ1.2倍程度延長し、 $T_2$ は若干の短縮が確認された。これは、1.5Tと比べれば3Tの $T_1$ は1.1~1.4倍の延長をするという報告<sup>20)</sup>にも整合性があると考えられ、このファントムを用いて行った3Tによる基礎実験の結果にもさほど影響しないと判断した。

ケミカルシフトアーチファクトは、理論的に脂肪と水の共鳴周波数の違いによって位置を誤認識するもので、共鳴周波数が上昇する3Tでは、1.5Tに比べ同一条件下で2倍のずれが生じる。通常1.5Tにおいては、体動が少ない骨盤部は130 Hz/pixel程度の受信バンド幅を用いていたが結果2より、3Tでは受信バンド幅122 Hz/pixelにおいて著明な位置のずれが見られた。そのため、受信バンド幅を広げたり、周波数方向のマトリックス数を増やしたりして、その移動距離を少なくする工夫をしなければならぬ。しかし、いずれの方法においてもSNRの低下を招いてしまうが、3Tでは高いSNRを確保しているため、むしろ、受信バンド幅を広げることによるエコスペースの短縮化は、FSE法でのプラーリング低減にもつながり、マトリックス数の増加は空間分解能を高めることに貢献する。よって、それらの方法を両方行うことによるケミカルシフトの回避は最善の策と考えられ、3Tでは周波数方向マトリックス数を512とし、受信バンドを244 Hz/pixelに設定することによって、Fig. 3に示す1.5Tの122 Hz/pixelと同じずれとした。

TRの最適化は、子宮ファントム実験より、子宮3層構造の良好なコントラストを得るためには、三つのなかで一番 $T_1$ が長い内膜がプラトーとなる6500 ms以上のTRが好ましいと考えられ、さらに、水とのコントラストも良好にしようとする8000 ms程度のTRが必要と考えた。しかし、臨床上で、撮影時間や患

者の安静維持を考慮した場合は6500 msが妥当と考えた。したがって、3Tの最適プロトコルの設定は、CNR向上のため1.5Tに比べTRを長くし、ケミカルシフトの対策としてマトリックス数を増やし、さらに受信バンド幅を広げた。なおTEについては、理論的には若干の短縮であるため従来とほぼ同じ値を用いた。

3Tで信号値を測定する際に最も重要なことは、前述のごとく誘電効果がどのように影響しているかを把握することと考えている。Fig. 6に示すとおり1.5Tでは、バックグラウンドである硫化ニッケル水溶液の信号強度が平坦であるのに対し、3Tでは画像上の上部から下部にかけて信号値が上昇する特異的な信号むらが生じていることがわかる。これは、1.5Tでは均一性が高く、それぞれのファントムの信号強度は配置に依存する影響は少ないことになる。一方、3Tは均一性が低いいためファントムの信号強度は配置によって大きく依存することになる。そのためFig. 7とTable 2に示されているように、上部に $T_2$ が最も短いjunctional zoneを配置し、次いで筋層、内膜そして一番下に $T_2$ が最も長い水を配置すれば、CNRは必然的に高くなることを意味し、また反対の配置にすれば逆にCNRは低下してしまう。つまり、3Tでは、それぞれのファントムの配置によって、それらの信号値をより強めたりあるいは弱めたりすることが考えられる。したがって、臨床においてはCNRが不安定になる場合が予測される。しかし、本実験で行ったそれぞれのファントムの配置順が異なるCNRは、幅はあるものの少なくとも3Tは1.5Tの2倍以上であることより臨床に用いた場合においても有用性が高いことが示唆された。

臨床例のFig. 8では、視覚的に3Tの画像は1.5Tと比較し遜色はなく、むしろCNRは向上している。これは、子宮ファントム実験の結果と同じであり、明らかな誘電効果による信号むらが生じていない。また、最適化されたプロトコルよりプラーリングと思われるボケも改

善していることがわかる。一方、Fig. 9 では卵巣嚢腫や腹水の影響より特異的な信号むらが生じ、1.5T との対比では明らかに 3T の方が信号むらを呈した。これは、定在波などによる影響も含んだ複合型についても否定はできないが、誘電効果のうち特に電気伝導率にみられる現象と同じである。この原因には RF 波の浸透度が式(5-1)で定義されているように、3T による共鳴周波数  $\omega_0$  の上昇と腹水による抵抗  $\rho$  が下がるため RF 波が内部まで浸透しなかったためと考えられる。

$$\delta = (2\rho/\mu\omega_0)^{1/2} \dots\dots\dots(5-1)$$

$\delta$  : RF 波の浸透度  $\rho$  : 抵抗  $\mu$  : 透磁率  
 $\omega_0$  : 共鳴周波数

ところで、この信号むらは基礎実験で行われた RF 波ゲインの調整ずれに見られるそれと同じで中心部が低信号である。もし仮に、この臨床例が同じ機序により起こり得る現象であれば、対策の糸口となるかもしれないため、今後さらに詳細な検討が必要と考えている。

以上より、3T は 1.5T と比べプロトコールの最適化により CNR の向上など画質改善がなされている。しかし、被写体の状態により誘電効果の影響から大きく画質劣化を招く場合が考えられる。そのため、3T の特性を理解した上での使用が重要と考える。

## 結 語

3T における誘電効果による信号むらの影響は、誘電率と被写体が大きくなるに従って特異的な信号変化が生じる。しかし、子宮ファントムにおいては、最適化されたプロトコールによって誘電効果による影響はあるものの 2~5 倍の範囲で 1.5T と比べ高い CNR が得ることができた。それらの基礎実験を基にした臨床例での画像は、視覚的に 3T の画像は 1.5T と比較し遜色はなく、むしろ、CNR の向上などから画質が向上している結果が得られた。一方、

