

3 Tesla MRI の特徴

表1 静磁場磁束密度と各種パラメータとの関係

・ S/N 比	↑	$\propto B_0$	高画質化, 撮像時間短縮
・ 磁化率効果	↑	$\propto B_0$	BOLD の改善, 出血性病変検出能向上 画像歪み, 磁化率アーチファクト増強
・ 化学シフト	↑	$\propto B_0$	MRS 分解能向上, 化学シフトアーチファクト増強
・ RF 発熱	↑	$\propto B_0^2$	撮像法, 撮像条件の制限
・ T1	↗	$\propto B_0^{1/3}$	TOF 効果改善, Gd 造影効果改善 T1 コントラスト軽度低下
・ T2	→ ~ ↘		鉄含有構造の信号低下
・ B ₁ 不均一	↑		信号むら増強
・ 動きの影響	↑		flow-related artifact 増強
・ 騒音	↑	$\propto 10 \log B_0$	耳栓が必須
・ 前庭刺激	↑		一過性めまいの可能性

1) Sasaki M, et al.: Magn Reson Med Sci, 2: 133-139, 2003.

SAR (specific absorption rate)

SAR は磁束密度の 2 乗に比例するため*1, 3 Tesla 装置における RF 発熱効果は 1.5 Tesla の 4 倍となる。安全基準*2 を超えないよう, 3 Tesla 装置では RF 出力を監視する機構が追加されている。

SAR はフリップ角の 2 乗に比例するため, 再収束パルスを多用する撮像法などでは制限が生じる。HASTE の撮像は事実上困難で, FSE のスライス枚数は半減し, MTC 印加 MRA の繰り返し時間は延長する。最近では SAR 低減のための手法がいくつか登場しており, この問題は解決しつつある。

*1 $SAR \propto \sigma B_0^2 a^2 D$

σ : 電気伝導性, B_0 : 静磁場, a : フリップ角, D : 仕事率(duty cycle)

*2 FDA(Food and Drug Administration)の SAR の安全基準 510(k)には, “頭部では平均 3W/kg(厚労省では 3.2W/kg)を超えないこと”とある。

表2 RF発熱の低減法

<ul style="list-style-type: none"> ・ 繰り返し時間 ↑ ・ ETL ↓ ・ スライス枚数 ↓ ・ フリップ角 ↓ 	}	撮像時間延長につながる
<p>FSE: hyperecho, TRAPS, flip angle sweep 3D-TOF MRA: partial MTC</p>		
<ul style="list-style-type: none"> ・ parallel imaging 		

2) Hennig J, et al.: Magn Reson Med, 47: 517-535, 2003.

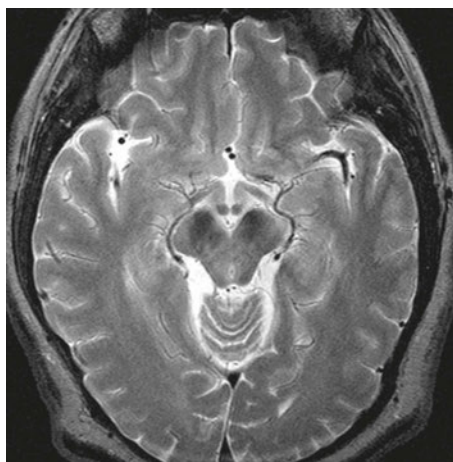
3) Thomas SD, et al.: J Magn Reson Imaging, 15: 479-483, 2002.

