

脊椎・脊髄領域における 3T MRI

松末 英司

鳥取大学医学部病態解析医学講座医用放射線学分野

はじめに

3T MRI 装置の最大の利点は、S/N 比の増加による空間分解能や時間分解能の向上である。

脊椎・脊髄領域においても S/N 比の増加による利点がある一方で、緩和時間の変化、磁化率効果の増強、flow および motion artifact の増強、化学シフトの増強、そして比吸収率 (specific absorption rate : SAR) などが、良好な画像を得るのに弊害となり得る。

脊椎・脊髄領域における 3T MRI の臨床応用についてはいまだまとまった報告は見られず、当院においてもその適応について検討が始まったばかりである。本稿では、脊椎・脊髄領域における 3T MRI の主な特徴や問題点を概説し、我々の施設における経験をもとに脊椎・脊髄領域の撮像時の注意点について述べる。

脊椎・脊髄領域における 3T MRI の特徴と問題点

高磁場の MRI 装置の特徴のうち、脊椎領域において画質に影響するものとして、1. S/N 比の向上、2. 緩和時間の変化による画像コントラストの変化、3. 磁化率効果の増強、4. flow および motion artifact の増大、5. 化学シフトの増強、そして 6. SAR の増大などが挙げられる。

1. S/N の向上

臨床装置としての 3T MRI の最大の利点は高い S/N 比である。3T では、1.5T に比べて理論上では 2 倍¹⁾、実際には 1.4 倍程度の S/N 比の向上が得られる²⁾。3T では、高い S/N 比を利用することで、スライス厚を薄くし、マト

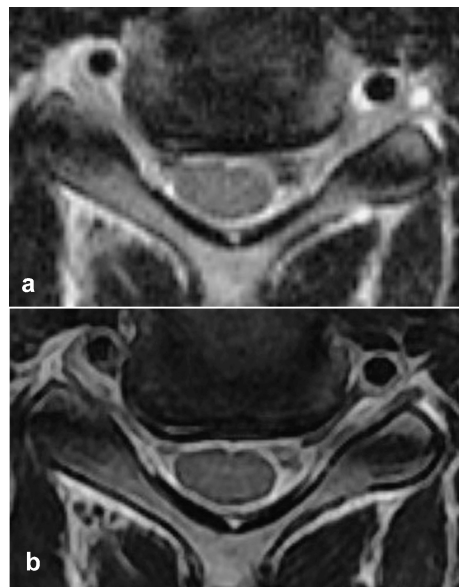


Fig. 1. Normal case

(a) : Axial T2-weighted FSE image of cervical spine at 1.5T.

(b) : Axial T2-weighted FSE image of cervical spine at 3T.

Increased spatial resolution is more prominent in (b) than (a). Note the conspicuous anatomy of the spinal cord in (b).

キーワード MRI, spine, spinal cord, sequence, 3T

リックスサイズを上げて撮像することが可能であり、詳細な解剖評価、病変の性状や範囲の評価など、高分解能の画像評価による診断精度の向上が期待できる (Figs. 1, 2)。あるいは1.5T と同等の空間分解能と SN 比を保ちながら、撮像時間を4分の1に短縮することも可能であり、脊椎病変による疼痛のため一定の体位を長時間保つことが困難な症例では、撮像時間の短縮は被検者の motion artifact による画質低下の防止となる。

2. 緩和時間の変化による画像コントラストの変化

生体内組織の T_1 値および T_2 値は、静磁場強度に依存して変化し、 T_1 値は静磁場強度の増

大に伴って大きくなる。3T MRI における T_1 値は、1.5T の 1.1~1.4 倍程度となる一方で、 T_2 値は 3T MRI の方がやや短いと報告されている³⁾。緩和時間の違いは画像のコントラストにも影響を及ぼし、3T MRI の T_1 コントラストは、1.5T に比べてやや低くなる。

ガドリニウム造影剤による造影効果に関しては、ガドリニウム造影剤の T_1 緩和時間は静磁場強度に依存するものの、1.5T と 3T では、大きな差は見られない。これにより、組織や病変の T_1 緩和時間が延長する 3T MRI では、ガドリニウム造影剤による増強効果はより強くなり、周囲とのコントラストは、実測では 2 倍程度に上昇する⁴⁾。さらに、造影 MRA においても、時間および空間分解能の向上によって動



Fig. 2. Intervertebral disc herniation of the lumbar spine
 (a) Sagittal T₂-weighted FSE image of lumbar spine at 3T. Large L4-5 herniation of the nucleus pulposus (HNP) is seen.
 (b) Hyper magnification of HNP of (a). The posterior longitudinal ligament (arrows) is elevated by a L4-L5 extruded HNP. Ruptured annulus fibrosus is also seen (arrow head).

