

超高磁場装置における撮像技術

石森佳幸¹, 藤原康博¹, 北 章延¹, 山田和弘¹,
木村浩彦², 松田 豪³, 椛沢宏之³, 藤林康久⁴,
米倉義晴⁴

¹福井大学医学部附属病院放射線部 ²同医学科病態解析医学講座放射線医学領域

³GE 横河メディカルシステム㈱イメージングアプリケーションテックセンター

⁴福井大学高エネルギー医学研究センター

はじめに

近年の magnetic resonance imaging (MRI) 分野では、パラレルイメージングに代表されるマルチコイル技術や steady state free precession (SSFP) などのパルスシーケンス技術とハードウェアの進歩、k-space trajectory の工夫などにより様々な応用が可能となってきた。一方、高い静磁場強度を利用してももとの MR 信号を高く得ようという取り組みは、一般臨床においては 3T から 4T でそのメリットとデメリットの均衡が収束しそうである¹⁾。その理由として超高磁場装置を用いた MRI の特徴として、(1)SN の向上、(2) T_1 値の延長、 T_2 値の短縮、(3)磁化率効果の増大、(4)共鳴周波数の高周波化、(5)specific absorption ratio (SAR) の増大、などが挙げられるが、(1)は超高磁場装置を用いる最大のメリット、(5)はそれに伴う弊害、(2)から(4)は利点でもあり欠点ともなり得るためである。本邦においても超高磁場装置を用いた研究報告も多くなされるようになり、また 2003 年 2 月の 3T 装置の一部薬事認可に伴い今後一般臨床使用が進むであろう。そこで本稿

では、3T MRI 装置を運用する際に 1.5T に比べて注意を要する点などを中心に、これまでは研究者たちがノウハウとして知っていた当たり前のことかもしれないが、今後はオペレータが知っておくべきこと、3T 装置のそれ本来の性能を引き出すための撮像技術的な諸事情について述べる。なお、ここで述べる知見は GE Signa VH/i 3T ver.8.3 を用いた頭部を対象としたものであり、QD head coil で得られたものである。比較対照には GE Signa Horizon 1.5T ver.5.8 を用いた。撮像パラメータやオプション、それらが画質に与える影響については他の装置との互換性は立証できないが、一般的な傾向は同様であると考ええる。

磁場均一性

プロトン MRI における静磁場の均一性は一般的に、関心領域における水スペクトルの半値幅で定義され²⁾、ppm 単位で表示されることが多い。つまり半値幅の静磁場強度に対する割合であるため、仮に 1 ppm の磁場均一性と言っても 1.5T ではスペクトルの半値幅は 64 Hz で

この総説は第 31 回日本磁気共鳴医学会大会シンポジウム「MRI をどのように運用するか：技術面を中心に」での講演を中心にまとめたものである。

キーワード magnetic resonance imaging, high field, 3 tesla, imaging parameter

あるのに対し、3T では 128 Hz であることを意味する。ここで 1.5T と同一の性能で満足していたのでは、撮像時に十分広い帯域で受信しないと全信号をカバーすることはできないことが伺える。Table 1 に装置付属のシミングツールで測定した 20 cm 球体領域の磁場均一性の実測値を示す。両装置とも設置時に調整される超伝導コイルによるシムに加え、傾斜磁場コイルに線形にオフセット電流を印加して調整する 3 軸 1 次 gradient シム³⁾が可能であり、3T 装置ではこれに加えて 6 チャンネルの高次項を調整できる常伝導シムが追加されている。Table 1 では各シムシステムを用いてシミングをした場合に得られる最も均一性のよい状態の値を示しているが、相対値 (ppm) で表示した場合、用いるシムシステムによって達成される均一度は磁場強度によらず、ほぼ等しいことがわかる。これを絶対値 (Hz) 単位で表すと 3T では 1.5T の 2 倍以上の値であり、1.5T の gradient シムで達成可能な 5 Hz 前後の均一度を達成するには、3T では高次シムが必須であることがわかる。

では磁場均一性がどれだけ画像等に影響を与えるのであろうか。Fig. 1 に上述の 3 パターンのシミングの状態での画像比較を示す。A は fast spin echo (FSE) での T_2 強調像、B は gradient recalled echo (GRE) での T_2^* 強調像、

