

超高磁場 MRI の特徴と問題点

梅田雅宏¹, 福永雅喜², 樋口敏宏³, 田中忠蔵³

¹明治鍼灸大学医療情報学 ³同脳神経外科 ²Advanced MRI, LFMI, NINDS, NIH

はじめに

最近の 3T 装置による MRI は、コイル技術の発展も加わり、1.5T に比較して感度が著しく改善し画質が飛躍的に向上した印象を受ける。また、MRS にとっては分離能が大きくなり、1.5T では得られないグルタミン酸などのピークの安定した検出が期待されている。また、現在の 3T 装置のマグネットは小型化しており、その外観は 10 年前の 1.5T 装置と同じかむしろ小さくなっている。マグネットの小型化やシールドの技術進歩に伴い、初期の 3T マグネットに比較し漏洩磁場の範囲も小さくなった。最近の自己シールド型のマグネットでは 1.5T との漏洩磁場の差もわずかである。にもかかわらず、中心磁場は 2 倍であり、マグネットの開口部付近では急激に磁場が強くなっていることに注意が必要である。マグネットルームに持ち込んでいた器具なども 1.5T から 3T へ移行するときには再点検することが望まれる。一方、静磁場強度の上昇は、磁化率アーチファクトに伴う局所的な信号損失を増強し、共鳴周波数の上昇に伴う生体への電波の吸収エネルギーの上昇から RF 照射に制限が生じるなどいくつかの問題も生じている。ここでは 3T MRI の特徴とこれらの問題点、およびそれを回避する方法についてまとめる。

高磁場の特徴

臨床用 MRI 装置は 1980 年代に 0.1T や 0.2T の磁場強度から始まり 0.5T そして 1980 年代半ばから 1.5T の磁場強度をもつ MRI 装置が用いられ始めた。しかし、その後商用の 3T の MRI 装置の完成までは 10 年以上の歳月を要した。この間にはマグネット技術の進歩による安定化や冷却技術、増幅器やマルチチャンネル RF 回路の進歩があり、3T 装置の医療施設への導入を可能とした。古い話だが、高分解能の NMR の世界では ¹H の共鳴周波数が 100 MHz の装置が初めて紹介されたときは、感度や分解能の点でそれまでの 60 MHz の装置に比べて分析能力に大きな利点があり、上位クラスの装置として受け止められていた。1.5T と 3T の MRI 装置は ¹H の共鳴周波数が 64 MHz と 128 MHz でこの関係に近い。しかし、3T の MRI は 1.5T の MRI に比較し感度や、周波数軸上でのケミカルシフトが 2 倍になるものの、通常の臨床画像として非常に優れた特徴はまだ十分に引き出せていないように思う。MR spectroscopy (MRS) については先ほどの高分解能の NMR と同様に信号の分離能の点で優れている。また、縦緩和時間の延長は動脈ラベルの灌流画像法に役立ち、T₁ 強調画像における造影効果を高め、さらに fMRI で利用されている。磁化率効果による横緩和時間の短縮を積極的に用いることができる。こうした特に重要と思われる MRI, MRS の主な特徴について以下にま

キーワード high field, SAR, dielectric resonance, MRS, relaxation time

とめる。

1. 感度の向上

1) 理論値と実際の値

MR 装置において静磁場強度の向上による一番のメリットは感度の向上である。これは NMR の原理に基づくもので、磁場強度に平行あるいは半平行といった核スピンの状態によるエネルギーの違いが、磁場に依存し大きくなる。平衡状態での平行 (n^+)、反平行 (n^-) のスピンの数の比は次式で示されている。

$$n^-/n^+ = \exp(-h\nu/kT) \dots\dots\dots(1)$$

ここで h はプランク定数 (6.626×10^{-34} Js), ν は共鳴周波数 ($=\gamma H$), k はボルツマン常数 (1.38×10^{-23} J/K), T は絶対温度である。この式によると 64 MHz (1.5T) では励起されたスピンの内 1/100000 しか信号に寄与しない。ランジュヴァン方程式によれば磁化 M_0 は静磁場強度に比例するため、3T では 1.5T の 2 倍になる。さらに、コイルに励起される信号の大きさは周波数に比例するので、信号は磁場 B_0 の 2 乗に比例することになる。

$$S \propto B_0^2 \dots\dots\dots(2)$$

一方、周波数が高くなると、コイル内の生体による電波の損失がコイル自体の抵抗より大きくなる。例えば、コイル内に生理食塩水がある場合に誘起されるノイズは静磁場に比例する¹⁾。

$$\text{Noise} \propto B_0 \dots\dots\dots(3)$$

コイル技術は周波数の上昇に伴って困難となり、実際の感度を理論どおりに上昇させることは難しい。それでも式(3)のように S/N 比は磁場に比例することになるので、3T では 1.5T に比べ十分な感度の向上が期待できる。

