

3T MRIによる脳神経画像診断の実践

佐々木真理

岩手医科大学先端医療研究センター超高磁場 MRI 診断・病態研究部門

はじめに

3T MRI が薬事認可されて既に5年以上が経過し、画質向上が顕著な脳神経領域においては臨床機のスタンダードとしての地位を獲得しつつある。本稿では臨床現場における3T MRIによる脳神経画像診断の実践について撮像法ごとに概説する。

T₁強調画像

Spin echo (SE) 法による T₁強調画像は1.5Tでは広く用いられているが、3Tでは1) T₁延長と磁化移動効果 (magnetization transfer contrast : MTC) 増強によるコントラスト・S/N比の低下、2) 被吸収率 (specific absorption rate : SAR) の制限によるスライス枚数の減少、3) B₁不均一による信号むらのため、十分な画質を得ることが難しい¹⁾ (Fig. 1A)。解決法としては interleave 撮像が提案されており、撮像時間は倍化するものの、コントラストやS/N比の改善を図ることができる²⁾ (Fig. 1B)。また、gradient echo (GRE) 法 3D-T₁強調画像も、上記の問題を回避でき脳腫瘍などの造影効果も遜色ないことから、代替法として広く用いられている³⁾ (Fig. 1C)。なお、GRE法 3D-T₁強調画像は、認知症などに対する画像統計解析の元画像としても用いられるが、1.5Tと比し画像ゆがみが強いことが問題視されてお

り、現時点で十分な精度は保証されていない。

Fast SE (FSE) 法 T₁強調画像は一般には用いられないが、強いMTC効果などの作用で、黒質緻密部や青斑核などの神経メラニンを含有する脳幹モノアミン神経核が明瞭な高信号を呈することが知られている⁴⁾。本手法によって、Parkinson病における黒質緻密部・青斑核の変性をとらえることができるほか、うつ病などの精神疾患におけるこれらの神経核の機能異常を反映した変化を検出可能と考えられている。

T₂強調画像, Fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR)

3TにおけるFSE法 T₂強調画像のコントラストは、T₁延長、みかけのT₂短縮、MTC効果の増強、再収束RFパルスのフリップ角減少などの影響で、1.5Tとやや異なる¹⁾。一般に、繰返時間 (repetition time : TR) を長めに実効エコー時間 (echo time : TE) をやや短めに設定するとよい (Fig. 1D)。3Tでは512マトリックス以上の高解像度画像を容易に撮像可能だが、コントラストは必ずしも十分でなく、思ったほど情報量が増加しない場合が多い。目的によっては、より良好なコントラストを有するSE法 T₂強調画像や short inversion-time inversion recovery (STIR) による代替を考慮してもよいと思われる¹⁾ (Fig. 1E, F)。

キーワード 3 Tesla, high field strength, magnetic resonance imaging, central nervous system, neurological disorders

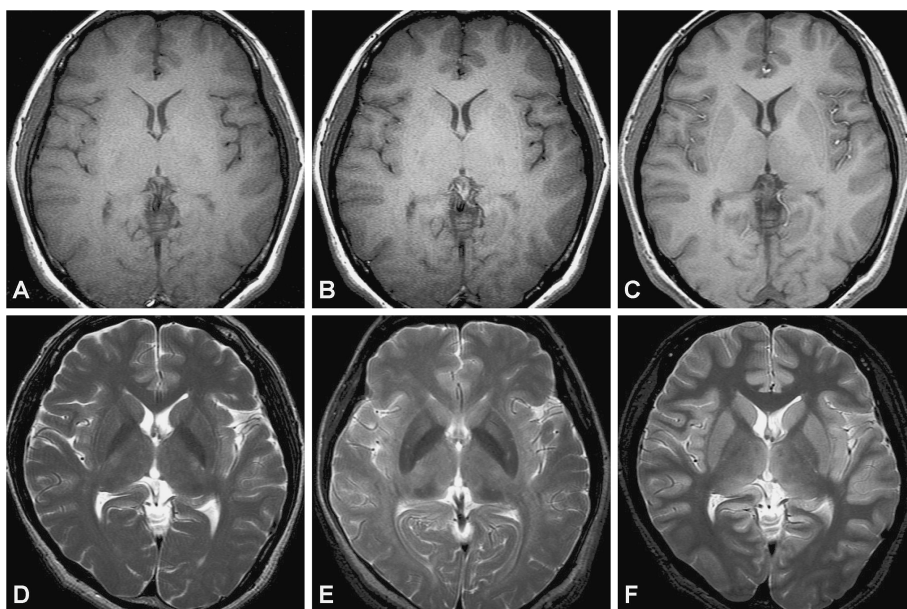


Fig. 1. T1-weighted and T2-weighted images at 3T

A : spin-echo (SE) T1-weighted image (T1WI) ; B : SE T1WI with an interleaved scan technique ; C : RF-spoiled gradient-echo (GRE) T1WI ; D : fast SE (FSE) T2-weighted image (T2WI) ; E : SE T2WI ; F : FSE short inversion-time inversion recovery (STIR) image.

