

3T MR Physics

浦山 慎一

京都大学医学研究科附属高次脳機能総合研究センター

はじめに

2005年の全身用装置の薬事承認以降、3T MRI装置の臨床応用はますます加速し、2007年12月末の段階で、国内での稼働台数が109台にまで至った¹⁾。80年代に研究が開始され、90年代に実用化されて以降、20年近くたってようやく臨床的な有用性が認められるようになったことになる。もちろん最新の1.5T MRI装置の完成度は非常に高いため、1.5T装置と比較すると、3T装置に残された問題はいまだに多い。しかし一方で、本講座の対象となっている中枢神経系の撮像においては、メリット/デメリットを勘案しても1.5Tの装置よりも3T装置のもつ価値の方が十分に大きく、今後、3T MRI装置が主流となることは間違いないと考えられている。

本稿では、今後ますます臨床での応用が進む3T MRIの物理的特徴を、1.5Tとの比較により解説する。両者の差異は、大胆に言ってしまえば、まず静磁場強度が違うこと、またそれに伴い共鳴周波数が異なること、この二つのみ起因する。ハードウェア面から言うと、静磁場系（静磁場コイルやシムコイル等）とRF送受信系（送受信コイル、送信アンプ、スペクトロメータ等）である。しかし、これら二つの差異は、以下に述べるように様々な差異の原因となり、画像のコントラストを変え、時にアーチファクトを強くし撮像パラメータを制限する。1.5Tと3T MRIの差異をMRI物理的な観点

からとらえることにより、3T MRIの特徴の本質的な理解がより深まることを期待している。

1.5Tと3Tの違い

1. 信号ノイズ比

3T MRI装置のもつ利点として、まず最初に挙げられるのは信号ノイズ比の高さであろう。信号ノイズ比を上げる要因は二つ、静磁場強度上昇による平衡状態の磁化ベクトル M_0 の増大、および、共鳴周波数 ω_0 の上昇に伴う受信コイルの起電力の増加、である。

磁石の側に鉄を近づけると、その鉄も磁石となる。このように、ほとんどすべての物質は、磁場環境下に置かれると磁化、つまり「磁石化」される。これは、物質内部に磁気モーメントと呼ばれる小さな磁石があり、それが周りの磁場の影響で方向がそろってくるからである。この磁化の効果は、物質によって強弱があり、磁場がなくなっても磁石の性質が残るもの（例えば鉄）もあり、また、磁場と逆方向に磁化するもの（例えば水や銅）もある。これら、物質のマクロな磁化の効果を決めているのは、主に電子のもつ磁気モーメントである。しかしその影で、影響は小さいが原子核自身も原子核スピンによる磁気モーメントをもち、周囲の磁場の方向に沿うように、その方向が変わる。MRIで信号源となるのは、この原子核スピンの磁気モーメントの総和である磁化ベクトルである。そしてこの磁化ベクトルは、鉄に対する磁化と

同様、やはり静磁場強度が高くなると大きくなる。この現象を、量子力学的に説明すると以下のようになる。

静磁場環境下の原子核で、プロトンのようにスピン量子数 1/2 をもつものは、静磁場方向に沿った平行状態と逆を向いた逆平行状態という、二つの量子化状態をもつ。この二つの量子化状態はエネルギーレベルが異なっており、平行状態では逆平行状態よりもエネルギーレベルが静磁場強度 B_0 に比例した $\gamma h B_0$ (γ は磁気回転比, h はプランク定数 $= 6.626 \times 10^{-34}$ Js) だけ低い (ゼーマンエネルギーレベル), 平行状態にあるスピンは逆平行状態のものより安定する。すなわち、各スピンはエネルギー $\gamma h B_0$ を吸収して逆平行状態になるよりも、放出して平行状態になる傾向にある。しかし、室温や体温の環境下では、熱運動によって周囲の原子核や分子とスピンとの間のエネルギーの吸収/放出の頻度が大きくなるため、各スピンの二つの量子化状態のどちらにあるか、その確率はほぼ拮抗し、差は非常に小さくなってしまふ。これを統計的に表せば、二つの量子化状態を取るスピンの数の差は、ボルツマン分布によって予測され、

$$N^+ - N^- = \frac{\gamma h B_0}{2kT} \cdot (N^+ + N^-) \dots \dots \dots (1)$$

となる。ここで、 N^+, N^- はそれぞれ平行、逆平行状態にあるスピンの数、 k はボルツマン定数 (1.38×10^{-23} J/K), T は測定環境の絶対温度 (K) であり、 $\gamma h B_0 / kT$ が 1 よりも十分に小さいことを用いた。つまり、平行状態にあるスピンの数は、逆平行状態にあるものよりも、全スピン数の $\gamma h B_0 / 2kT$ だけ多い。そしてこの個数の差に、平行状態のスピンのもつ磁気モーメント $\gamma h / 2$ とプロトン密度 ρ_0 をかけたものが、静磁場平衡状態での磁化ベクトル M_0 である。

$$M_0 = \frac{1}{4} \rho_0 \frac{\gamma^2 h^2}{kT} B_0 \dots \dots \dots (2)$$

この式が示すように、磁化ベクトル M_0 は、静磁場強度に比例して大きくなるので、3T MRI 装置では 1.5T 装置と比較して磁化ベクトルは 2 倍となる。

また、磁化ベクトルが静磁場方向 (Z 軸方向) を軸として回転したときに生じる電磁波が、受信コイルに対して起こす起電力は、コイルの作る閉ループ内を横切る全磁束の時間変化に比例する (ファラデーの電磁誘導の法則)。磁束の時間変化は、観測する電磁波の周波数に比例するため、コイルに誘導される電流も周波数に比例する。つまり、3T MRI 装置では 1.5T 装置と比較して 2 倍の電流が流れる。