2) 画質の改善

感度向上が最も寄与するのは、コントラスト-ノイズ比の上昇で、特に高空間分解能の測

定におけるコントラスト-ノイズ比の上昇は画質の高さを印象づける。3T 装置で用いられるスライス厚は 3 mm や 4 mm が多く、パーシャルボリューム効果の軽減から解剖学的画像での組織の識別能を向上させる。また、最近では傾斜磁場システムの向上によりフィールドオブビュー (FOV) を 40 mm とすることも可能である。小さな受信コイルと高磁場の MRI による高い感度は、高空間分解能画像で大きなメリットとなる。この高感度 MRI は、多くの異なるパラメータによる撮像を一度に必要とする拡散テンソル画像や造影剤をボラス投与して求める灌流画像法で有効となる。また、maximum intensity projection (MIP) を用いる MRA では、わずかなコントラスト-ノイズ比の上昇が、細い血管の走行描出能の向上に寄与する²⁾。

3) MRS における感度改善の意義

感度の上昇は MRI だけでなく MRS についても同様に大きなメリットとなる。¹H-MRS は既に多くの応用例が報告されている。3T での注目点の一つが、1.5T では計測が困難であった γ -アミノ酪酸 (GABA) などの低濃度化合物の検出である³⁾。また、spectroscopic imaging (SI) の空間分解能の改善は、腫瘍およびその周辺の代謝物質と解剖学的な比較を可能とする⁴⁾。短い TE であれば 1 ml の容積でも十分解析可能な感度を得ることができる (Fig.1)。

2. 磁化率効果

エコープレイナーイメージング (EPI) 法が実用化されるまで、1.5T の装置で磁化率の問題はそれほど重要ではなかった。もちろん初期のころから、体内の義歯や、クリップなど非磁性金属が作る信号の欠損がアーチファクトとして認められた。ところが、EPI の出現により常磁性効果が日常的になった。局所的な磁場の不均一を強く反映させる T_2^* 強調の高速画像法としての EPI では、副鼻腔など空気を含む組

2006年9月6日受理

別刷請求先 〒629-0392 京都府南丹市日吉町 明治鍼灸大学医療情報学 梅田雅宏

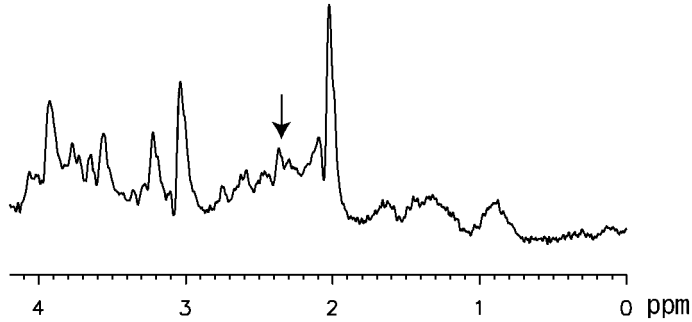


Fig. 1. ¹H-MRS of brain with the 1 ml volume was performed on 3T MRI using spectroscopic sequence and 4 inches surface receiver coil. The peaks of glutamine and glutamate are found. TR is 2 s, TE is 25 ms, 3 averaged. (Provided by BFIR)

織の周辺に著しい低信号領域が出現し、画像がゆがむなど診断上重大な問題を含んでいた。このことは磁化率の負の効果として強く印象づけられた。一方で、EPIはT₂*低下を敏感にとらえる高速画像法として、血管内の常磁性物質であるデオキシヘモグロビンがコントラストを変化させる脳機能画像（functional MRI：fMRI）の研究では非常に重要な役割を担っている。また、超常磁性酸化鉄粒子（superparamagnetic iron oxid：SPIO）の陰性造影剤が市販され、磁化率の効果のもう一つの有効な利用法も認識されるようになった。現在このSPIOは、分子イメージングの有力なツールの一つとして、細胞ラベル材としての研究が進められている。このように高磁場MRIでは、磁化率効果が磁場強度の上昇に伴ってより強くなり、大きなゆがみや信号の損失をもたらす一方、fMRIの研究に利用され著しい成果を上げている。ここでは磁化率効果とその有用性について紹介する。

1) 磁化率の定義と磁場のゆがみ

磁場 H の中にある物質をおくと、物質中に観測される磁束密度 B は次式に示される。

$$B = \mu_0 H \dots \dots \dots (4)$$

ここで μ_0 は真空の透磁率と呼ばれる。もし、磁場によって物質中に磁化 M が発生すると、

この磁化による磁束 ($\mu_0 M$) が加えられる。磁場 H によって物質中に発生する磁化 M を χH と定義する。この χ が磁化率である。こうして、物質中に発生する磁束密度 B は次のように表される。

$$B = \mu_0 (1 + \chi) H \dots \dots \dots (5)$$

つまり磁化率の違いは信号を発信する水素原子の受ける静磁場を変えることになる。また、この式は物質中にどれだけ磁束を集めることができるかを示している。常磁性体のように磁化率が大きい物質中には磁化が集中する。また反対に反磁性体のように磁化率が負であれば磁束はその物質を避けるように分布する。生体内では常磁性の金属イオンや、デオキシヘモグロビン、酸素分子などが常磁性を示し、一般の有機化合物から成る組織に比べて高い磁化率を有している。鼻腔のように生体中に存在する空気は生体に比べ本来の磁束密度を有するために、臓器中の磁場をゆがめることになる。磁場の均一性を反映させる位相画像を利用して脳の磁場のゆがみを評価すると、鼻腔上部の磁場のゆがみが1.5Tに比較して3Tで大きいことが認められる (Fig. 2)。