Signal to noise ratio and intraparenchymal contrast on the T1WI can be improved when utilizing the interleaved scan technique (B) or RF-spoiled GRE technique (C), while intraparenchymal contrast on the T2WI can be improved when utilizing the SE technique (E) or STIR technique (F).

3T における FLAIR のコントラストは、T₁ 延長や MTC 効果増強などの影響で、1.5T と比し低下する傾向にあり (Fig. 2A, B), TR や反転時間 (inversion time : TI) を 1.5T に比し長く設定する必要がある。また、脳脊髄液流入によるくも膜下腔の高信号化が顕著となり、IR パルスの励起幅を大きくしても完全に解消することが困難である (Fig. 2C, D)。これらの問題は 3D-FLAIR やプロトン密度強調画像を用いることで解決することができる。3D-FLAIR は、hyperecho と parallel imaging を併用することで短時間で良好な画像を得ること

ができ、脳脊髄液アーティファクトの解消のみならず病変検出能の向上に寄与することが報告されている^{5),6)}。

MR angiography (MRA)

3T における脳血管の 3D time-of-flight (TOF) MRA は、1) S/N 比向上、2) T₁ 延長による TOF 効果の改善や脳実質信号の低下、3) 脂肪が opposed phase となる TE の短縮による血流信号の上昇と乱流の影響低下などのため、1.5T とは一線を画す高画質を得ることが可能

2010 年 8 月 6 日受理

別刷請求先 〒020-8505 岩手県盛岡市内丸 19-1 岩手医科大学先端医療研究センター超高磁場 MRI 診断・病態研究部門 佐々木真理

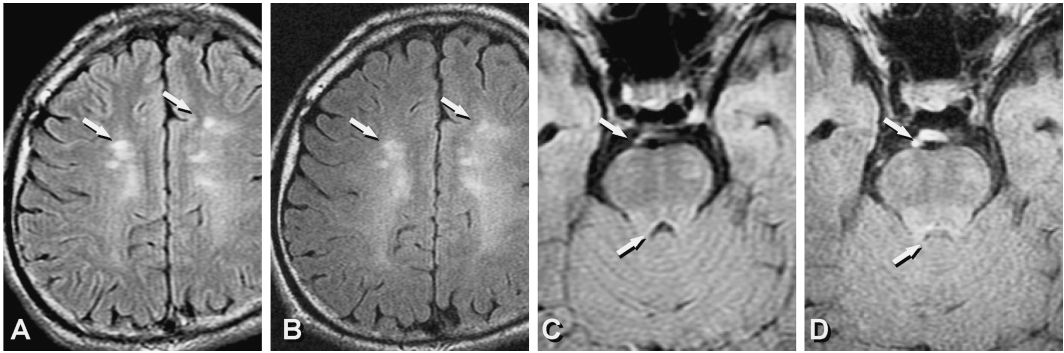


Fig. 2. Fluid-attenuated inversion recovery images of the patient with multiple sclerosis at 1.5T versus at 3T
A, C : Fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR) images at 1.5T ; B, D : FLAIR images at 3T.
Conspicuity of the demyelinating lesions is deteriorated at 3T (B) as compared with at 1.5T (A) (arrows). CSF artifacts at the prepontine cistern and fourth ventricle are more evident at 3T (D) than at 1.5T (C) (arrows).