この両者の結果、信号ノイズ比は静磁場強度の 2 乗に比例することとなり、3T MRI 装置での信号ノイズ比は、1.5T 装置と比較して最大で 4 倍に増加する。

一方で、静磁場強度の上昇により、信号ノイズ比が下がる要因は数多くある。被検体から出る熱ノイズや MRI 装置の電気回路から発生するシステムノイズは、静磁場強度に比例して増大する。後に述べるような、静磁場強度上昇により増大する磁化率効果、化学シフト効果などは、スピンの周波数と共鳴周波数との差をより広げるために、ノイズを増加させる。なぜなら、そもそも MRI は NMR と同じくスペクトロスコーピーであり、傾斜磁場を用いて周波数に位置情報を割り当てているだけなので、共鳴周波数と異なる周波数で歳差運動するスピンは、アーチファクト源かノイズ源となるからである。また、共鳴周波数上昇による T_1 緩和時間の延長は、縦磁化の回復を遅らせ、多くの場合、信号強度を下げる方向に働く。同じく共鳴周波数上昇による MT (magnetization transfer)

2008年9月11日受理
 別刷請求先 〒606-8507 京都市左京区聖護院川原町54 京都大学医学研究科附属高次脳機能総合研究センター 浦山慎一

効果の増大は、後に述べるように、信号強度低下の一因となる。BOLD法などいくつかの撮像法によっては、心拍動や呼吸によって変動する脳血流量や脳血液量は、静磁場強度上昇により大きなノイズ源となり得る。受信コイルを初めとするハードウェアの最適化が、1.5T装置の方が開発にかけた年月が長い分だけ進んでいるため、得られるデータの質が、3T装置の方が比較的低下する傾向にある。これらの要因は、MRI装置や撮像法、撮像パラメータに依存して変動するため、単純に定量化することは困難である。過去の文献では、信号ノイズ比と静磁場の関係を定式化した記述を見かけるが^{2)~4)}、その多くは測定環境のある種のものに固定しており、参考値程度にとらえておくのが現実的であろう。

ただし、撮像法や撮像パラメータを固定しても、受信コイルに phased array コイルを使用していると、場合によっては正確な信号ノイズ比の計測が困難であることに注意すべきである。Phased array コイルは複数の表面コイルをオーバーラップさせて並べた構造をしているが、そもそも表面コイルの信号ノイズ比が空間的に均一でないために、phased array コイルで得られる画像の信号ノイズ比も空間的には不均一となる。したがって、一般的に信号ノイズ比測定に用いられる、背景部分と対象部分とで ROI (region of interest) をとり、それぞれの分散と平均値の比を計算する、という手法では、ROI を描く位置に依存して数値が変わるために正確な測定ができない。現在、臨床で用いている 3T MRI 装置のほぼすべて、また近年に導入された多くの 1.5T 装置でも、信号ノイズ比向上のために phased array コイルを用いる傾向にあるため、注意が必要である。もちろん、single-shot EPI 法や spiral 法のような超高速撮像法であれば、連続して画像収集をし、各ピクセルごとに時間軸方向の分散と平均を測定することで、信号ノイズ比を推定することは可能である。

2. 静磁場不均一性 (B_0 不均一性)

先に述べたように、外部磁場 B_0 中に物体をおくと、物体内部には外部磁場を増強もしくは減弱するような磁化ベクトル M_0 が生じる。磁化ベクトル M_0 の方向および大きさは物体の組成や形状に依存するが、一般的には外部磁場 B_0 に比例する。そして、その比例係数に真空中の透磁率 μ_0 をかけたものは磁化率と呼ばれ、 χ で表されている。すると、物体内部の磁場強度 B'_0 は、外部磁場 B_0 と、磁化ベクトル M_0 に真空中の透磁率 μ_0 をかけたものの和として、以下のように表される。

$$B'_0 = B_0 + \mu_0 M_0 = (1 + \chi) B_0 \dots \dots \dots (3)$$

共鳴周波数 ω_0 はその局所の磁場強度 B'_0 に比例するため、組織の磁化率 χ が異なると、その組織中での共鳴周波数も異なってくる。また、磁化率の異なる組織同士の境界面では、磁化ベクトル M_0 の大きさや方向が乱れるために、共鳴周波数がずれるだけでなく、空間的な磁場強度変化、つまり局所的な傾斜磁場が生じる。これらが、一般的に静磁場不均一性 (B_0 不均一性) と呼ばれる現象である。この現象は、時には BOLD 法や磁化率強調画像撮像法 (SWI 法) のように生体内情報を得るために利用され、時には画像ゆがみや信号低下などのアーチファクト源もしくはノイズ源となる。そしてここで大切なことは、この主原因となる磁化ベクトル M_0 は外部磁場 B_0 に比例するため、この効果が静磁場強度の上昇とともに大きくなることである。つまり、3T MRI 装置での静磁場不均一性は、1.5T 装置の時よりも 2 倍大きくなり、下記に述べる効果も、3T MRI 装置では大きくなる。

BOLD 法や SWI 法のような gradient echo (GE) 系列の撮像法では、この静磁場不均一性が MRI 信号に与える影響は、その磁場強度の空間変化とボクセルサイズの大きさによって異なる。つまり、空間変化がボクセルサイズよりも緩やかな場合、ボクセル内スピンの共鳴周波

数は、 ω_0 とはずれているもののボクセル内では均一であると見なされ、ボクセル内スピンの位相分散が小さいので信号強度は大きく減少せず、位相がシフトの影響の方が大きい。逆に空間変化がボクセルサイズよりも急激に変化する場合には、位相分散による信号強度低下がおこる (Fig. 1)。SWI法では、信号の位相シフトを用いて磁化率コントラストを強調するので、ボクセルサイズは磁場強度の局所的な空間変化よりも十分に小さくする必要がある。これが、この撮像法で、信号ノイズ比を多少犠牲にしても、ボクセルサイズを小さくした方が良いと言われる理由である。逆に、BOLD法ではMR信号強度を用いて不均一磁場のコントラストを出すため、部分体積効果や必要となる空間解像度が許される範囲で、ボクセルサイズは大きい方がよい。また、アーチファクトとして画像に与える影響に注目すると、共鳴周波数のずれによる位相シフトは、傾斜磁場による周波数と位置情報との対応付けに誤差を生じさせるので、画像ゆがみの原因に、局所的傾斜磁場による信号低下は、いわゆる信号抜けの原因となる (Fig. 2)。頭部の single-shot EPI 画像など