S/N 比

3 Tesla 装置では 1.5 Tesla に比べ S/N 比が約 2 倍となる^{*3}。そのため、従来の装置では困難であった高解像度画像を容易に取得することができる。

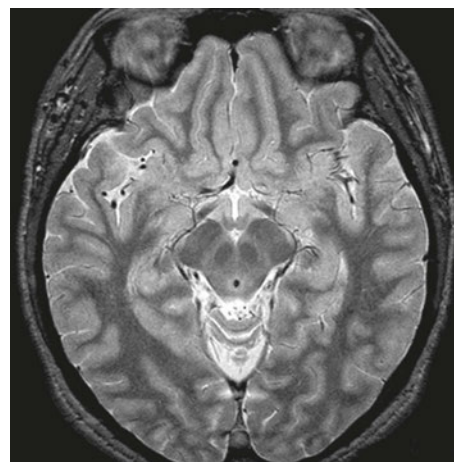
- * 3 信号強度は共鳴周波数と熱平衡状態の過剰プロトンの数(B_0 に対し順方向のプロトンと逆方向のプロトンの差)に比例する。過剰プロトンは Boltzmann 分布をとるため B_0 に比例する。したがって、信号強度は B_0 の 2 乗に比例する。一方、雑音は 0.5 Tesla 以上では受信回路由来の雑音を無視できるため B_0 に比例する。したがって、S/N 比は B_0 に比例することになる。

図1 3Teslaの高解像度画像



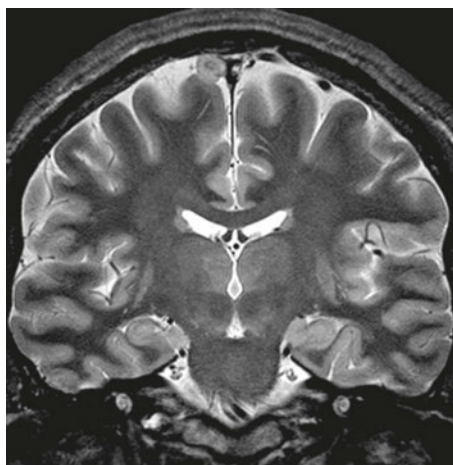
a SE T2 強調画像

512 × 384, FOV 22cm, 4mm 厚, 0.5 NEX
conventional SE 法での高解像度撮像が可能である。



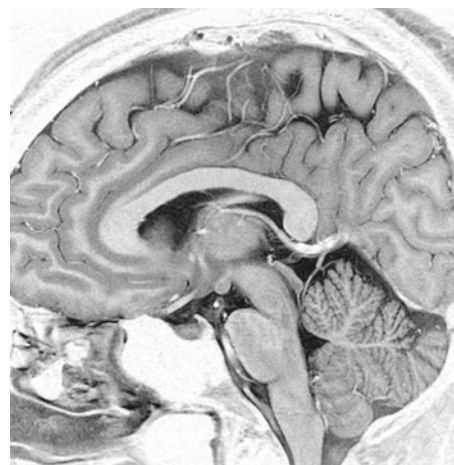
b Fast STIR

512 × 384, FOV 20cm, 3mm 厚, 2NEX
FSE 法では従来とは一線を画す高分解能画像を取得できる。



c Fast STIR^{*4}

512 × 384, FOV 20cm, 4mm 厚
髄鞘染色標本に酷似した良好な脳内コントラストが得られている。



d Fast STIR(白黒反転)

512 × 384, FOV 20cm, 3mm 厚
T2-reversed^{*5}と同様、脳実質、脳血管の詳細な構造が描出されている。

4) 佐々木真理ほか: 画像診断, 23: 1288-1294, 2003.
5) Fujii Y, et al: J Neurosurg, 89: 492-495, 1998.

* 4 本来は脂肪抑制法であるが、プロトン密度、T1、T2 がコントラストに相加的に寄与するため、他の方法では得ることのできない高いコントラストを実現することができる。

* 5 FSE PDWI(原法では 4000/17)の白黒反転画像。PDWI の高い S/N 比と豊富なコントラスト、白黒反転による視認性向上を巧みに利用した手法である。

磁化率効果 (susceptibility effect)