腹水の症例では、誘電効果により信号むらが生じ、中心部が低信号となった画像であった。このように、3T は被写体の状態により大きく画質劣化を招く場合があるため注意が必要である。しかし、それらの特性を理解した上での使用は、理論的な SNR の上昇に加え、CNR が向上していることにより臨床での貢献が期待できる。

## 文 献

- 1) 三森天人, 上者郁夫, 金澤 右: 婦人科 MR 診断: 子宮. 日磁医誌 2005; 25: 70-83
- 2) 中本裕士, 片岡正子, 小山 貴, 他: 女性骨盤部領域における 3T MRI の初期経験. 日磁医誌 2006; 26: 218-229
- 3) Morakkabati-Spitz N, Gieseke J, Kuhl C, et al.: MRI of the pelvis at 3T: very high spatial resolution with sensitivity encoding and flip-angle sweep technique in clinically acceptable scan time. Eur Radiol 2006; 16: 634-641
- 4) 藤井進也, 原田 省, 木下俊文, 他: 子宮内膜症の MRI 診断. 画像診断 2005; 25: 153-163
- 5) 中田 力: 3T 装置の臨床. 日磁医誌 2001; 21: 161-169
- 6) 深津 博: 3Testa MR 装置を用いた MR スペクトロスコーピーの有用性. 映像情報 Medical 2001; 33: 612-618
- 7) 佐々木真理, 江原 茂: 3T MRI. 画像診断 2003; 23: 1288-1294
- 8) 塚元鉄二: 3 テスラ装置を用いた腹部イメージング. 日磁医誌 2000; 22: 56-63
- 9) 今井 裕, 高原太郎, 柳町徳春, 他: 超高磁場 (3T)MRI の安全情報と特徴. 画像診断 2004; 24: 129-1137
- 10) Bernstein MA, John Huston III, Ward HA: Imaging artifacts at 3T. J Magn Reson Imaging 2006; 24: 735-746
- 11) 梅田雅宏, 福永雅喜, 樋口敏宏, 他: 超高磁場 MRI の特徴と問題点. 日磁医誌 2006; 26: 189-199
- 12) Sorensen AG: 高磁場の理論. INNERVISION 1998; 13: 64-66
- 13) 滝沢 修: 3TMRI の特性と臨床応用のための

- 技術. *INNERVISION* 2006 ; 21 : 1-5
- 14) Barfuss H, Fischer H, Hentschel D, et al. : *In vivo* magnetic resonance imaging and spectroscopy of humans with a 4T whole-body magnet. *NMR Biomed* 1990 ; 3 : 31-45
- 15) Merkle EM, Date BM, Paulson EK : Abdominal MR imaging at 3T. *Magn Recon Imaging Clin N Am* 2006 ; 14 : 17-26
- 16) 星野佳彦, 須藤高行, 鈴木道晴, 他 : 高速 SE 法 T<sub>2</sub> 強調画像における子宮 3 層構造描出のための最適パラメータの検討. *日放技学誌* 2003 ; 59 : 500-507
- 17) Bomsdorf H, Helzel T, Kunz D, et al. : Spectroscopy and imaging with a 4 Tesla whole-body MR system. *NMR Biomed* 1998 ; 1 : 151-158
- 18) 堀 雅敏, 金 東右, 大西裕満, 他 : 骨盤部における有用性. *INNERVISION* 2006 ; 21 : 15-18
- 19) Katscher U, Bornert P, Leussler C, van den Brink JS : Transmit SENSE. *Magn Reson Med* 2003 ; 49 : 144-150
- 20) Gold GE, Suh B, Sawyer-Glover A, Beaulieu C : Musculoskeletal MRI at 3T : initial clinical experience. *AJR Am J Roentgenol* 2004 ; 183 : 1479-1486

## Optimization of Imaging Parameters for Female Pelvis at 3T : A Preliminary Study

Eijiro YAMASHITA<sup>1</sup>, Takuro TANAKA<sup>1</sup>, Shinya FUJII<sup>2</sup>,  
Toshihide OGAWA<sup>2</sup>, Yoshiharu HIRATA<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*Department of Radiology, Tottori University Hospital*

<sup>2</sup>*Division of Radiology, Department of Pathophysiological and Therapeutic Science,  
Faculty of Medicine, Tottori University  
1-36 Nishi-cho, Yonago, Tottori 683-8504*

We investigated the signal characteristics in MR imaging of the female pelvis at 3T based on two phantom experiments focusing of the dielectric and chemical shift effects to optimize the imaging parameters for T<sub>2</sub>-weighted imaging. Then CNR measurement was performed, comparing with the one at 1.5T. In the experiment to evaluate the dielectric effect, obtained images showed strong inhomogeneity when the dielectric constant was high and the phantom size was large, leading to signal loss with misadjustment of the radiofrequency (RF) gain or coil impedance. As for the chemical shift, pixel displacement between oil and water at 3T was two times larger than at 1.5T. For clear visualization of the 3-layer uterine structure, setting of TR longer than 6500 ms was required to avoid the effect of longer T<sub>1</sub> relaxation time. When the imaging parameters are optimized based on these results, it can be possible to obtain the CNR 2 to 5 times higher than that at 1.5T. While the common advantage of clinical imaging at 3T is known to be its high CNR, it should be noted that fluid accumulation in the peritoneal cavity including the pelvis may increase electrical conductivity, causing severe image artifacts. In conclusion, understanding these characteristics is important for optimization of imaging parameters for high CNR body imaging at 3T, which will provide information more clinically feasible.