で、前頭洞や副鼻腔周辺で見られる画像ゆがみや信号抜けは、その典型的な例である。

逆に spin echo (SE) 撮像法であれば、再収束パルスとして 180 度パルスを用いている限り、たとえ磁場不均一性によってスピンの位相がシフトしても分散しても、180 度パルスによって再収束するためその影響は少ない。TE が長くなるにつれて、局所的傾斜磁場と水分子拡散効果による T_2 短縮効果が大きくなり、信号強度が下がるのみである (緩和時間の項で詳説)。しかし、3T MRI 装置では、後に述べる RF の不均一性や SAR (specific absorption rate) の制限のために、180 度パルスを連続して使用することができない場合や、実質的にフリップ角が 180 度となっていない場合が多々ある。また、balanced SSFP 法等のように、GE 法と SE 法の双方の性質をもつ撮像法も数多い。このような撮像法では、高磁場化することにより、先に述べた GE 法の影響が大きくなるのと同時に、共鳴周波数に依存するスピンの定常状態 (steady state) の空間的变化が大きくなるため、balanced SSFP 法におけるバンドアーチファクトのような信号むらが観測されるよう

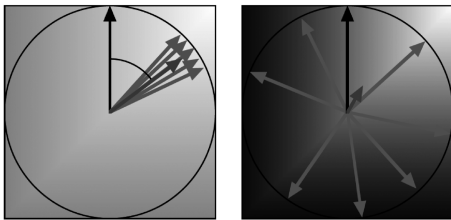


Fig. 1. Effects of phase shift and signal reduction originated by B_0 inhomogeneity. Gradation in the square represents degree of the inhomogeneity in a voxel and arrows colored with black, dark gray and light gray denote original signal, measured signal and dispersed spins at the measurement, respectively. If B_0 inhomogeneity is small in the voxel (left), phase shift of the measured signal is occurred but signal reduction is small. In contrast, signal is reduced largely with large inhomogeneity (right).

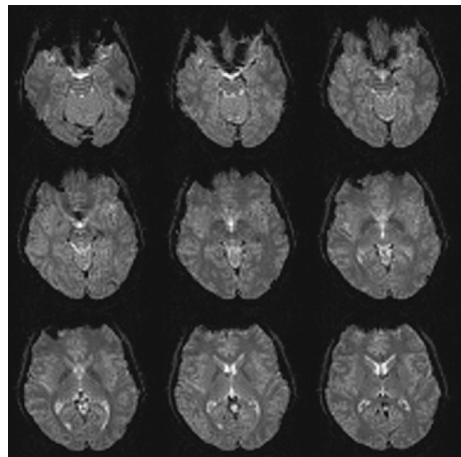


Fig. 2. Signal drop-out at the paranasal sinus and image distortion near the frontal sinus area in single-shot EPI images.

になる。

そのほかに、3T MRI 装置では静磁場不均一性の影響で、脂肪抑制が十分にかからない場合があることも注意が必要である。脂肪は、もともと化学シフトのために共鳴周波数がずれ、読み取り時間の長い撮像などではアーチファクト源となるのと同時に、他の組織と比較して T_1 時間が短く一般的に信号強度が大きいために、影響が大きい。脂肪抑制の手法には、その共鳴周波数のずれを用いるもの (CHESS 法など)、脂肪の短い T_1 時間特性を用いるもの (STIR 法など)、それらのハイブリッド型のもの (SPAIR 法など) がある。そのうち問題となるのは、共鳴周波数のずれを用いる、1 番目と 3 番目の手法で、静磁場不均一性による共鳴周波数のずれが大きいと、脂肪組織とそれ以外の組織とを共鳴周波数で区別することができなくなる。このような場合は、シミングを再度試みて静磁場均一度を上げるか、可能であれば、STIR 法などの 2 番目の手法に変更するのが一般的である。

3. 送信 RF 波の制限

1) RF 不均一性 (B_1 不均一性)

スピンを倒すために必要な回転磁場 B_1 は、その回転周波数と同じ電磁波によって送信コイルから撮像対象まで伝搬する。撮像対象内部の各部位で同じフリップ角を実現するためには、回転磁場 B_1 が空間的に均一でなければならず、そのためには伝搬する電磁波強度が均一でなければならない。しかし、3T MRI 装置では 1.5T 装置と比較してその均一度が低く、その原因としては、表皮効果と誘電共振効果の二つの影響が大きいと考えられている。

MRI で使用する電磁波の周波数帯は、FM ラジオやテレビの VHF 放送で使用される電波のものと同じものであり、その電磁波は真空中や大気中では秒速 30 万 km で遠距離まで届く。しかし、様々な電氣的極性をもつ高分子や電解液が高密度で含まれる生体内では、電磁波

の吸収と放出が大気中より頻繁に起こるため、減衰も早く、速度も低下する。減衰が早い、ということは、回転磁場 B_1 の強度が体表から体内にかけて減少することを意味し、これを表皮効果と呼ぶ。この電磁波の浸透する深さは電磁波周波数が高いほど浅くなる傾向にあり、3T 環境下では 1.5T と比較して、組織により 10~50% 程度減少する。この距離が、体のサイズよりもある程度小さくなると、内部まで十分な強度の電磁波が届かなくなり、 B_1 不均一が生じる。