C は single shot GRE echo planar imaging (EPI) での T_2^* 強調像である。Spin echo (SE) をベースとしたイメージングでは 0.5 ppm 程度の磁場均一性で十分な画質が得られているが、 T_2^* 強調、特に一回の励起で全エコーを収集する EPI では磁場均一性の影響がはっきりと画質の差となって現れる。高次項のシミングをすることにより脳室レベルでの側頭部の描出に差がでている。fMRI や perfusion 検査において高磁場装置が有利であるが^{4),5)}、これら EPI を用いる検査では磁場均一性を上げて十分な信号強度を得ておくことで、微細な信号変化のダイナミックレンジを広くとらえることが可能となる。Fig. 2 には PRESS 法で得られた single voxel MR spectroscopy (MRS) での比較を示す。図中の (a) から (c) は Fig. 1 と同じシミング条件を示し、(d) は更に領域を 4 cm 球体領域に絞って高次シミングを実施した場合を示しており、ピークの高さの絶対比較ができるように縦軸は同一スケールで表示している。3T 装置を用いて共鳴周波数の上昇によるケミカルシフトの増大を利用して高分解能な MRS を得ようとしても、1.5T と同じ 0.1 ppm という磁場均一性に満足していたのでは単に信号値が上がるに過ぎない。分解能の向上には絶対値で 1.5T と同じ 5 Hz 程度の磁場均一性を達成しなければならない。

Table 1. Measured Homogeneity of Static Magnetic Field

Shim system	Relative value (ppm)		Absolute value (Hz)	
	1.5T	3T	1.5T	3T
Superconducting shim only	0.369	0.487	23.57	62.22
+ Linear gradient shim	0.090	0.144	5.74	18.35
+ High order resistive shim	—	0.031	—	3.94

With the same shimming system, 1.5T and 3T show the almost same result with relative values. But high order shimming system is required in order to attain the same value as 5 Hz of absolute value at 1.5T gradient shimming system.

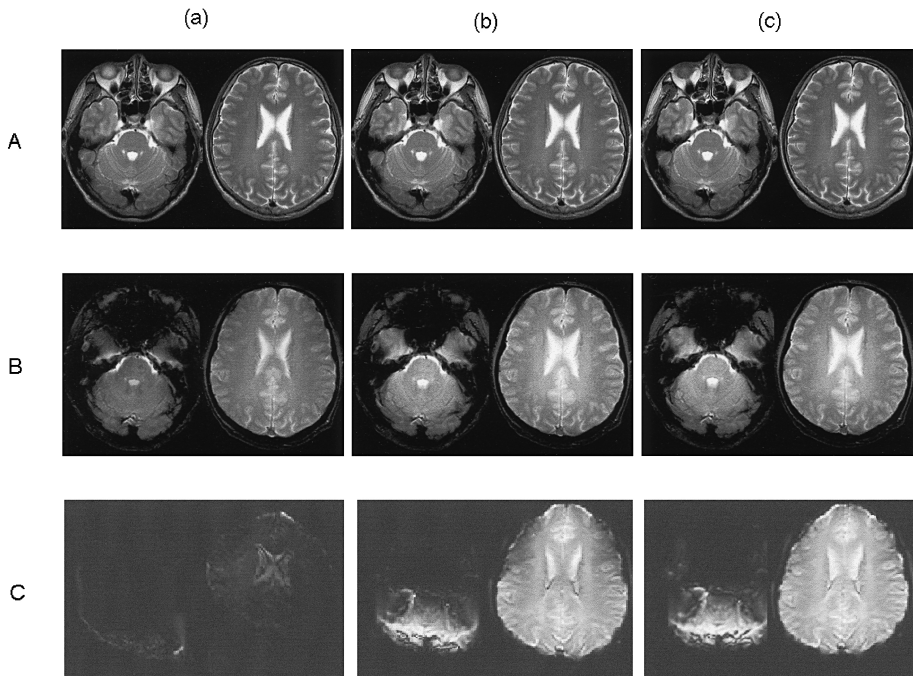


Fig. 1. Image comparison by the difference of magnetic field homogeneity
 (a) Images obtained under superconducting shimming system only. (b) Images obtained by the combination of superconducting and linear gradient shimming system. (c) Images obtained by the combination of superconducting, linear gradient, and high order resistive shimming system. A : Fast spin echo T₂-weighted images. (TR/TE=4000/68 ms). B : Gradient recalled echo T₂*-weighted images. (TR/TE=500/20 ms, flip angle=20 degree). C : Single shot gradient echo EPI. (TR/TE=∞/40 ms, flip angle=90 degree). Spin echo images are almost unaffected in shimming condition. The visibility and signal intensity are not so good under superconducting shim only in gradient echo images. With high order shimming system, it can obtain required image quality over the whole head in gradient echo EPI.

このように、超高磁場装置において満足し得る検査結果を得るには磁場均一性が重要な因子である。ここで注意しておきたいのが、超伝導シム以外のシムシステムは装置が置かれている環境、特に室温の影響を受け、抵抗値の変化でシミングの状態が変化してしまうことである。我々の経験では3°Cの室温変化で5 Hz程度の磁場均一性の変化を認めている。Gradientシムはこれまでの1.5T装置と同様に各々のイメージングの際に自動で調整される機構が装備されているので、通常オペレータは気にすることなく最適なシミング状態が確保されるが、

3T装置に実装されている高次シムは現在のところ自動化されてはならず、被検者ごとに最適化することはなかなか困難な状況にある。シムの変動を最小限に抑えるために検査室の室温を常に一定に保つことが必要である。