2008年7月30日受理

別刷請求先 〒683-8504 鳥取県米子市西町 36-1 鳥取大学医学部病態解析医学講座医用放射線分野 松末英司

静脈奇形や硬膜動静脈瘻の評価の際の有用性が報告されている⁵⁾。

3. 磁化率効果の増大

磁化率効果は、静磁場強度に比例して大きくなり、3T MRIにおける磁化率効果の増強は、アーチファクトの増大や画像ゆがみの増加につながる。脊椎・脊髄領域では、特に金属固定後のアーチファクトの増大が問題となる（Fig. 3）。一方では、磁化率効果の増強は、明らかな画像の乱れを来さない程度であれば、磁化率効果を画像コントラストとして利用できる。血管あるいは腫瘍性病変などに伴った微小な出血による磁化率効果は、3T MRIによってより強調され、グラジエントエコー（gradient echo :

GRE）法において信号低下が強調されることは、臨床上の利点にもなり得る⁶⁾。

4. Flow および motion artifact の増強

脳脊髄液の拍動、呼吸運動、拍動性の血流によるアーチファクトは、静磁場強度の増加に従って増大するので、3T MRI ではより強く見られ、頸椎や胸椎領域では顕著となる。脳脊髄液の拍動によるアーチファクト抑制は flow compensation によって軽減を図り、呼吸運動や拍動性血流などに伴うアーチファクトを軽減するには、椎体前方に presaturation パルスを印加する方法の他、広いバンド幅で撮像するのも有効である。

さらに、位相エンコードを上下方向に、位相

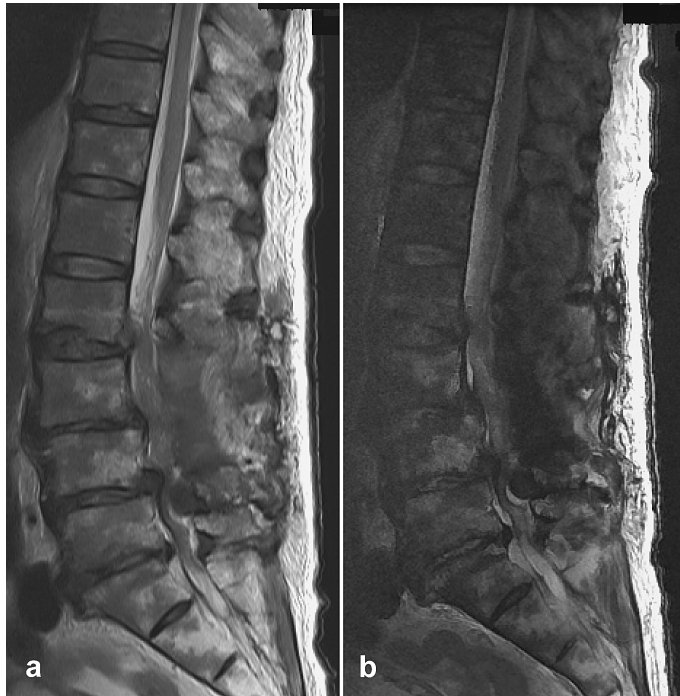


Fig. 3. Metal artifact due to operation for lumbar spondylosis
Sagittal T2-weighted FSE image of lumbar spine at 1.5T MRI (a) and
3T MRI (b).

Metal artifact is more prominent in (b) than (a).

変更して撮像する手法がある。我々の施設の装置では、磁場不均一によると思われる脊椎内を上下に走行する線状の高信号の artifact (annefact artifact) が生じるため、位相エンコードは、前後方向で撮像を行っている (Fig. 4)。

5. 化学シフトの増強

化学シフトは静磁場強度に比例するため 3T MRI での化学シフトの大きさは、1.5T MRI での値の 2 倍である。化学シフトの増加は脂肪抑制画像を撮像する際に有利に働き、均一な脂肪抑制画像が得られる利点がある。一方では、化学シフトアーチファクトも周波数方向で増強するが、広い受信バンド幅の使用や、薄い