1.5T や 3T 環境下では、組織により電磁波の速度は真空中と比較して 10% 弱から 40% 弱にまで低下する。波長は速度に比例して短くなるため、1.5T 環境下では軟組織で 40~60 cm 程度、3T 環境下では 25~35 cm 程度まで短くなる。問題となるのは、この波長が体の静磁場に直交する断面 (通常のトンネル型 MRI 装置では横断面) のサイズよりも小さくなり、体内に定在波 (定常波) が生じてしまう場合があることである。定在波とは、周波数や波長、振幅が全く同じで、進む方向だけが互いに 180 度逆を向いている二つの進行波が重なったときにできる波で、重ね合わせの結果、進行せずにその場に留まって振動しているように見えるものを言う (Fig. 3)。MRI 撮像の場合、送信コイルから発信した電磁波と、体内で反射した電磁波が重なり合ったときに生じることがあり、その場合、波腹部分では電磁波の振幅が倍に、波節部分では振幅が 0 となる。つまり、理論上は回転磁場 B_1 の強度が場所により 0~2 倍にまで分散することになる。これを、誘電共振現象と呼ぶ。

もちろん、表皮効果も誘電共振効果も、各組織の複雑な形状や配置、またそれらに起因する様々な電磁波反射などのために、引き起こされる B_1 不均一の程度は、現実的には理論値ほど大きくならない。また、それぞれの効果の傾向として、表皮効果では体表面で、誘電共振効果では体内で、電磁波の振幅が大きくなる (B_1

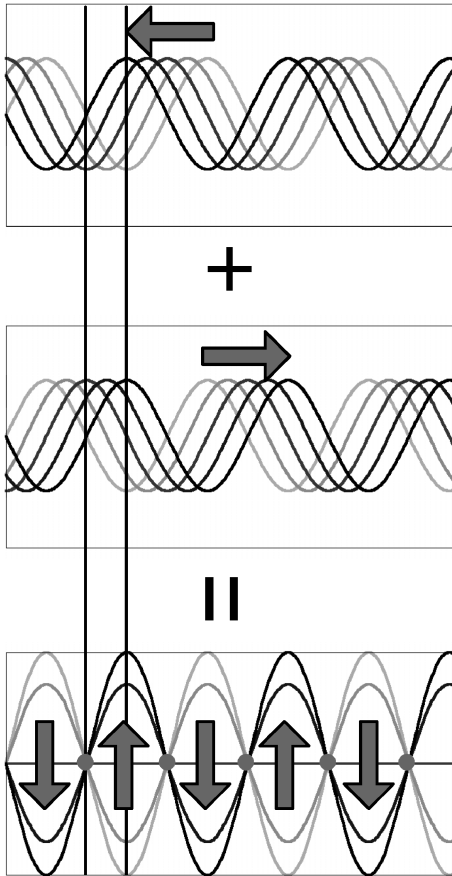


Fig. 3. Standing wave produced by collision of two waves whose speed, wave length and amplitude are the same.

が大きくなる) 傾向にあるので、フリップ角の不均一空間分布の傾向をみることで、どちらの効果が主であるか、予想がつく可能性はある。例えば、3T MRI 装置で頭部の T₁ 強調撮像をしたときには、脳の深部が明るくなるので誘電共振効果の方が大きいと考えられている⁵⁾。

しかし、生体内でのそれぞれの効果の正確な予測や推定は、シミュレーション以外の方法では、不可能である。また、そもそもその不均一性があるために、撮像直前に送信波の調整 (送信コイルに流す電流値の調整) を行っても、どの部位で正確なフリップ角が実現できているか

分からない。これは、3T MRI 装置を用いて定量解析などを行う場合、もしその方法論により生じる誤差がフリップ角の精度に大きく依存するときに、特に重要である。

2) SAR (specific absorption rate)

先に述べたように、送信コイルから発信された電磁波は、物体を通過している途上で吸収され、そのエネルギーは、物体内部で発熱に変換されると考えられている。SAR (比吸収率) は、電磁波にさらされた 10 g の生体が任意の 6 分間に吸収する熱量を、1 分当たり、1 g 当りに換算し直したものの値で、次式で与えられる。

$$SAR = 0.13 \sigma r^2 \gamma^2 \omega_0^2 B_1^2 D \rho^{-1} \dots \dots \dots (4)$$

ここで、 σ は電気伝導率 (導電率)、 r は対象と仮定した球体の半径、 B_1 は回転磁場強度、 D はデューティーサイクル (1 秒間に電磁波を照射している時間)、 ρ はプロトン密度である。この式から分かるように、SAR は共鳴周波数の自乗に比例するので、3T と 1.5T 環境下とでは、4 倍異なる。また、高磁場化により表皮効果がさらに大きくなれば、体の表面から離れた部位でも必要なフリップ角を得るために、送信コイルに流す電流量がさらに大きくなる場合もあり、その時には SAR の値が 1.5T 装置の時と比較して 4 倍を超える。このため、SAR が制限となり、3T MRI 装置では 1.5T 装置と同じ撮像パラメータを使用できない場合が多い。

このような場合、フリップ角を小さくする、デューティーサイクルを減少させる、もしくは、低 SAR RF パルスを用いることにより、制限を回避することができる。低 SAR RF パルスは、フリップ角を保ちつつ SAR を低く抑えるよう設計された RF パルスである。これは、フリップ角が RF パルスの包絡線の積分値に比例するのに対し、SAR は包絡線を自乗した曲線の積分値に比例していることを利用している (Fig. 4)。例えば、RF パルスの包絡線形

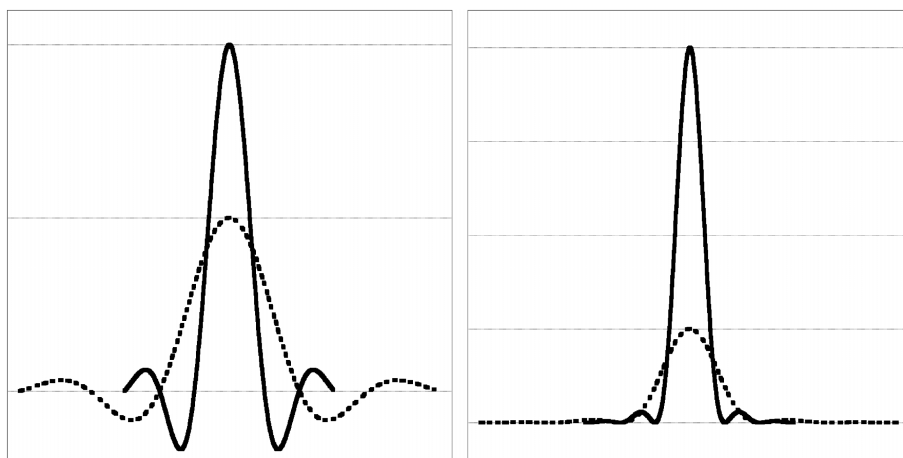


Fig. 4. The envelope curves (left) of high- (solid line) and low-SAR (dotted line) RF pulses and the square of the curves (right) whose area is proportional to SAR. The shape of each envelope is same but, on the high-SAR RF pulse, the duration is half and the amplitude is twice comparing with the other pulse. Because the area of envelopes of the pulses are same, the flip angles also are same. But SAR is two times larger on the high-SAR RF pulse.