撮像パラメータ

磁場強度の上昇とともに組織のT₁値が延長することはよく知られているが、それに応じた撮像パラメータの設定を行わねばSNの上昇を生かすことができず、本来のコントラストを呈さない

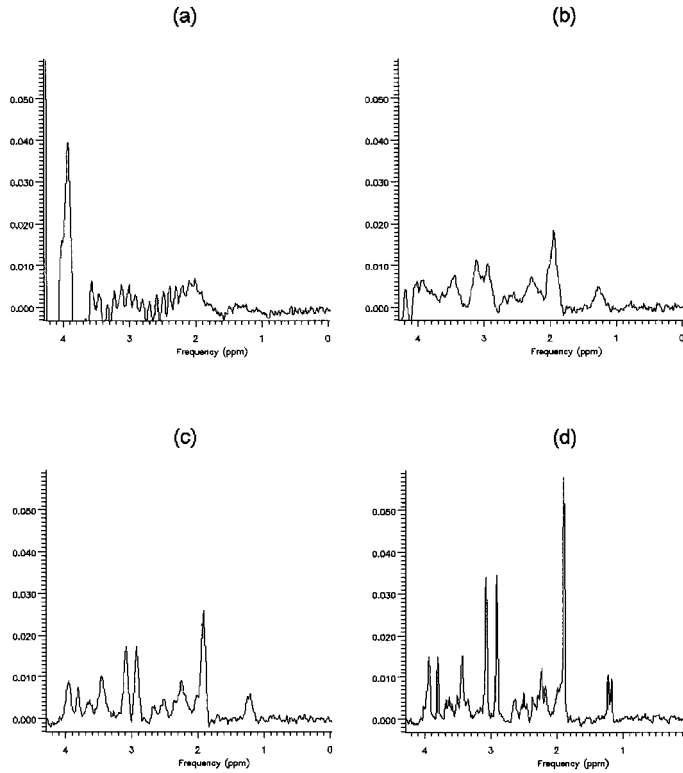


Fig. 2. MRS comparison by the difference of magnetic field homogeneity
 These spectra are obtained using single voxel PRESS MR spectroscopy technique (TR/TE=2000/25 ms, VOI size=2×2×2 cm). (a), (b), and (c) express the respectively same shimming condition as them of Fig. 1. A smaller area is used to adjust the homogeneity of high order shimming in (d). Shimming is most effective means for obtaining high resolution MRS.

画像を撮像してしまうことにもなりかねない。静磁場強度の変化による T_1 値変化の過去の報告^{6),7)}から 1.5T における大脳白質の T_1 値を 600 ms, 灰白質の T_1 値を 1000 ms, 3T における T_1 値をそれぞれ 800 ms, 1300 ms として, 白質-灰白質間の T_1 コントラストを以下の式に従ってシミュレーションしたのが Fig. 3 である。

$$T_1 \text{ Contrast} = \left\{ 1 - \exp \left(\frac{-TR}{T_{1WM}} \right) \right\} - \left\{ 1 - \exp \left(\frac{-TR}{T_{1GM}} \right) \right\}$$

TR : repetition time, T_{1WM} : 白質の T_1 値, T_{1GM} : 灰白質の T_1 値

この例でいえば, 仮に 1.5T で 500 ms の TR で撮られた T_1 強調像と同じコントラストを得るには 3T では TR を 750 ms 程度に延長しなければならないことがわかる。実際には T_2 緩和やその他様々な因子の影響もあるので, 最適 TR を単純に決定することはできないが, 正常ボランティアによる検討においても 3T における SE T_1 強調像の TR は 750 ms 程度が最適という結果を示している⁸⁾。しかし共鳴周波数の

上昇に伴い、radio frequency (RF) コイルの電氣的不均一性や生体への RF 吸収率の不均一などにより、RF 磁場 (B_1) が不均一となりやすいため⁹⁾、3T での SE T_1 強調像は均一性の点で問題が多い。さらに SAR 制限により、短い間隔で RF が印加される T_1 強調像では若干 TR を延長したところで撮像可能スライス枚数

の制限を受けてしまう。このような観点からすれば励起 RF の flip angle を小さくできる GRE タイプの T_1 強調像の方が、均一かつ低 SAR で撮像が可能である。より短い TR を用いた高速 GRE 法を用いても、3T 本来の高 SN により SN 不足は感じられないので GRE T_1 強調像は 3T 向きの撮像法と言えるかもしれない¹⁰⁾。Fig. 4 に 1.5T の TR 500 ms の SE、3T の TR 750 ms の SE、3T の spoiled GRE (SPGR) (TR/TE=40/6 ms, flip angle 45 degree) の T_1 強調像を示す。