2) BOLD効果の増強

式(5)でもわかるようにこの磁化率の変化に

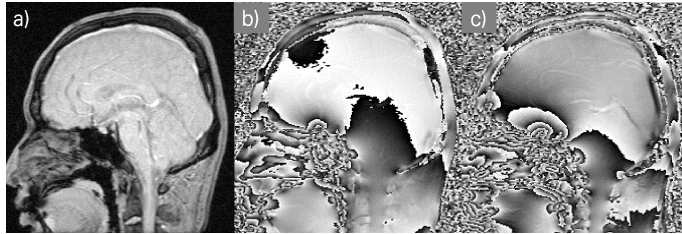


Fig. 2. Field homogeneity comparison of the brain in 3T and 1.5T by sagittal phase image with 10 ms TE after normal shimming. (a) Gradient echo image at 1.5T. (b) Phase image at 1.5T. (c) Phase image at 3T. (Provided by BFIR)

よる局所磁場のゆがみは静磁場に比例して大きくなる。生体内ではピクセル内のデオキシヘモグロビンを含む血管の周囲に磁場の不均一を作り、これが T_2^* または T_2 を短くしている。脳組織が賦活すると血流の上昇に伴い相対的に血液中のデオキシヘモグロビンの濃度が低下し、 T_2^* 強調画像で信号上昇として観測される。このように磁化率効果の変動に基づいている BOLD 効果は、1.5T に比較して 3T で賦活領域の信号の増減が大きくなり⁵⁾、統計的信頼性の高い領域が増加する。また、3T では 1.5T に比較して、太い静脈の信号変化への寄与が減少する⁵⁾。こうしたことから fMRI の研究は 3T へと移行している。

3) 肝臓の SPIO による造影効果の増強

SPIO は高い磁化率をもっている。現在多く用いられている肝臓では SPIO が貧食細胞に集中し、比較的強い局所磁場勾配が発生すると考えられる。このような強い勾配磁場近くの分子運動などで T_2 が著しく短縮する。この効果は 3T でより強くなり、より短い TE での撮像を可能とする。

3. 緩和時間の変化

生体組織の縦緩和時間は磁場の上昇に従って延長するとされている⁶⁾。3T では 1.5T に比較して 10~20% 程度上昇する。緩和時間の延長は T_1 強調画像のための TR の延長や、 T_2 強調画像における信号の飽和を抑制するために TR の延長など、計測時間の延長をもたらし、組織

の T_1 コントラストを低下させる。しかし、動脈を反転パルスで磁氣的にラベルする arterial spin labeling (ASL) の計測においては動脈中の水の緩和時間の延長は、血管内の水を長い時間追跡できる利点となる。常磁性物質により縦緩和時間を短縮させる造影剤のコントラストも改善する。一方、 T_2 については磁化率の効果もあり短縮する。

1) 縦緩和時間延長の動脈ラベル灌流測定法における利点

ASL は、反転させた動脈血のスピンが観測面に流れ込み、信号を減少させる程度から組織灌流を調べる方法である。ラベルする動脈は観測面より心臓に近い部位を選択する。スピンの反転には、アディアバティックな条件を満たす連続波又は、観測面のできるだけ近くのスピンを反転させることができるアディアバティック RF パルスを用いる。したがって ASL で精度の高い灌流画像を得るにはラベルされた動脈血の半減時間が長いことが望ましい。スピンは縦緩和時間の間ラベルされていて、動脈血が観測面の組織へ到達するのに数百ミリ秒かかる。このことから血液の T_1 の延長は、血液の水がラベルされてから組織へ達するまでの損失を減少させより正しい結果を与えることになる⁷⁾。

単純に緩和時間だけを考えると、動脈血の T_1 が 10% 程度延長するとき、灌流画像の信号強度は 7% 程度増加が見込める。一方で、灌流計測では照射する電波の周波数が高くなり比吸収

率 (specific absorption rate : SAR) の問題が深刻になる。そこで、RF パルスの工夫や、RF のパワーの削減のために動脈照射用の小さなコイルを観測用のヘッドコイルと別に用いるマルチコイル法が報告されている⁸⁾。