スライスにしてボクセルサイズを小さくしマトリックス数を増やすことによって、化学アーチファクトを低減することが、脊椎・脊髄領域においても可能である。

6. SAR の増大

Specific absorption rate (SAR) は、電磁波の組織吸収率であり、静磁場強度の 2 乗に比例して上昇する。そのため、3T MRI では、1.5T MRI の 4 倍まで SAR が増大する。SAR は、RF パルスの数に依存し、一般に高速スピンエコー (spin echo : SE) 法が最も大きく、次いで SE 法、そして GRE 法の順となる⁷⁾。特に 3T MRI では高速 SE で SAR の制限に達

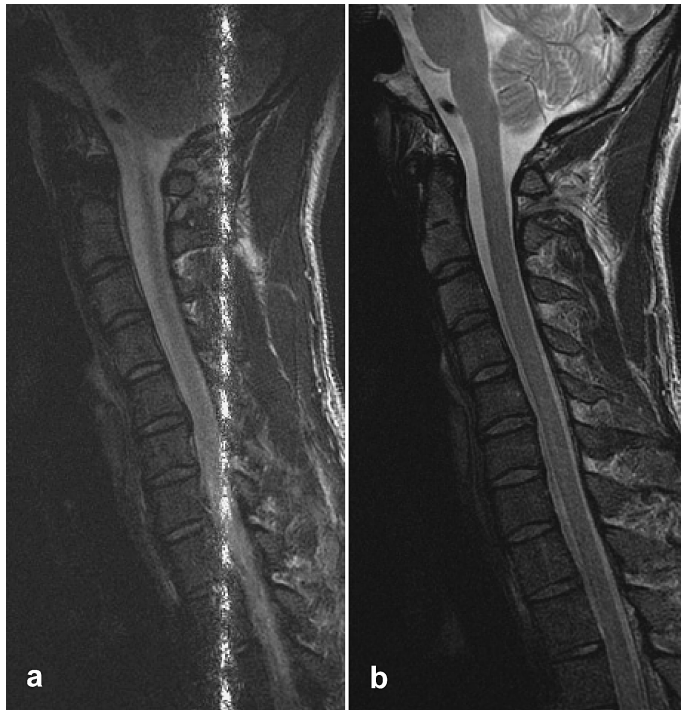


Fig. 4. Artifact due to static field inhomogeneity (annefact artifact)
(a) Superior-inferior encoding direction causes a dashed line artifact which is associated with static field inhomogeneity in our 3T system.
(b) With an anterior-posterior encoding direction this artifact disappears.

することが多い。対策としては、TE, TR を延長する、エコートレインを減らす、撮像枚数を減らすなどで対処可能であるが、撮像時間の延長やコントラストの低下を来す可能性がある。これを避けるために、再収束パルスのなかでパルスごとにフリップ角を適切に変えることにより SAR の低減を図る tailored RF, modulated angle refocusing trains (MART), あるいは、RF パルスの形状を変えることで SAR の低減を図る variable rate selective excitation (VERSE) などを用いることによって、3T MRI においても、再収束パルスを多用する高速 SE 法での撮像が可能となってきた。

脊椎・脊髄領域における 3T MRI の撮像について

当院における各シーケンスの撮像条件を Table に示す。使用装置は 3T MRI 装置 (Signa EXCITE 3.0T HD, GE 横河メディカル社) で、CTL phased array coil を用いている。

1. T₁強調画像

3T MRI では、1.5T と比較して、T₁ 値は 1.5 倍程度に延長する。T₁ 時間の延長によって、脳脊髄液 (cerebral spinal fluid : CSF) の

信号強度が 1.5T と比較すると高くなり、CSF と脊髄、円錐や馬尾とのコントラストが低下する (Fig. 5 a, b)。したがって、SE 法あるいは高速 SE 法での T₁ 強調画像での CSF-組織間のコントラストの低下は、造影を用いない場合には、感染、炎症もしくは腫瘍病変によるくも膜下腔への波及の指摘を困難にさせる可能性がある。CSF-組織間コントラストの改善には、3D-fast SPGR 法、T₁ FLAIR 法による評価が推奨されている⁸⁾。一方では、高速 SE 法における脂肪の信号の上昇により、椎体と椎間板のコントラストに関しては、高速 SE の方が GRE 法よりも優れており (Fig. 5 b, c)、我々は fast SE での撮像をルーチンに施行している。ガドリニウム造影剤による増強効果に関しては、3T MRI の方が 1.5T よりも強く、T₁ 強調 SE 法、3D-fast SPGR 法、T₁ FLAIR 法の間には、増強効果に差が見られないとされており⁹⁾、いずれの方法であっても問題ないと思われる。