一方、組織の T_2 値は本来磁場強度に依存しないが、実際の臨床での撮像条件では様々な理由により若干短縮する¹¹⁾。よって T_2 強調像の echo time (TE) は若干短めで十分な T_2 コントラストを呈する。また T_2 強調像は TR 時間中に縦磁化の回復に十分な時間があることや白質、灰白質、脳脊髄液のコントラストが T_1 強調像と反転することなどから B_1 不均一はあまり目立たず、均一でコントラストのよい画像が得られる。ここで問題となるのは先にも述べた SAR 制限である。SAR は以下の式のように静磁場強度と flip angle の二乗に比例、duty cycle に比例して増大するため、FSE T_2 強調像ではあまり多くの 180 度パルスを用いることがで

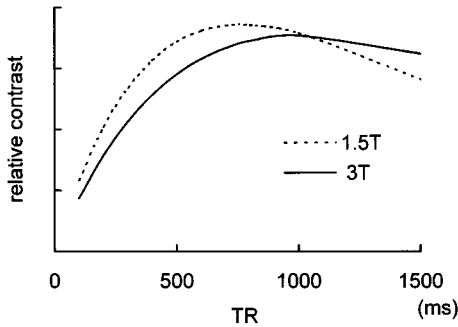


Fig. 3. Simulation of T_1 contrast between white matter and gray matter according to difference of magnetic field strength. The difference of the T_1 signal in each TR is plotted. T_1 value used in simulation are 600 ms (WM at 1.5T), 1000 ms (GM at 1.5T), 800 ms (WM at 3T), 1300 ms (GM at 3T). It is necessary to use longer TR than 1.5T for appropriate image contrast at 3T.

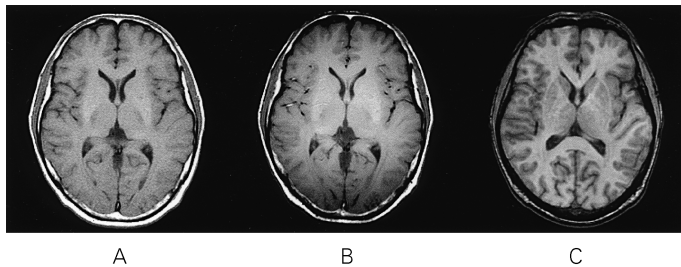


Fig. 4. Comparison of some T_1 -weighted images. A: SE at 1.5T (TR/TE=500/9 ms, matrix=256×192, slice thickness=5 mm). B: SE at 3T (TR/TE=750/8 ms, other scanning parameters are the same as 1.5T). C: SPGR at 3T (TR/TE=40/6 ms, flip angle=45 degree, matrix=256×160, slice thickness=3 mm). As for the SE image of 3T, uniformity is worse though SN is advantageous.

きない。

$$SAR \propto \delta \cdot r^2 \cdot B_0^2 \cdot \alpha^2 \cdot D$$

δ : 電気伝導率, r : 球体モデルの半径, B_0 : 静磁場強度, α : flip angle, D : duty cycle

これについては、現在のところ echo train length (ETL) を減らすなどして対処しているが、リフォーカスパルスの flip angle を低く抑え、また位相制御等を行うことにより低い SAR で FSE が実行可能となるので¹²⁾、今後は徐々に改善されていくであろう。組織の T_1 値の延長を考慮して十分に長い TR を用いれば、もともとの SN のよさを生かした高精細な T_2 強調像が 3T では撮像可能である (Fig. 5)。

GRE における撮像では磁化率効果の増大により、 T_2^* の影響を強く受けるようになる。よって T_1 強調 (in flow 効果含む) を目的とするのであれば、極力短い TE を選択して T_2^* の影響を排除すべきである¹³⁾。また 3T では in phase になる TE は 2.2 ms から、out of phase になる TE は 1.1 ms から、共に 2.24 ms 周期

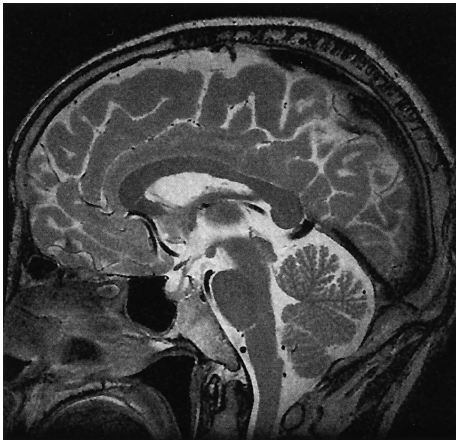


Fig. 5. Example of T_2 -weighted FSE image at 3T (TR/TE = 5000/70 ms, matrix = 384 × 320, slice thickness = 1.5 mm)

Reasonable quality of image routinely can be obtained under the condition of thin slice thickness and a small pixel size at 3T system.