2) 縦緩和時間延長の造影効果の改善

全体的な T_1 の延長は造影剤を用いて緩和時間によるコントラストを作るときには有利に働く⁹⁾。プロトン密度が同じで T_1 の異なる組織のコントラスト C は次式で表される。

$$C = \frac{\{\exp(-TR/T_1) - \exp(-TR/T_{1c})\}}{\{1 - \exp(-TR/T_1)\}} \dots\dots\dots (6)$$

ここで $1/T_{1c} = 1/T_1 + r$ 、 r : 造影剤による緩和効果

TR/T_1 を x として書き換え、これを $x=0$ の周りにテーラー展開して $TR \cdot r \gg 1$ として $\exp(-TR \cdot r)$ の項を無視すると、 $C = 1/x + x/12$ となる。 TR/T_1 が 1 の周辺では T_1 が延長するとコントラストは高くなる。このとき、 T_1 の延長は造影効果によるコントラストを引き上げる方向に働くことになる。

3) 横緩和時間

溶液中では横緩和時間は磁場に影響しないと考えられているが生体組織では異なる。高磁場の MRI では磁化率の効果による T_2^* が短縮する。さらに、 T_2 の短縮も生じる。不均一な磁場の中でも動かないスピンの信号はスピンエコー法では減少しない。しかし、不均一な局所磁場中を移動するスピンは周波数が変動し、スピンエコー法でもこの位相のばらつきを補償することができない。これにより T_2 も短縮される。この現象はちょうど拡散強調画像の原理に似ている。生体中の運動する分子は、血流や脊髄液、間質液などにある。これらの流れや拡散する水分子の T_2 は 3T では減少する。スピンエコーで計測された T_2 強調画像は 3T と 1.5T では若干異なる。例えば、超常磁性粒子を投与した場合、肝臓の貧食細胞に集められ、その周囲との間に著しい磁場の不均一を作る。緩やか

な速度の血流や間質液のプロトンは長い T_2 をもち、 T_2 強調画像の信号に寄与していると考えられる。大きく磁化率の変化した貧食細胞の周囲ではこれらの T_2 が短くなり T_2 強調画像の信号を低下させる。

4. 共鳴周波数の上昇

1) MRS における分解能の向上

MRS におけるピーク分離能の向上は、溶液の NMR の装置の発展の歴史がよく物語っている。分子構造解析を目的とした溶液の NMR は、より高い磁場の装置を要求して発展してきた。これは高磁場では信号の感度が向上するだけでなく、スペクトルのピーク分解が簡単になり、分子構造を調べるのに好都合となるためである。これらの原因として、磁化率と同様に、電子の軌道運動による磁気遮蔽効果で生じる静磁場の強度に依存した化学シフトと、分子内の核磁気モーメントが影響しあうために生じるスピン-スピン結合によるピークの分裂がある。化学シフトは静磁場強度に依存してその周波数差は大きくなるのに対して、スピン-スピン結合による分裂の周波数差は一定となる。静磁場が高くなると相対的にスピン-スピン結合の分裂が小さくなりパターンが簡略化される。こうして 3T の脳の 1H -MRS では、1.5T では分離観測が困難なグルタミン酸やグルタミンの信号が認められる (Fig. 1)。また、リン酸に結合する 1H を照射してピークを先鋭化させた ^{31}P -MRS ではホスホディエステルやホスホモノエステルの信号にそれぞれ二つのピークが認められ、成分分離が可能になる (Fig. 3)。これらのピーク分離能の向上は、試薬で得られたスペクトルを元にスペクトルの解析を行う場合に有利となり、解析の信頼性を向上させる。

2) ピークの選択能の上昇

MRS のケミカルシフトの周波数軸の高磁場による拡大は、周波数選択励起の場合も役立つ。周波数選択励起でエディティングを行うときにはピークを選択的に励起したり、反転させたりすることが必要になる。周波数軸上でピー

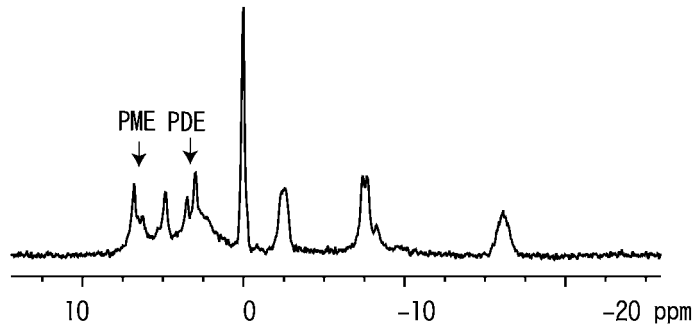


Fig. 3. ^{31}P -MRS with ^1H decoupled of brain was performed at 3T. The peaks are found separately in phosphomonoesters (PME) and phosphodiesteres (PDE). (Provided by BFIR)