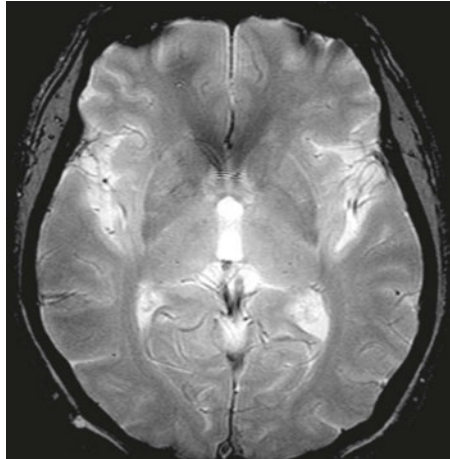
表3 磁化率効果の影響

・ T2* 短縮	出血性病変の低信号増強 BOLD 効果改善(1.5T の 2.5-3 倍) ΔR_2^* 改善
・ T2 短縮 ^{*6}	鉄含有構造の低信号増強
・ B ₀ 不均一化	画像歪み, 磁化率アーチファクトの増強 ^{*7}

* 6 拡散などを介するみかけの T2 短縮。SE T2 強調画像で最も顕著である。

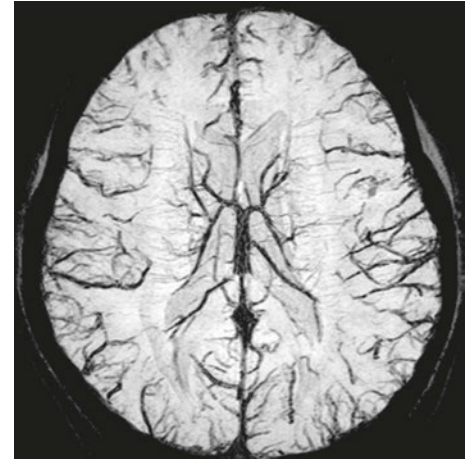
* 7 特に EPI にて著しい。高次シミング($z^2, z^3, xy, yz, zx, x^2-y^2$), parallel imaging, line scan などによってある程度改善することができる。PROPELLER など EPI 以外の撮像法による代替も考慮すべきである。