状を保ったまま、時間を倍にし振幅を半分にしても、フリップ角は保たれるが、SARは半分となる。実際には、時間をできるだけ短く保ちながら、SARが大きくならないよう最大振幅ができるだけ低くなるよう設計する^{(6)~(8)}。

SARの問題に関しては、安全面から見ても、3T装置はより注意する必要がある。共鳴周波数の上昇により電磁波エネルギーは4倍に増えているため、体表にある金属成分、例えば入れ墨や、下着に附属した金属類、アイシャドウやマスカラなどの化粧品、カラーコンタクトレンズなどは、発熱量が1.5T装置のときよりも増加しており、注意が必要である。

4. 緩和時間

1) T_1 緩和 (縦緩和)

スピンは、平衡状態でも、倒されて非平衡状態となっても、常に周りの系とエネルギーのやりとりをしている。ここで言う「周りの系」とは、スピンの近くに存在して、時間的にランダムに変動する時間特性 (周期) で熱運動 (自転

や公転、振動など) している、原子核や電子、原子、分子などであり、その周期がスピンの共鳴周波数と同じであるとき、エネルギーの授受が起きる。 T_1 緩和は、RFパルスによって倒されたスピン、すなわち、回転磁場によってエネルギー的に不安定な状態になったスピンの、周りの系とのエネルギーの授受を通して元の状態に戻ろうとする過渡現象である。そして、 T_1 時間が長いか短いかは、すなわち、そのエネルギー授受の頻度が少ないか多いか、である。

生体内の臓器は多くの高分子を含み、その大きな質量により、熱運動の周期は低くなる傾向にある。また臓器内の水分子も、高分子にとらわれ動きを制限されている場合が多く、熱運動の周期は自由水より低くなる傾向にある。この結果、周りの系の中で、熱運動の周期が高いものほどその頻度は低いことになり、高磁場化により共鳴周波数が上昇すると、エネルギー授受の頻度が低下する、つまり T_1 時間は延長する。ただし、自由水のように様々な熱運動周期を同等な頻度で含むものでは、共鳴周波数が上

昇してもエネルギー授受の頻度が変わらないため、 T_1 時間も大きくは変わらない。

T_1 時間が延長すると、arterial spin labeling (ASL) 法や cardiac tagging 法など、プリパルス (準備パルス) により縦磁化に変調を加えて信号にコントラストをつける撮像では、縦磁化の回復に時間がかかるために、そのコントラストノイズ比が長時間にわたって向上するという利点がある。また、Gd 造影剤などの T_1 短縮型造影剤を用いた場合、 T_1 時間の延長により造影効果が向上する。Gd 造影剤を用いたときの T_1 時間変化は、次式によって表される。

$$\frac{1}{T_{1c}} = \frac{1}{T_1} + c[Gd] \dots\dots\dots (5)$$

ここで T_{1c} は造影後の T_1 時間、 c は造影剤に依存する係数、 $[Gd]$ は Gd 濃度である。つまり、Gd 濃度が一定である場合、 T_1 時間が長いほど、 T_{1c} の変化量が大きくなり、短縮効果が向上する。

逆に、 T_1 時間が延長することの短所は、縦磁化の回復が遅れるために、TR を延長しなければ信号ノイズ比が低下する方向に働くことである。しかし、高磁場化による信号ノイズ比向上効果もあり、多くの場合、撮像パラメタの調整により回避可能である。一方、コントラストに関して、二つの組織の T_1 時間延長の比率が同程度である限り、信号ノイズ比が低下してもコントラストは低下しない。例えば、通常の SE 法による T_1 強調画像を考えてみよう。SE 法での各組織の信号強度を表す式に、 T_1 時間は必ず、 TR/T_1 、という形で現れる。すると、TR が同じで T_1 時間が延長すると言うことは、 T_1 が一定のときに TR を短縮することと同じ効果になる。ここで、 T_1 コントラストを向上させるには、TR (と TE) をできるだけ短くすればよい、ということを見ると、二つの組織の T_1 時間延長比率が同程度であれば、 T_1 時間延長により T_1 コントラストが向上することを意味している。これは、コントラストを二つの

信号の比で考えても、コントラストノイズ比で考えても、多くの場合に成立する。3T 環境下での頭部の SE 法による T_1 強調画像では、白質/灰白質のコントラスト低下することがよく知られているが、近年この原因は、 T_1 時間の延長ではなく、MT (magnetization transfer) 効果とスライス間での励起プロファイルの干渉効果 (crosstalk effect) によるものと言われている⁹⁾。事実、マルチスライスではなく、シングルスライスで撮像された T_1 強調画像では、3T 環境下であっても白質/灰白質のコントラストは高い (Fig. 5)。

2) T_2 緩和 (横緩和)