クが分離しているとこの操作が容易となるため、高磁場では選択性の点でより有利となる。

高磁場の注意点とその対策

静磁場強度に比例して、磁性体を引きつける力も上昇する。しかし磁石の作成技術が進歩し漏洩磁場の縮小や磁石の小型化などが実現している。このため磁石付近の磁場強度の傾斜はより急になっている。このことに十分注意が必要である。特に漏洩磁場の減少によりマグネット周囲で感じる磁場が低下しているため静磁場強度の上昇を意識しないこともあるのでマグネットルームの設計や、室内の付属品や規定など再検討が必要である。

磁場が上昇することでいくつかの問題が生じる。具体的には EPI における磁場の欠損の拡大や、SAR 制限によるマルチスライスの枚数の減少などである。特に後者はルーチン測定のシーケンスの再考を迫られ、シーケンスやパラメータなどの再検討が必要となることがある。ここではこれらの原因について解説し、さらに対策のヒントをいくつか紹介する。

1. 磁場上昇の問題

1) 磁化率効果による信号の欠損の発生と対策

磁場強度が上昇することにより EPI の画像欠損は大きくなる。この画像欠損は磁化率効果

による測定ボクセル内の T_2^* の短縮による。特に EPI で強く出現する。したがって、fMRI では磁場の上昇が S/N を向上させる重要なポイントであったのに、それを計測する EPI 法自体に問題を生じてしまうことになる。これを解決するためにスライス厚を薄くする方法が採られている。副鼻腔の周囲（特に静磁場方向に）では比較的大きな磁場のゆがみが生じる (Fig. 2)。こうした磁場のゆがみは従来のスピネコー法や TE の短いグラジエントエコー法では問題にならなかった。しかし、EPI ではグラジエントを反転させて何度もグラジエントエコーを作り k-space を埋めるため、実効 TE を十分短くできない。 T_2^* はボクセル内の磁化の総和の結果であり、磁場の不均一さが T_2^* を決める。ボクセルのサイズはスライス方向に長い。X や Y 平面の分解能が 1 mm ~ 2 mm 程度で、スライスは 5 mm 程度のスライス方向に長い直方体の形をしている。この結果、スライス方向の磁場のゆがみはボクセルの T_2^* を短縮させ、信号の欠損が現れる。したがって、この信号の欠損を小さくするためには、スライス厚を薄くすることが一つの方法である (Fig. 4)。こうしてスライス方向のサイズを小さくすることで T_2^* の短縮を抑えることができる。シム調整を限定した関心領域に対して行うことでその領域内の磁場の均一性を上げることも可能であ

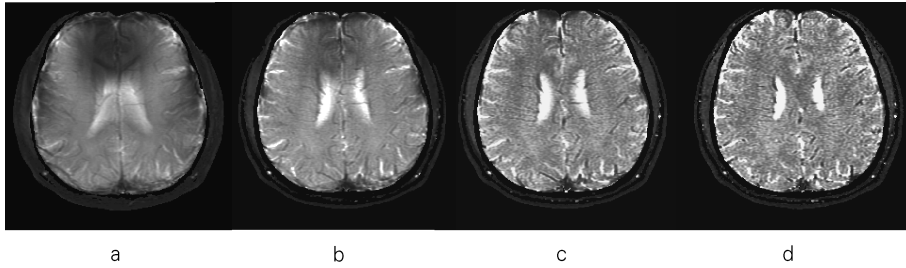


Fig. 4. The decrease of slice thickness makes less signal loss. Gradient echo images was performed at 3T with TE 10 ms and slice thickness with 20 mm (a), 10 mm (b), 5 mm (c), 2 mm (d). (Provided by BFIR)

る．一般的には磁場の均一性の確認は、位相画像や TE を変えて計測したグラジエントエコー MRI から計算した T_2^* を用いて行う。

2) EPI におけるゆがみと k-space の分割

EPI のサンプリング時間は通常のスピエコーやグラジエントエコーに比較して長い．つまり、サンプリングの周波数帯域は狭いことになる．このため水と脂肪のケミカルシフトによる画像のずれはかなり大きい．同様に、不均一磁場は k-space 上のリードアウトグラジエントのデータを非線形にずらせてしまう．このための画像のゆがみが生じる．このゆがみを小さくするには、サンプリング周波数を高くする、k-space を分割するなどの方法がある．K-space の分割はマルチショット EPI が一般的で、16 分割で得られた 256×256 マトリックスの EPI ではゆがみがかなり軽減する．ただし、fMRI や造影剤を用いた灌流測定のようにダイナミックな高速撮像が必要な場合は最近のマルチレシーバーを用いた SENSE などのパラレルイメージングの技術¹⁰⁾を用いることが望ましい．K-space を分割することで、レシーバー帯域を減少させ、画像のゆがみを軽減することができる．