2. T₂強調画像

当院では、fast SE 法で撮像している。3T MRI における T₁ 値の延長を考慮し、水の信号の低下を抑えるためには、TR を延長して撮像

Table. Scan Parameters

Series description	T ₁ FSE	T ₂ FSE	SPGR	MR myelography (long TE)	MR myelography (short TE)
TR (ms)	600	4000	8.4	2000	5000
TE (ms)	9.7	130	1.9	330	52.6
Echo train length	2	24		64	10
Receive bandwidth (kHz)	83.3	142.8	31.2	62.5	83.3
FOV (mm)	300	300	300	300	320
Scan thickness (mm)	4	4	1.2	2	3
Interscan spacing (mm)	1	1	-0.6	0	0
matrix	512×320	512×512	512×512	512×256	512×256
NEX	1	2	1	1	2
Time	1 : 39	3 : 04	2 : 35	4 : 04	4 : 25



Fig. 5. Normal case

(a) Sagittal T1 FSE image of the lumbar spine at 1.5T demonstrates excellent delineation of the distal cauda equina and conus with darker CSF.

(b) Sagittal T1 FSE image of the lumbar spine at 3T shows the blurred distal cauda equina secondary to the gray signal of CSF although the anatomy of spinal bone including its surrounding tissue is more apparent in (b) than (a).

(c) Sagittal T1 SPGR images of the lumbar spine at 3T show those interfaces more conspicuously, but decreased signal intensity of spinal bone (c).

するのが望ましい。一方では、TRの延長は、撮像時間の延長に伴った motion artifact の増加の原因ともなり、実際には TR は 4000 ms 前後で撮像している。T₂値は 3T では、やや短縮するとされているが、TE は 130 ms 前後で撮像している。もう少し短い TE での撮像を検討する必要があるが、アーチファクトの少ない腰椎領域では、現時点でも 1.5T MRI と比べると高解像度、高コントラストの画像が得られている (Figs. 1, 2)。脂肪抑制併用での評価に際しては、3T における化学シフトの増加は、脂肪抑制パルスの印加の際に有用であり、比較的磁場の均一な腰椎領域では、良好な脂肪抑制効果が得られている。

3. MR ミエログラフィー

MR ミエログラフィーでは、脳脊髄液を高信号、それ以外の組織を極力低信号とし、脊髓造影と類似した画像が得られる。我々は、TR を極端に長くした fast recovery 法での 2D もしくは 3D 高速 SE 法で撮像を行っているが、硬膜嚢を圧迫する硬膜外病変、硬膜内髄外や髄内の腫瘍性病変、血管性病変の評価の際に時に有用となり得る (Fig. 6a)。神経根や神経叢の描出の際には、TE を 50 ms 程度に短く設定して撮像しており、特に腰椎領域では良好な画像が得られている (Fig. 6b)。

ま と め

3T MRI を用いた脊椎・脊髓領域の評価に際

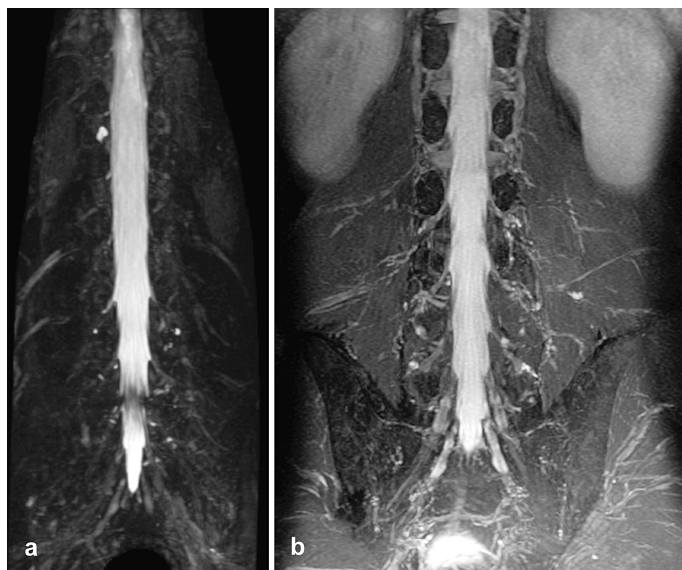


Fig. 6. MR myelography
 (a) L4-5 herniation of the nucleus pulposus (HNP). Coronal MIP myelogram of lumbar region shows thecal sac and nerve root sheaths. Focal ill-defined filling defects due to L4-5 HNP are seen.
 (b) Normal case. Coronal partial MIP myelogram of lumbar region shows thecal sac, nerve roots and nerve root sheaths. Multiple small vessels are also seen in paravertebral region.