となるので、この点も念頭においた TE 設定が必要である。Fig. 6 では同一撮像条件での 3D time of flight (TOF) MR angiography (MRA) の 1.5T との比較を示しているが、同一 TE でも 3T では out of phase にあたるため、maximum intensity projection (MIP) 処理をしたときに眼窩や皮下の脂肪信号が抑制されている。さらに組織の T_1 値の延長により静止組織では飽和効果が高まり、流入血液では in flow 効果が高まるため、1.5T より詳細な血管構造の描出が実現されている。 T_2^* 強調については、最適なコントラストを得るには目的組織の T_2^* 程度の TE を選ぶことが重要であるため、これまでの概念より短めの TE に設定した方がよい。ここで、位相分散は以下の式のようにボクセルサイズに比例して大きくなるので²⁾、最適な TE を選択したとしても過剰に大きなボクセルサイズを設定してしまうと描出が不十分となるので注意が必要である (Fig. 7)。

$$\Delta\Phi = \gamma \cdot G_i \cdot \Delta r \cdot TE$$

$\Delta\Phi$: 位相分散, γ : 磁気回転比, G_i : 磁束密度変化率, Δr : ボクセル幅, TE : echo time

むしろ 1.5T では SN 不足で画質的に不十分であった小さなボクセルサイズでも 3T では十分な SN で撮像できるので、3T での GRE 撮像は small voxel を心掛けるべきである。

静磁場強度によって調節する撮像パラメータとしてあまり意識されていないものに受信帯域幅 (receive bandwidth : RBW) がある。通常 SN は RBW の平方根に反比例し狭帯域の方が高い SN が得られるが、それに伴いケミカルシフト (画像上のピクセルずれ) の増大、エコー読み出し時間 (サンプリング時間) の延長が起きる (Table 2)。ここでケミカルシフトについては 3T では 1.5T の 2 倍であるので、1.5T と同程度のピクセルずれに抑えるためには 3T では 2 倍の RBW を用いなければならない。また、理論的には 1/4 の RBW を用いれば 2 倍の SN が得られるはずだが、実際は計算どおりの SN が

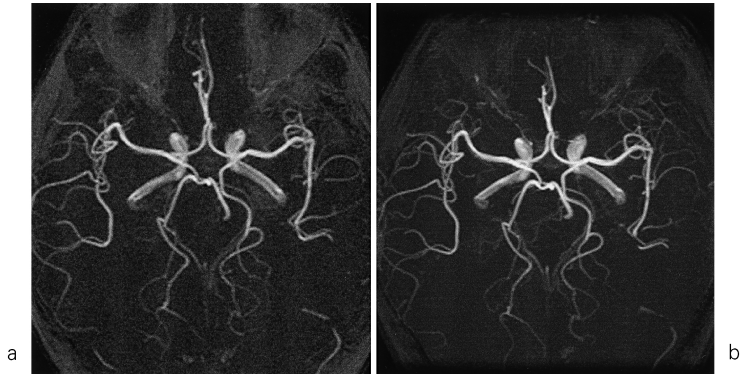


Fig. 6. Image comparison of 3D time of flight MR angiography by the difference of magnetic field
(a) Obtained by 1.5T system. (b) Obtained by 3T system. These images are acquired by the same scanning condition (TR/TE = 30/3.3 ms (minimum TE), flip angle = 20 degree, matrix = 256 × 160, field of view = 16 cm, slice thickness = 1 mm). Fat signal is suppressed in 3T because this TE corresponds to out of phase. Visibility of vessel is improved in 3T because of high in-flow effect.

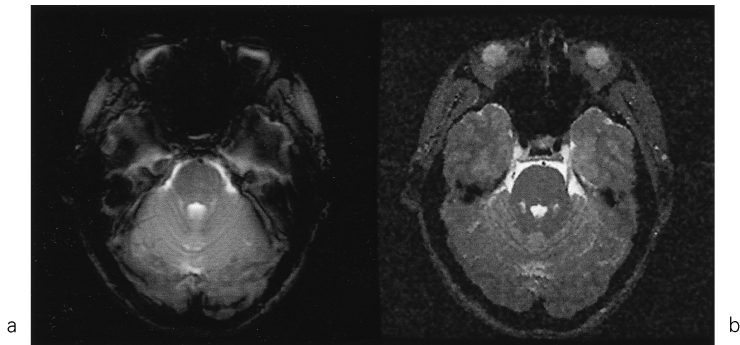


Fig. 7. Image comparison by the difference of voxel size at the T₂*-weighted imaging
Even if it takes on the completely same imaging condition in the point at TR and TE (TR/TE = 500/20 ms, flip angle = 20 degree), image quality is greatly different because of the voxel size. (a) matrix size = 256 × 128, slice thickness = 10 mm. (b) matrix size = 256 × 256, slice thickness = 1.5 mm.