3) 移動スピンの位相ずれ

移動するスピンの位相ずれは、励起からエコーの中心までの時間に受ける磁場の合計が周囲の静止しているスピンの受ける磁場の合計と

釣り合わないことに起因する．位相コントラスト法では、印可した磁場勾配中のスピンの移動が引き起こす位相差により移動距離を求めている．この位相差は、磁化率効果により作られた勾配中をスピンが移動するときにも同様に生じる．具体的には MRI の位相エンコードステップの間のスピンの移動距離が異なると動きのアーチファクトを生じる．これは静磁場の不均一に起因する位相差なので、その量は静磁場強度に依存し、高磁場では大きくなる．心臓やその他腹部の撮像で問題になる可能性がある．TE を短くすることで軽減できる可能性がある．

4) MRS の定量計測の問題点

脳内でも出血など磁化率効果の高い組織が ROI 内に存在するときは、磁場が乱れ分解能調整ができない．これによる信号の減少は EPI と同様である．3T では 1.5T に比較して信号の消失が顕著となると考えられる．この局所的な信号の低下については定量的な計測で特に問題となる．高磁場での定量測定については後で述べる RF の不均一性の問題もあり、 T_2^* の評価を行うことや、組織内の代謝物質や水を内部標準とする方法を検討する必要がある．

2. 共鳴周波数の変化

高磁場化に伴って共鳴周波数が高くなることは、MRI に多くの影響を与える．一般的に MRI に生じる問題はケミカルシフトアーチファクトの増加である．単純に 3T では水と脂

肪のピクセルのずれは2倍の周波数になる。3Tでの¹Hの共鳴周波数は128 MHzで、空気中での波長は234 cmだが、水中では26 cm程度になる。生体の誘電率は水より若干小さいため、波長はもう少し長くなる。波長がコイルサイズに近づくとRFコイルの中に進行波と反射波が重なる定在波が生じる。この定在波は磁場の強い波腹と、弱い波節をもち、64 MHzで慣れ親しんできたコイルの均一さが急に失われる。また、波節や波腹のところでは実効的なRFパワーが変化し、電波の吸収による温度上昇の計算も異なる。このRFの不均一の問題は定量測定を行う上では重要な問題となる。ここではこれら、周波数が短くなったことから発生するいくつかの問題とその対策について説明する。

1) ケミカルシフトアーチファクト

通常のMRIではリードアウト方向に、水と脂肪の位置ずれが生じケミカルシフトアーチファクトと呼ばれている。このずれは、リードアウトグラジエントにより位置をエンコードするとき、異なるケミカルシフトをもつ水と脂肪の画像はケミカルシフト分だけ位置がずれる。ケミカルシフトは静磁場に比例するので、ケミカルシフトアーチファクトは高磁場で大きくなる。水と脂肪のピクセルのずれは3Tでは2倍の周波数の差の約450 Hzになる。MRI上の水と脂肪のずれを同じにするには、リードアウトグラジエントを2倍にしなければならない。このことにより、S/Nが低下してしまう。これでも3Tの感度は1.5Tの感度の1.4倍になるが、高感度のメリットが半減する。このケミカルシフトのずれを補う簡単な解決策はない。しかし、高磁場の高空間分解能のMRIを得るために関心領域を狭くするような場合、大きなリードアウトグラジエントを利用するので、ケミカルシフトアーチファクトは小さくなる。また、感度を向上させるために画像加算を行うような場合、Dixon法¹¹⁾などのケミカルシフト画像の方法などを利用するのも一案である。

Dixon法では水と脂肪のスピン位相をそろえた画像(in phase)と反転させた画像(out phase)を計測し、画像の加減算により水画像、脂肪画像を得るもので、理想的に水、脂肪画像のそれぞれを得ることができ、加算した分の感度向上も見込まれる。

2) スライス方向のケミカルシフトのずれ

ケミカルシフトのずれはスライス方向にも生じていることを忘れてはならない。スライスのRFパルスで励起される位置は常にケミカルシフト分だけずれた位置がスライスされている。したがって3Tでは1.5Tに比較しこのずれも2倍になる。この問題は、スライスが厚い領域選択のMRSでは深刻となる。TEを短くするために帯域が1 KHz程度のRFパルスを用いて、2 cmのスライスをするときのずれは、2.5 mm/ppm程度と大きくなる。また一般に領域選択のMRSでは領域外を選択して飽和させる領域外信号の抑制技術が利用されるが、この選択パルスが場合によっては観測信号を抑制することがあるので注意を要する。同じような現象は灌流画像における観測面に流入する血液信号の抑制にも当てはまる。しかし、流れ込む血流を消去するような十分厚いスライス選択の場合はスライスプロファイルが緩やかであり、位置ずれが重要な問題とならないかもしれない。

3) 高周波による加熱の問題と対策

電波の周波数が上昇すると誘導電流によって生じる熱量も大きくなる。SARは次式のごとく表される¹⁾。

$$SAR = 0.5\sigma\pi^2r^2f^2B_1^2D\rho^{-1} = 0.13\sigma r^2\gamma^2B_0^2B_1^2D\rho^{-1} \dots\dots\dots(7)$$