T_1 緩和はエネルギーの授受を通して、倒されたスピンの平衡状態に戻ろうとする過渡現象であったが、対して T_2 緩和は、スピンが存在する場所でランダムかつ瞬間的に起こる磁場強度変動のために、スピンの位相が分散、横磁化が減少し大きさ 0 の平衡状態に戻ろうとする現象である。 T_2 緩和の主たる要因であるスピン-スピン緩和は、磁場強度が高くなっても変化しない。そのため、 T_2 時間は 1.5T 環境下でも 3T 環境下でも変わらない。ただし、3T 環境下では 1.5T 環境下と比較して静磁場不均一に起因するボクセル内の局所傾斜磁場大きくなるため、水分子の拡散強調現象により T_2 時間は短縮するとされる。つまり、ブラウン運動をしている水分子内のプロトンがおかれる磁場強度は、局所傾斜磁場のために時々刻々と変化し、その結果、スピンの位相が分散、信号強度が低下する。これは、ブラウン運動がランダムな運動であるため、スピン-スピン緩和と同じく 180 度パルスで再収束することは不可能であるため、 T_2 時間が短縮したとされる。ただしこの効果の定式化は、拡散強調現象の影響が局所傾斜磁場の強度や方向に依存して変化するために正確には不可能であり、通常の T_2 緩和の式で代用するのが一般的である。

3) T_2^* 緩和

T_2^* 緩和は、静的な不均一磁場によってボク

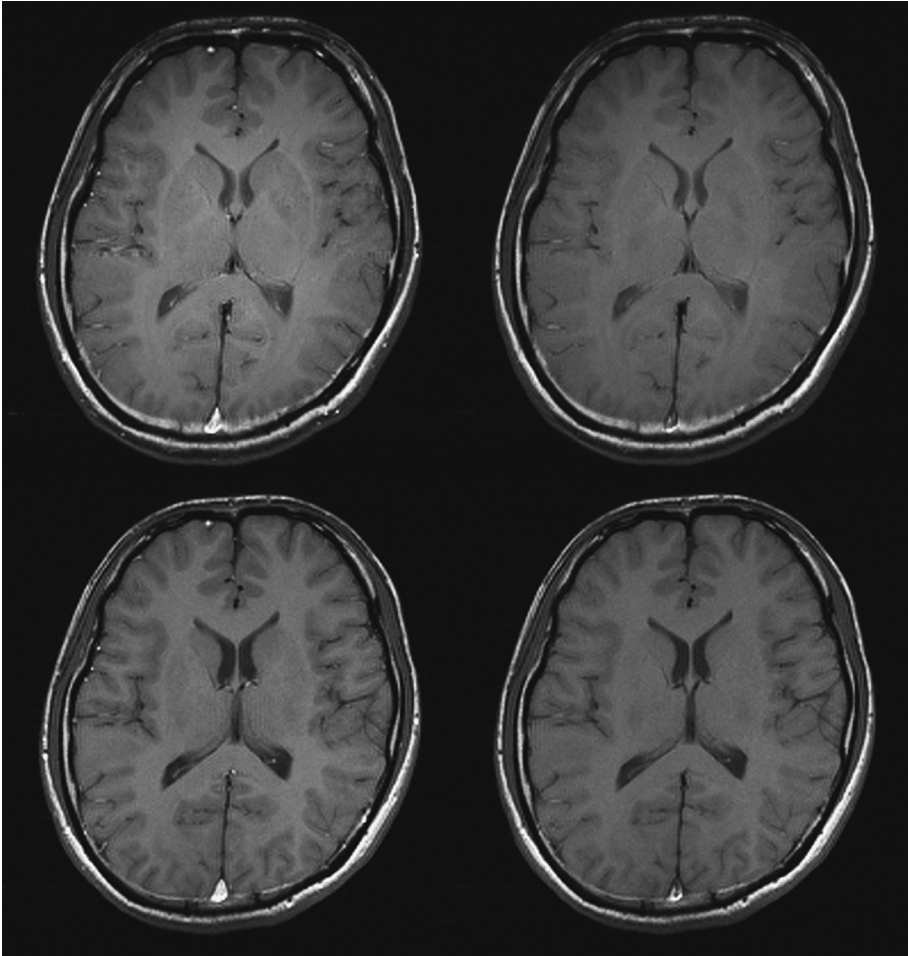


Fig. 5. T₁ weighted images obtained with single-(left column) or multi-slice (right column) SE sequence on 3T (upper row) or 1.5T (lower row) scanner. Although gray/white matter contrast is worst with multi-slice imaging on 3T, it is best with single-slice on the same scanner.

セル内のスピンの位相が分散することにより起こる横磁化の短縮現象であり、T₂緩和と異なり、180度パルスでその補償が可能であることを言う。赤血球内の還元性ヘモグロビン (deoxy-Hb) や、淡蒼球や黒質などに沈着する鉄、SPIO (super-paramagnetic iron oxid) 等の T₂短縮型造影剤 (陰性造影剤) などは、非常に大きな磁化率をもつため、静磁場不均一性の節で述べたように、3T 環境下では 1.5T 環境下よりも 2 倍、T₂*効果もまた大きい。

5. 化学シフト

水素原子は、水分子だけでなく多くの高分子の構成要素となっているが、その原子核であるプロトンは、隣接している原子の周りを電子が軌道運動することによってできる磁場の影響を受け、共鳴周波数が低下する。これは、磁気遮蔽効果と呼ばれ、化学シフトの主原因である。電子の軌道運動の速度は、静磁場強度に比例して大きくなるため、磁気遮蔽効果、すなわち化学シフトも、静磁場強度に比例して大きくなる。

MRS (MR spectroscopy) は、NMR と同様、化学シフトやスピンスピン結合による共鳴周波数のずれを測定することにより、分子構造や原子間の結合を推定する手法である。化学シフトによる共鳴周波数のずれは静磁場強度に比例して大きくなるので、MRS におけるピーク分解能は高磁場ほど向上し、ピークの近い分子同士の弁別能が向上する。静磁場不均一性によるピーク分解能の低下、という問題はあつたものの、MRS は 3T MRI 装置の方が有利であると考えられている。