得られるわけではない。Fig. 8 に SE での RBW と相対 SNR の関係を実験的に検証した結果を示す。1.5T ではほぼ理論どおりの SN 変化を示すが、3T では SN 変化の RBW への

依存性が低いことがわかる。これは 3T の磁化率効果の影響と思われるが、狭帯域での信号収集ではエコー読み出し時間の延長による位相分散で期待どおりの SN 向上が図れないものと思

Table 2. Relationship between Receive Bandwidth (RBW) and Other Characteristic Factors

RBW (kHz)	Hz/pixel	chemical shift (pixel)		read out time (ms)	relative SNR
		1.5T	3T		
128	500	0.4	0.9	2	0.5
64	250	0.9	1.8	4	0.7
32	125	1.8	3.6	8	1.0 (reference)
16	62.5	3.6	7.2	16	1.4

matrix size = 256

3T system shows twice chemical shift of 1.5T system at the same RBW. Other factors theoretically depend on RBW too.

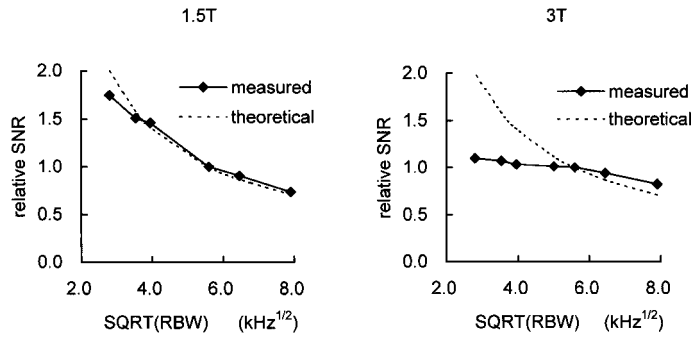


Fig. 8. Relationship between receive bandwidth (RBW) and relative SNR

The SNR changes like the theory in 1.5T, but RBW dependency is low in 3T. This experimental data is acquired by SE pulse sequence (TR/TE = 300/38 ms (fixed for all experiments)). The phantom used in experiments is CuSO₄ solution (T₁ = 800 ms, T₂ = 700 ms at 1.5T).

われる．特に T₂ 値の短い物質の狭帯域での低信号化は顕著なので注意が必要である．3T では全般に T₂ 値が短縮する傾向があるので，狭帯域では k-space の高周波成分の信号低下が空間分解能の低下を招く危険性も含んでいることになる¹⁴⁾．Fig. 9 は視神経部の FSE T₂ 強調像の RBW 16 kHz と 64 kHz の比較であるが，狭帯域でのケミカルシフトの増大，脂肪信号の低下が認められ，動きによるアーチファクトも目立っている．FSE などマルチエコー収集パルスシーケンスの場合，狭い RBW の使用によるエコー読み取り時間の延長はエコースペース

の延長となり，結果的に実効 TE を変化させてしまう．つまり画像コントラストまで変化してしまう危険性があることを意味する．最も顕著な例は FSE での T₁ 強調の場合で，狭帯域の使用は T₂ 強調度の増加となり，3T では T₂ 値の短い物質の信号低下が強いので仮に 1.5T と同じパラメータで撮像したとしても，全く違うコントラストを呈してしまうことさえあり得る．よって超高磁場 MRI ではケミカルシフトの点でも，SN やコントラストの点でも狭い RBW の使用はあまりメリットがあるとは言えない．

ここまで述べた撮像条件の考え方から，長い

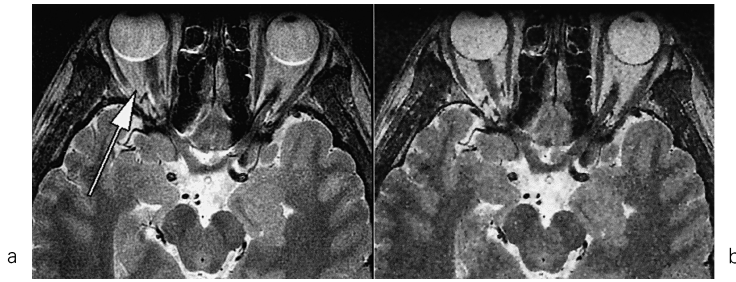


Fig. 9. Image comparison by the difference of receive bandwidth (RBW) Imaging with narrow RBW is not suitable for 3T. Larger chemical shift, signal loss due to long time for data sampling, and moving artifact are observed in the narrow RBW image (arrow). These images are acquired by the same imaging condition except for RBW ((a) RBW = 16 kHz, (b) RBW = 64 kHz). (FSE, TR/TE=6000/68 ms, ETL=8, matrix=320×320, field of view=18 cm, slice thickness=1.5 mm).