図2 種々の画像における磁化率効果の影響



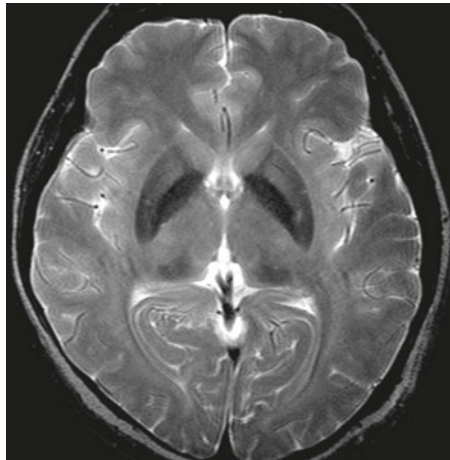
a GRE T2* 強調画像

視床内の静脈が還元ヘモグロビンの磁化率効果によって低信号を呈している。磁化率アーチファクトが認められる。



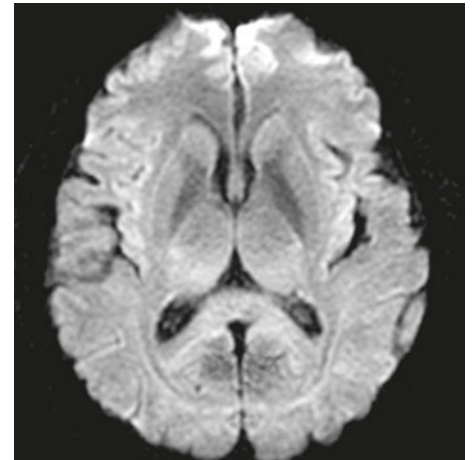
b BOLD venography

深部静脈系や髄質静脈が良好に描出されている。



c SE T2 強調画像

淡蒼球のみならず被殻, 内包前脚, 視床枕が低信号を呈している。



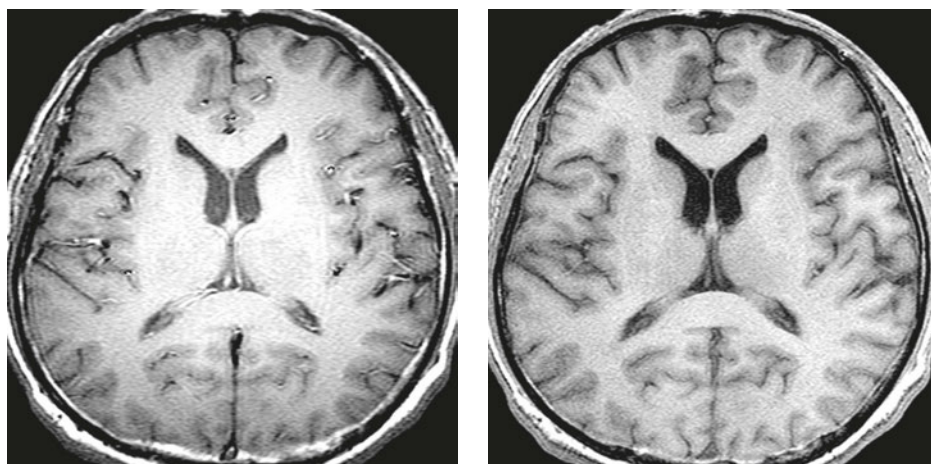
d DWI($b=1000s/mm^2$)

空間分解能, S/N は高いが, 画像歪みや磁化率アーチファクトは顕著である。

RF 磁場 (B₁) 不均一

RF は周波数が高いほど生体への浸透力(RF penetration)が低下する。共鳴周波数の高い 3 Tesla では生体内の B₁ 不均一が増し、縦磁化への依存度が高い撮像法(SE T1 強調画像など)ではフリップ角のばらつきによる信号むらを生じる。

図3 B₁不均一による信号むら



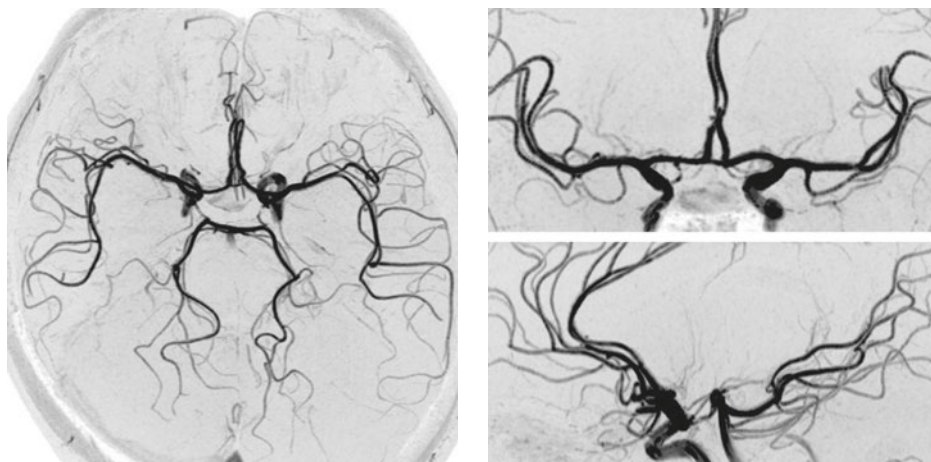
a SE T1 強調画像
中心部の信号が相対的に高い。

b 3D-fast SPGR
信号の不均一は目立たない。

T1 延長

T1 の軽度延長(1.5T に比べ 1.2 ~ 1.3 倍)のため、T1 コントラストは軽度低下する。一方、MRA や ASL(arterial spin labeling)法における inflow 効果、Gd-DTPA による造影増強効果は向上する。

図4 3D-TOF MRA



皮質枝の末梢および前脈絡動脈や穿通枝が良好に描出されている。

表4 MRA画質向上の理由

- ・ S/N 比向上と高解像度化
- ・ 血液の T1 延長による inflow 効果の改善
- ・ 脳実質の T1 延長による background 信号の低下
- ・ 脂肪信号の抑制(out-of-phase による)