また脂肪の化学シフトも、3T MRI 装置上では大きくなる。水分子内のプロトンとの共鳴周波数のずれが 1.5T 環境下と比較して 2 倍になるため、化学シフトアーチファクトによる脂肪組織の空間的なずれも倍となる。しかし逆に、脂肪と水の共鳴周波数の差が広がるため、静磁場不均一性が小さければ、脂肪抑制をより有効にかけることが可能となる。また、脂肪と水の共鳴周波数の差を利用する Dixon 法¹⁰⁾においては、注意が必要である。Dixon 法では、両者のスピンの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、両者の加算画像、差分画像を計算することで、水と脂肪の分離された画像を作成する。両者の共鳴周波数の差は、1.5T 環境下では 223.7 Hz であるため、その逆数の 4.47 ms ごとにそれぞれのスピンの位相はかさなる。そのため、in-phase と out-phase の読み取り時間のタイミング差は、その半分 2.24 ms となる。しかし 3T 環境下では、共鳴周波数差が倍の 447.5 Hz になるため、読み取り時間のタイミング差が半分の 1.12 ms しかない。これは、信号読み取りをこの時間差内に入れ込むために、撮像時間の短縮になるが、場合によっては、信号ノイズ比の低下につながる。

6. MT 効果

生体内に含まれる水分子は、高分子にとらわれている結合水と、自由に動き回れる自由水と

に分けることができる。結合水に含まれる水素原子は、高分子内原子の作る様々な磁場の影響を受けるため、それらのプロトンの共鳴周波数がずれ、自由水と比較して、その共鳴周波数帯はより広範囲に広がったものになる。そのため、自由水の共鳴周波数帯から少し離れた周波数の RF パルスが照射されると、自由水には影響を受けないが、結合水中の水素原子核の中には励起されるものがある。結合水は、様々な共鳴周波数のプロトンを含むために T₂ 時間がとても短く、それ自身からの信号が通常の撮像法で観測されることはない。しかし、励起された結合水が高分子から離れ、信号として寄与し始めたときには、励起された影響により縦磁化が十分に回復しておらず、信号強度が低い。これが、MT 効果である。

3T 環境下では、1.5T 環境下と比較して、結合水の共鳴周波数の帯域が広がり、また共鳴周波数上昇により送信波のエネルギーも上昇する、などの理由により、MT 効果が大きくなる^{11),12)}。特に頭部では、白質内のミエリン鞘が原因となる MT 効果が大きいとされるため、多発性硬化症の診断などには有利である¹³⁾。また一方で、180 度パルスのようにフリップ角の大きな RF パルスを短い間隔で照射した場合などは、たとえ使用した RF パルスがスライス選択パルスであったとしても、離れた場所で白質の信号強度が下がる場合があることには注意が必要である。結合水の共鳴周波数帯は広いので、スライス位置から離れたところのプロトンであっても、スライス選択用の傾斜磁場によってその共鳴周波数が RF パルスの周波数帯に含まれるようになることがあり得るからである。これはすなわち、結合水に対するスライスの励起プロファイルが、自由水のものに比べて広範囲に広がったものであることを示し、MT 効果が広範囲にわたって起きていることを意味している。T₁緩和の節で例として挙げた、SE 法による T₁ コントラストが、3T MRI 装置で得られた画像上で低下するように見えるの

は、マルチスライス法で他のスライスを励起している間に MT 効果が広範囲で起き、白質信号強度が低下するからであると考えられる。

7. ハードウェア

最初に述べたように、3T MRI 装置と 1.5T 装置のハードウェアとしての違いは、主に静磁場コイル系と送受信コイル系にある。一般的に、ガントリ中心で 1.5T もしくは 3T の磁場強度を生成するために、電流の流れる超伝導線材の近辺では、磁場強度はより高くなければならない。そのため、線材そのものにかかる力が倍程度に高い 3T MRI 装置では、静磁場コイルを物理的に支える構造や材質は、より強度の高いものとなっている。またシムコイルは、大きな不均一静磁場を補正するため、3T 装置では 2 次補正コイルまでは必須である。静磁場コイルにおけるアクティブシールドコイルは、漏れ磁場をよく抑制し、3T MRI 装置でも 5 ガウスラインを、1.5T 装置と変わらない数メートル以内にまで小さくしている。5 ガウスラインは、MRI 装置の側を通る人に対して注意を促す範囲を表すが、MRI 装置の立場から見ると、静磁場均一性に影響を与える可能性のある領域を意味する。つまり 5 ガウスラインが狭まったことで、使用する機器などを以前よりは MRI 装置本体と近くに置くことが可能となった。その一方で気をつけなければならないことは、磁場の変化が MRI 本体の近くでは 1.5T 装置より大きいため、鉄などを含むものを近づけた場合、本体の側に来て急激に引っ張られるおそれがあることである。またその強い磁場変化のために三半規管を刺激され、人によっては目眩などを引き起こす場合がある。

送受信コイル系に関しては、 B_1 不均一性などの問題はあるものの、共鳴周波数の対応と、送信波用アンプのパワー増大以外、大きな違いはない。ただし 7T まで静磁場強度が高くなると、 B_1 不均一性が非常に大きくなり、送信コイルに大幅な改良が必要であると考えられている。

。現在では、RF shimming 法や transmit SENSE 法などがその解決法として有力視されている^{14),15)}。

傾斜磁場コイルは、基本的に静磁場強度が 1.5T から 3T に増加しても変わらない。ただ、電流を流すことによって傾斜磁場コイルにかかるローレンツ力は、静磁場強度に比例するため倍になる。これは、傾斜磁場コイルに起因する振動、騒音が増加することを意味する。騒音の増加は、時に、患者や被験者を不必要に驚かせ、怯えさせる可能性を増大させるだけでなく、BOLD 法などによる脳機能実験において、聴覚刺激の使用を困難にしている。傾斜磁場コイルによる振動は、MRI 装置本体のもつ力学的な共振周波数と振動の周波数が同じになったとき、装置全体の共振を引き起こしアーチファクト源となる場合がある。また、液体ヘリウムの蒸発を加速させる要因となり得る。これらの問題は、近年開発され、臨床機でも使用されるようになってきた force balanced 傾斜磁場コイルによって、解決されると期待されている。