TR, 小さいボクセル, 少ない ETL の使用など, 撮像時間が延長し 3T になって SN がよくなったといっても決して時間短縮につながらない印象を受ける. 実際, 加算を減らすことにより時間短縮は可能だが, 1.5T に比べ “綺麗” な画像を提供しようとする と検査時間を短縮することはできない. そこで, 一般臨床に 3T MRI を導入するのを機にこれまでの MRI 診断の概念を少しばかり刷新することが必要と筆者は考える. 具体案としては, 1~2 mm 程度の等方性ボクセルを用いた 3D 撮像を基本にしたプロトコールを採用し, コントラストの違う 3 ボリューム程度で一検査を終了してはどうだろうか. 一撮像当たりの時間は 5 分程度になり 1.5T での感覚からすると長くなってしまいが, これまでのように 5 mm 厚程度のマルチスライス撮像を複数回繰り返して多方向からの観察をするというような時間を省略することができる. X 線 CT もマルチスライス化が進んでおり, 膨大な画像データが発生している現在の状況から考えても, 二次元画像をフィルムに焼き付けての画像診断はもうそろそろ終わりにしてもよいのではないだろうか.

その他

今後の一般臨床への 3T の普及を考えると, 造影検査の適応も増えてくるであろう. Gd 造影剤の緩和度は一般に超高磁場では低い値を示す^{13),15)~17)}. つまり同じ量の造影剤での緩和時間短縮効果としては 1.5T より 3T の方が低いはずである. だが実際は造影後の緩和速度は組織の緩和速度と造影剤の緩和速度の和によって表されるので, 組織の T₁ 値が延長した 3T MRI での造影効果は 1.5T より高いことが示されている^{18),19)}. よって 3T での造影検査では, 1.5T と同じ信号変化率でよいのであれば造影剤の投与量を減らすことが可能かもしれない. しかし 3T に最適化した TR を延長した撮像条件を用いた場合, 従来どおりの TR で撮像された 1.5T より高い造影効果が得られるとは限らない. また高濃度域での T₂ 短縮が 1.5T より早い段階で信号低下を起こすことなどを考慮すると, 3T における造影 T₁ 強調像は極力短い TE を選択する必要性は明らかだが, その他の撮像条件や対象とする臓器や目的の違いによる投与量の検討は今後の検討課題である.

最後に安全性について再度確認しておきた

い^{20),21)}。これまで述べてきたように SAR は 1.5T の 4 倍になるし、磁場強度の増加に伴い磁性体の吸引力が強くなるのは容易に予想がつく。たとえ磁性体でない金属といえども磁場内で動いた場合の誘導起電力が大きくなるので、1.5T で検査できた体内金属について安易に 3T でも OK とは言えない²²⁾。同様に体内金属がない被検者であってもガントリー内で動いた場合に違和感を訴えるかもしれないし、超高磁場ではじっとしているだけでもめまいなどの不快感を訴える被検者がいることを念頭においておくべきである^{23),24)}。3T MRI の使用に際しての安全性の確保については各施設でガイドラインを作成するなどして事故の起こらないよう注意していただき、また今後は危険事例などのデータベースを施設間で共有できるような環境の構築が望まれる。

ま と め

3T MRI をそれ本来の特徴を生かすための運用上の留意点について述べた。

- 磁場均一性は画質向上には重要な要素で頭部では 5 Hz 程度の均一性が目安。
- 撮像条件の考え方は 1.5T と比較して TR を長く、TE を短めに、flip angle を浅く、ボクセルサイズを小さく、RBW を 2 倍。
- 造影剤の使用法、体内金属への対応など今後の課題も多く、安全管理には十分な注意が必要。

文 献

- 1) 中田 力：3.0T 装置の臨床。日磁医誌 2001；21：161-169
- 2) Felix WW：Advanced MR imaging techniques. GE Medical Systems. 1988；USA。(翻訳版)
- 3) Schneider E, Glover G：Rapid *in vivo* proton shimming. Magn Reson Med 1991；18：335-347
- 4) 中井敏晴：超高磁場装置による fMRI。日磁医誌 2002；22：47-55
- 5) Wang J, Alsop DC, Li L, Listerud J, Gonzalez-At JB, Schnall MD, Detre JA：Comparison of quantitative perfusion imaging using arterial spin labeling at 1.5 and 4.0 Tesla. Magn Reson Med 2002；48：242-254
- 6) Wansapura JP, Holland SK, Dunn RS, Ball WS Jr.：NMR relaxation times in the human brain at 3.0 tesla. J Magn Reson Imaging 1999；9：531-538
- 7) Fischer HW, Rinck PA, Van Haverbeke Y, Muller RN：Nuclear relaxation of human brain gray and white matter：analysis of field dependence and implications for MRI. Magn Reson Med 1990；16：317-334
- 8) 山田和弘, 森 光一, 藤原康博, 石森佳幸, 東村享治, 米倉義晴, 藤林康久：3T-MRI 装置を用いた人脳の CNR および SNR に基づく Spin Echo 法撮像条件の適正化。日放技学誌 平成 15 年度中部部会誌 (印刷中)
- 9) 巨瀬勝美：超高磁場 MRI のハードウェアの展望。日磁医誌 2003；23：51-56
- 10) Lee JH, Garwood M, Menon R, Adriany G, Andersen P, Truwit CL, Ugurbil K：High contrast and fast three-dimensional magnetic resonance imaging at high fields. Magn Reson Med 1995；34：308-312
- 11) Bottomley PA, Foster TH, Argersinger RE, Pfeifer LM：A review of normal tissue hydrogen NMR relaxation times and relaxation mechanisms from 1-100 MHz：dependence on tissue type, NMR frequency, temperature, species, excision, and age. Med Phys 1984；11：425-448
- 12) Hennig J, Scheffler K：Hyperechoes. Magn Reson Med 2001；46：6-12
- 13) Bernstein MA, Huston J 3rd, Lin C, Gibbs GF, Felmlee JP：High-resolution intracranial and cervical MRA at 3.0T：technical considerations and initial experience. Magn Reson Med 2001；46：955-962
- 14) 桜井康介, 藤田典彦, 村上卓道, 金 尚元, 原田貢士, 小塚隆弘：サンプリング周波数帯域の MR 画像に与える影響。日医放会誌 1990；50：910-917
- 15) 石森佳幸, 北 章延, 藤原康博, 山田和弘, 東村享治, 米倉義晴, 藤林康久：3T MRI における造影検査の基礎的検討。日放技学誌 平成 15