ここで、σ：電気伝導率、r：球体の半径、f：電波の周波数、B₀：静磁場の強さ、B₁：電波の強度、D：デューティーサイクル(1秒間に照射している時間)である。

1.5Tと3Tでは単純に4倍のSARになる。したがってこのSARの制限下での計測が実際の3Tの装置の運用上一番の問題となる。非常

に多くのスライスを測定している場合などでは TR の間に計測できる枚数が制限される。さらに、3T の MRI では、その高感度の特徴を生かして詳細なデータを期待され、また磁化率のアーチファクトを軽減するため薄いスライスが使われる。このため測定されるスライス枚数が増加する。このようにスライス枚数に対する要請と SAR による制限といった相矛盾する問題がある。通常の運用では、一度に計測するマルチスライスの枚数を少なくすると、全体の計測時間の延長を余儀なくされる。フリップ角を下げたグラジエントエコー MRI を利用するなど対策が必要となる。しかし、フリップ角を小さくするグラジエントエコー系ではコントラストがつきにくくなる。これを解決するために、三次元の T_1 強調 MRI のデータの取得には反転パルスを用いて反転回復法 (inversion recovery : IR) で T_1 コントラスト与えて、小さなフリップアングルの用いる高速グラジエントエコー系を利用してサンプリングする方法も行われている。こうすることで全体的な励起のための SAR を減少させることができる。SAR の問題が深刻なのは再焦点パルスを用いたマルチエコー系の高速スピネコー法である。しかし、スピネコーの再焦点パルスは 180 度でなくてもよいので、フリップアングルを小さくすることが簡単な解決法である。ところが、すべての再焦点パルスを小さくすると緩和時間の異なる組織でコントラストが変わってしまう。このために再焦点パルスのパワーを変化させる方法¹²⁾、RF パワーと同時に傾斜磁場の形を変形させる方法¹³⁾が提案されている。また、さらに、SAR を減少させるには k-space を埋めるのに必要な励起パルスを少なくすることが必要である。このためには k-space を分割した EPI 系のシーケンス (マルチショット EPI あるいはマルチグラジエントエコー) を利用することもよい。SENSE などのパラレルイメーシング技術も測定中の励起パルスを減らすのに役立つ。

4) デカップリングパワーの上昇

1.5T では低感度で分離能に問題があった ^{31}P -MRS や ^{13}C -MRS の観測は高磁場の MRI 装置の利点が発揮されるアプリケーションの一つである。これらの核種では核オーバーハウザー効果 (NOE) により信号を増強させるために、観測パルスの前に RF の照射を行う。あるいは観測核と結合する ^1H とのスピン-スピン結合がある場合、この結合している ^1H を照射するデカップリングを行い、ピーク分裂を消失させる。これらの RF 照射は SAR による制限が重大な問題となる。照射パワーを抑制させるためにはより効率的な照射を行う必要がある。ケミカルシフトが広がるために照射する周波数帯域も広がるので、必要なピーク (着目している原子と結合している原子のピーク) に照射周波数を合わせて帯域を狭くするなどの工夫が必要となる。特に照射すべき信号が離れているときは、異なる中心周波数をもつ狭い周波数帯域をもつ電波を同時に照射する方法も一つの解決策であろう。

5) 高周波パワーの不均一

RF の不均一は高磁場の MRI で特に大きな問題となる点である。一つには 3T 以上の強い MRI の ^1H の共鳴周波数が 100 Hz 以上になり、ヘッドコイルやボディコイルの作成技術が難しくなる。さらに電波の波長がコイルサイズに近づく。このため、コイル内に定在波が生じ、コイル内に RF の不均一な領域ができる¹⁴⁾。こうした誘電共振 (dielectric resonance) の効果により生じる電磁場強度の不均一は、定在波の振動モードにも依存する。3T では躯幹部が、7T では頭部の不均一性が特に問題となっている。一方、パラレルイメーシングの技術の一つの SENSE を RF の送信に拡張して、複数の送信コイルを用いて送信 RF を分割する方法が提案されている¹⁵⁾。この RF 送信の分割は、送信電波のパワーを軽減するだけでなく、RF の不均一を解決するものと考えられ研究が進められている¹⁶⁾。

3. グラジエントノイズ

一般にグラジエントノイズは傾斜磁場と主磁場の干渉によって生じる。傾斜磁場コイルに誘起される力は主磁場とグラジエントコイルに流す電流に比例する。したがってどうしても3Tでは音が大きくなる¹⁷⁾。このためにいろいろな工夫がなされている^{18),19)}。高分解能の画像でかつ、ゆがみの小さな画像を撮像するとき、傾斜磁場コイルに流す電流が大きくなる。このため装置の性能を上げることと、音を小さくすることは矛盾する問題であり今後の装置の改良が期待される。