その他にも、シールドルーム内に持ち込むものの材質には注意すべきである。金属成分などの含有量が微量であったために 1.5T 装置では問題にならなかったものでも、3T 装置内では、引っ張りや発熱、不均一磁場などの発生原因となる可能性は十分にある。これらは、アーチファクト源となり得るだけでなく、時には安全面でも問題となる。

おわりに

MR 画像には、 T_1 強調、 T_2 強調、拡散強調など、様々な強調画像がある。これは裏を返すと、得られる画像にはすべて、 T_1 、 T_2 、プロトン密度、水分子拡散、化学シフト、MT 効果等など多くの要因が、影響の大小はあれ関与している、と考えられるであろう。にもかかわらず多くの場合、画像を理解するにも、これらの

うち限られた主たる要因にのみ絞って考慮するのが現状である。これはもちろん現実的な解法であるが、一方でこのような簡便法は、磁場強度が2倍になっただけで時に問題となる。したがって、問題が起きたとき、現象を様々な方向から見つめ直し、MRI物理の観点から問題の本質を理解すること、それが、MRI周辺にいくつもある落とし穴に陥らないために、とても重要となる。

3T MRI装置は、その高い信号ノイズ比やコントラストノイズ比を背景に、臨床・研究双方において、その重要性がますます高くなっている。特に中枢神経系を撮像対象とする場合、3T装置が標準機という認識が、今後変わることはないであろう。本論文では、大まかにではあるが、1.5T MRI装置と3T装置との相違に関して、MRI物理の観点から述べた。両者の根本的な違いは、静磁場強度と共鳴周波数だけであるが、そこから派生する様々な要因が、様々な形でMR信号に影響を与えていることを示した。これら要因を正しく理解することは、今後の3T MRI装置を用いた臨床・研究双方において、大変重要である。

謝 辞

本稿を作成するにあたり、東北福祉大学・特任研究員 亀井裕孟先生、東京大学大学院新領域創成科学研究科・助教 関野正樹先生、京都大学大学院医学研究科人間健康科学系専攻・助教 上野智弘先生、京都大学大学院医学研究科放射線医学講座・准教授 三木幸雄先生には、貴重な助言をいただきました。ここに深謝いたします。

文 献

- 1) 「MRI装置」主要メーカーの納入状況. 自治共ニユース, 2008; 2月15日号: 6
- 2) 梅田雅宏, 福永雅喜, 樋口敏宏, 田中忠蔵: 超高磁場MRIの特徴と問題点. 日磁医誌 2006; 26: 189-199
- 3) Kuhl CK, Truber F, Schild HH: Whole-body high-field-strength (3.0-T) MR imaging in clinical Practice. Part I. Technical considerations and clinical applications. Radiology 2008; 246: 675-696
- 4) Hoult DI, Phil D: Sensitivity and power deposition in a high-field imaging experiment. J Magn Reson Imaging 2000; 12: 46-67
- 5) Alecci M, Collins CM, Smith MB, Jezzard P: Radio frequency magnetic field mapping of a 3 Tesla birdcage coil: experimental and theoretical dependence on sample properties. Magn Reson Med 2001; 46: 379-385
- 6) Conolly S, Nishimura DW, Macovski A, Glover G: Variable rate selective excitation. J Magn Reson 1988; 78: 440-458
- 7) Ordidge RJ, Wylezinska M, Hugg JW, Butterworth E, Franconi F: Frequency offset corrected inversion (FOCI) pulses for use in localized spectroscopy. Magn Reson Med 1996; 36: 562-566
- 8) Gai ND, Zur Y: Design and optimization for variable rate selective excitation using an analytic RF scaling function. J Magn Reson 2007; 189: 78-89
- 9) Fushimi Y, Miki Y, Urayama S, Okada T, Mori N, Hanakawa T, Fukuyama H, Togashi K: Gray matter-white matter contrast on spin-echo T1-weighted images at 3T and 1.5T: a quantitative comparison study. Eur Radiol. 2007; 17: 2921-2925
- 10) Dixon WT: Simple proton spectroscopic imaging. Radiology 1984; 153: 189-194
- 11) Chang Y, Bae SJ, Lee YJ, Hwang MJ, Lee SH, Lee J, Lee SK, Woo S: Incidental magnetization transfer effects in multislice brain MRI at 3.0T. J Magn Reson Imaging 2007; 25: 862-865
- 12) Duvvuri U, Roberts DA, Leigh JS, Bolinger L: Magnetization transfer imaging of the brain: a quantitative comparison of results obtained at 1.5 and 4.0T. J Magn Reson Imaging 1999; 10: 527-532
- 13) Pike GB, De Stefano N, Narayanan S, Worsley KJ, Pelletier D, Francis GS, Antel JP, Arnold DL: Multiple sclerosis: magnetization transfer

- MR imaging of white matter before lesion appearance on T₂-weighted images. *Radiology* 2000 ; 215 : 824–830
- 14) Katscher U, Bornert P, Leussler C, van den Brink JS : Transmit SENSE. *Magn Reson Med* 2003 ; 49 : 144–150
- 15) Mao W, Smith MB, Collins CM : Exploring the limits of RF shimming for high-field MRI of the human head. *Magn Reson Med* 2006 ; 56 : 918–922

3T MR Physics

Shin-ichi URAYAMA

*Human Brain Research Center, Graduate School of Medicine, Kyoto University
Kawaharacho 54, Shogoin, Sakyo-ku, Kyoto 606-8507*

At the end of 2007, more than 100 3-tesla magnetic resonance (MR) imaging scanners were in use in Japan and replacing 1.5T scanners for standard imaging of the central nervous system. Three-tesla scanners have better signal-to-noise ratio, higher contrast on T₂* weighted images, and clearer peak separation in MR spectroscopy, but suffer from large B₀ and B₁ inhomogeneity, limitation of flip angle resulting from large specific absorption rate (SAR), and other problems. We explain these properties from the point of view of MR physics and offer hints to accomplish high-quality imaging on a 3T scanner.