年度中部都会誌 (印刷中)

- 16) Donahue KM, Burstein D, Manning WJ, Gray ML : Studies of Gd-DTPA relaxivity and proton exchange rates in tissue. *Magn Reson Med* 1994 ; 32 : 66-76
- 17) Takahashi M, Uematsu H, Hatabu H : MR imaging at high magnetic fields. *Eur J Radiol* 2003 ; 46 : 45-52
- 18) Elster AD : How much contrast is enough?. Dependence of enhancement on field strength and MR pulse sequence. *Eur Radiol* 1997 ; 7 : 276-280
- 19) Tractnig S, Nobauer-Humann IM, Ba-Ssalamah A, Mlynarik V, Barth M, Schoggl A, Fog A, Lechnerl G : MRI contrast enhancement of brain tumors at 3 Tesla versus 1.5T. In : Proc 10th Meeting ISMRM, Honolulu, 2002 ; 1007
- 20) Schenck JF : Safety of strong, static magnetic fields. *J Magn Reson Imaging* 2000 ; 12 : 2-19
- 21) 塚元鉄二, 安達 泉 : MR 装置の安全性 : IEC 規格について. *日磁医誌* 1999 ; 19 : 295-302
- 22) 畑 雄一 : MRI の安全性—体内埋め込み装置あるいは金属について—. *日磁医誌* 1999 ; 19 : 303-310
- 23) 中井敏晴, 松尾香弥子 : 3T 装置を用いた fMRI における自覚症状の調査研究. *日磁医誌* 2003 ; 23 : 107-117
- 24) Schenck JF, Dumoulin CL, Redington RW, Kressel HY, Elliott RT, McDougall IL : Human exposure to 4.0-Tesla magnetic fields in a whole-body scanner. *Med Phys* 1992 ; 19 : 1089-1098

Imaging Techniques at Ultra High Magnetic Field

Yoshiyuki ISHIMORI¹, Yasuhiro FUJIWARA¹, Akinobu KITA¹,
Kazuhiro YAMADA¹, Hirohiko KIMURA², Tsuyoshi MATSUDA³,
Hiroyuki KABASAWA³, Yasuhisa FUJIBAYASHI⁴, Yoshiharu YONEKURA⁴

¹*Radiological Center, Fukui University Hospital*

23-3 Shimoaizuki, Matsuoka-cho, Yoshida-gun, Fukui 910-1193

²*Department of Radiology, Faculty of Medical Sciences, University of Fukui*

³*Imaging Application Tech Center, GE Yokogawa Medical Systems, Co. Ltd.*

⁴*Biomedical Imaging Research Center, University of Fukui*

Magnetic resonance imaging (MRI) systems using high magnetic fields over 1.5T have become widely used. This article is a review of several technical issues that need to be addressed in order to achieve appropriate results using 3T MRI. Homogeneity of a static magnetic field is the most important issue, especially for echo planar imaging and spectroscopy. Therefore high order shimming procedures cannot be omitted in a 3T system. It is necessary to adjust the homogeneity of a 3T system to the same unit in Hz that is used in a 1.5T system. For imaging parameters, longer repetition time (TR), shorter echo time (TE), lower flip angle, and smaller voxel size are recommended. This is due to prolonged T₁ value, inhomogeneity of radio frequency penetration, severe susceptibility effect and large specific absorption rate (SAR) at ultra high magnetic fields. Longer sampling time adversely affects image quality at ultra high magnetic fields because of chemical shift artifact and spin dephasing during data sampling. Consequently, using wide receiving bandwidth is practical for 3T. The amount of contrast media and the imaging parameters must be considered in order to achieve appropriate image contrast in contrast enhanced examination. This makes it necessary to pay close attention during all examinations using ultra high magnetic fields.