ま と め

高磁場のMRIは、高い受信感度を背景とした高分解能なMRIや、静磁場の上昇による分離能の高いMRSを提供してくれる。1.5Tに比較して圧倒的なこれらの利点に加え、fMRIの研究には欠くことのできないツールとなっている。一方、周波数の上昇はRFの不均一やSARによる制限などいくつかの問題が明らかになってきた。躯幹部のMRIは3Tではスタートしたばかりでこれから解決しなければならない問題も多い。いくつかのヒントを今回提示したが、十分な解決には至らないかもしれない。解決しなければならない問題については、これからの技術革新を待つ必要がある。また、同時に磁化率効果などを積極的に利用した新しい応用が見いだされ、高磁場MRIを用いた研究が発展することが期待される。

文 献

- 1) McRobbie DW, 杉村和朗. 標準MRI. オーム社, 2004
- 2) 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
- 3) Choi IY, Lee SP, Merkle H, Shen J: Single-shot two-echo technique for simultaneous measurement of GABA and creatine in the human brain *in vivo*. *Magn Reson Med* 2004; 51: 1115-1121
- 4) Gruber S, Mlynarik V, Moser E: High-resolution 3D proton spectroscopic imaging of the human brain at 3T: SNR issues and application for anatomy-matched voxel sizes. *Magn Reson Med* 2003; 49: 299-306
- 5) Ogawa S, Menon RS, Tank DW, Kim SG, Merkle H, Ellermann JM, Ugurbil K: Functional brain mapping by blood oxygenation level-dependent contrast magnetic resonance imaging. A comparison of signal characteristics with a biophysical model. *Biophys J* 1993; 64: 803-812
- 6) 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
- 7) 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
- 8) Zaharchuk G, Ledden PJ, Kwong KK, Reese TG, Rosen BR, Wald LL: Multislice perfusion and perfusion territory imaging in humans with separate label and image coils. *Magn Reson Med* 1999; 41: 1093-1098
- 9) Nobauer-Huhmann IM, Ba-Ssalamah A, Mlynarik V, et al.: Magnetic resonance imaging contrast enhancement of brain tumors at 3 tesla versus 1.5 tesla. *Invest Radiol* 2002; 37: 114-119
- 10) Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P: SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999; 42: 952-962
- 11) Dixon WT: Simple proton spectroscopic imaging. *Radiology* 1984; 153: 189-194
- 12) Busse RF: Reduced RF power without blurring: correcting for modulation of refocusing flip angle in FSE sequences. *Magn Reson Med* 2004; 51: 1031-1037
- 13) Conolly S, Glover G, Nishimura D, Macovski A:

- A reduced power selective adiabatic spin-echo pulse sequence. *Magn Reson Med* 1991; 18: 28–38
- 14) Hoult DI, Phil D: Sensitivity and power deposition in a high-field imaging experiment. *J Magn Reson Imaging* 2000; 12: 46–67
- 15) Katscher U, Bornert P, Leussler C, van den Brink JS: Transmit SENSE. *Magn Reson Med* 2003; 49: 144–150
- 16) Ullmann P, Junge S, Wick M, Seifert F, Ruhm W, Hennig J: Experimental analysis of parallel excitation using dedicated coil setups and simultaneous RF transmission on multiple channels. *Magn Reson Med* 2005; 54: 994–1001
- 17) Foster JR, Hall DA, Summerfield AQ, Palmer AR, Bowtell RW: Sound-level measurements and calculations of safe noise dosage during EPI at 3 T. *J Magn Reson Imaging* 2000; 12: 157–163
- 18) Edelstein WA, Hedeem RA, Mallozzi RP, El-Hamamsy SA, Ackermann RA, Havens TJ: Making MRI quieter. *Magn Reson Imaging* 2002; 20: 155–163
- 19) Katsunuma A, Takamori H, Sakakura Y, Hamamura Y, Ogo Y, Katayama R: Quiet MRI with novel acoustic noise reduction. *MAGMA* 2002; 13: 139–144

Benefits and Problems in High-field MR Imaging

Masahiro UMEDA¹, Masaki FUKUNAGA², Toshihiro HIGUCHI³,
Chuzo TANAKA³

¹*Department of Medical Informatics, ³Department of Neurosurgery, Meiji University of Oriental Medicine Hiyoshi-cho, Nantan-shi, Kyoto 692-0392*

²*Advanced MRI, LFMI, NINDS, NIH*

Magnetic resonance (MR) imaging is a powerful tomographic tool, but its signal-to-noise ratio is weaker than that of X-ray computed tomography (CT). Therefore, many improvements have been made in coil technology and pulse-sequence design. Increased field strength of the magnet for MR imaging has improved sensitivity. Recently, high-field MR imaging systems were installed and began to be applied clinically. High-field MR imaging has potentially good sensitivity and peak separation in MR spectroscopy, but problems in relaxation time, susceptibility effect, dielectric resonance effect, and higher radio frequency (RF) wave. T_1 elongation and higher absorption of RF waves increases total scanning time. Susceptibility effect causes signal loss and distorts images. The dielectric resonance effect causes inhomogeneity of signal intensity in the image. I discuss the benefits of high-field MR imaging and offer hints to avoid its problems.