しては、利点とともに様々な問題がある。S/N比の増加は、3T MRIの最大の特徴かつ利点であり、これを利用することによって、空間分解能および時間分解能の向上が得られる。一方では、呼吸運動や拍動流、磁化率アーチファクトの増加は、imagingパラメーターの操作によって軽減され得るが、完全ではない。T₂強調画像では、腰椎領域では、1.5T MRIと比べると高解像度、高コントラストの画像が得られるが、頸椎・胸椎領域ではartifactの影響を受けて、必ずしも良好な画像は得られてはいない。T₁強調画像では、緩和時間の延長に伴ったCSFとのコントラストの低下が問題となり、SPGRやT₁FLAIRを使うことによって軟部組織-CSF間のコントラストを高めることができるが、椎間板と椎体のコントラストに関しては、高速SEの方が優れている。現時点では、

脊椎・脊髄領域においては、1.5Tの方がartifactの少ない画像が得られるため、総合的に評価した場合、3T MRIの明らかな優位性が得られているとは断言できない。今後、3T MRIの優れたS/Nを生かした、技術革新とパルスシーケンスデザインによって、安定したconventional MRI画像が、さらには、高いS/N比とパラレルイメージングの併用、化学シフト増大を利用することにより、拡散強調像やテンソル画像、スペクトロスコピーにおいても、1.5Tを上回る有用性が得られることが期待される。

文 献

- 1) Schmitz BL, Aschoff AJ, Hoffmann MH, Grön G : Advantages and pitfalls in 3T MR brain imaging :

- a pictorial review. *AJNR Am J Neuroradiol* 2005 ; 26 : 2229-2237
- 2) Lu H, Nagae-Poetscher LM, Golay X, et al. : Routine clinical brain MRI sequences for use at 3.0 Tesla. *J Magn Reson Imaging* 2005 ; 22 : 13-22
 - 3) Yang QX, Mao W, Wang J, et al. : Manipulation of image intensity distribution at 7.0T : passive RF shimming and focusing with dielectric materials. *J Magn Reson Imaging* 2006 ; 24 : 197-206
 - 4) Willinek WA, Kuhl CK : 3.0 neuroimaging : technical considerations and clinical applications. *Neuroimaging Clin N Am* 2006 ; 16 : 217-228
 - 5) Saleh RS, Lohan DG, Villablanca JP, et al. : Assessment of craniospinal arteriovenous malformations at 3T with highly temporally and highly spatially resolved contrast-enhanced MR angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 2008 ; 29 : 1024-1031
 - 6) Scheid R, Preul C, Gruber O, et al. : Diffuse axonal injury associated with chronic traumatic brain injury : evidence from T_2^* -weighted gradient-echo imaging at 3T. *AJNR Am J Neuroradiol* 2003 ; 24 : 1049-1056
 - 7) Ramnath RR : 3T MR imaging of the musculoskeletal system (Part I) : considerations, coils, and challenges. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2006 ; 14 : 27-40
 - 8) Spapiro MD : MR imaging of the spine at 3T. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2006 ; 14 : 97-108
 - 9) Fischbach F, Bruhn H, Pech M, et al. : Efficacy of contrast medium use for neuroimaging at 3.0T : utility of IR-FSE compared to other T_1 -weighted pulse sequences. *J Comput Assist Tomogr* 2005 ; 29 : 499-505

3T MR Imaging of the Spine and Spinal Cord

Eiji MATSUSUE

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

Three-tesla imaging of the spine and spinal cord has many advantages and challenges. Its higher signal-to-noise ratio (SNR) enables high-resolution imaging and reduces scan time, but challenges include T_1 time prolongation, susceptibility effect, flow and motion artifact, chemical shift, and limitation of specific absorption rate. Manipulation of imaging parameters can mediate the increase in chemical shift and flow and susceptibility artifact, and the use of gradient echo (GRE) pulse sequences, such as spoiled gradient recall (SPGR), can resolve the decreased fluid-tissue contrast resulting from prolongation of T_1 . The development of coil and imaging techniques would reveal precise spinal structures and improve the diagnostic abilities of 3T imaging of the spine and spinal cord.