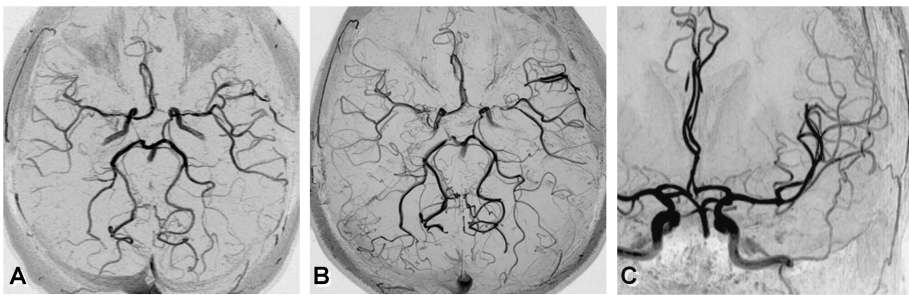


Fig. 3. 3D time-of-flight MR angiography at 1.5T versus at 3T
A : multislab MR angiography (MRA) of the patients with moyamoya disease at 1.5T ; B : single-slab MRA of the same patients at 3T ; C : magnified single-slab MRA at 3T.
Minute intracranial arteries are visualized more clearly at 3T (B, C) than at 1.5T (A).

である¹¹⁾ (Fig. 3). MTC パルスは SAR による制限を受けやすいが, k 空間の中心部のみへの照射で回避可能である. また, マルチスラブ法は原則不要であり, シングルスラブ撮像をルーチンとすることで, 撮像時間の短縮や撮像範囲の拡大を図ることができる. なお, シングルスラブ MRA は, 脳血流の TOF 効果をより正確に反映するため, 脳循環予備能の簡便な指標としても利用可能であることが報告されている¹²⁾.

T₂*強調画像, 磁化率強調画像

3T では磁化率効果が大幅に増強するため, GRE 法 T₂*強調画像における微小出血性病変やくも膜下出血の検出能が向上する^{7),8)}. 急性期脳梗塞では虚血に伴って脳表静脈や髄質静脈が明瞭化することも報告されている⁹⁾. Spoiled GRE 法 3D-T₂*強調画像を用いると, 深部静脈や髄質静脈はより鮮明に描出され, 1.5T の磁化率強調画像 (susceptibility-weighted image : SWI) に類似したコントラストとなる (Fig. 4A). 静脈性血管腫などの病変を無侵襲に診断

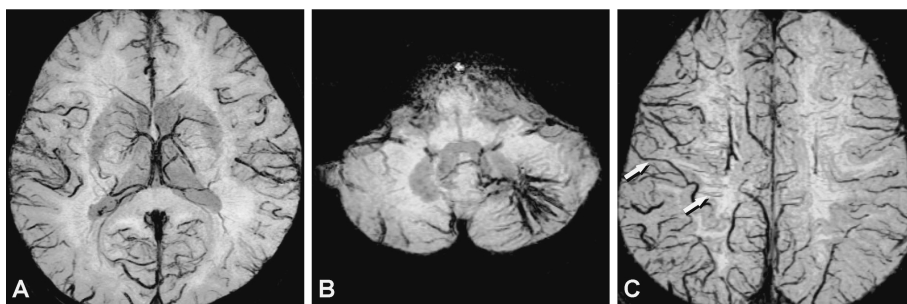


Fig. 4. T_2^* -weighted and susceptibility-weighted images at 3T
 A : RF-spoiled GRE 3D- T_2^* -weighted image (T_2^* WI) of the healthy individual ; B : RF-spoiled GRE 3D- T_2^* WI of the patients with venous angioma ; C : susceptibility-weighted image (SWI) of the patients with right internal carotid artery occlusion.
 3D- T_2^* WIs can depict minute normal and pathological venous structure (A, B). SWI can visualize prominent cortical and medullary veins in the right cerebral hemisphere due to hemodynamic ischemia (C, arrows).

できるほか、多発性硬化症では脱髄巣の中央部を髄質静脈が貫いている所見が認められ、他病変との鑑別に役立つ (Fig. 4B)。磁化率強調画像では、3D- T_2^* 強調画像に位相画像の情報が付加されるため、上述の変化をより明瞭に描出することができる¹⁰⁾ (Fig. 4C)。最近では、位相情報を積極的に利用して種々の機能情報を可視化する試みがなされている。

拡散強調画像、拡散テンソル画像

3T では、拡散強調画像における磁化率効果に起因する画像ゆがみやアーチファクトが1.5T に比し顕著となる。Parallel imaging の併用によってある程度抑制することはできるが、冠状断や矢状断では効果は不十分である。マトリックス数の増加による高分解能化も磁化率アーチファクトの増強に直結するため、事実上困難である。この問題をある程度解決するものとして、2 mm 未満の薄いスライスによって全脳の等方性容積データを取得する方法が提案されている¹³⁾。本手法では、部分容積効果の減少によって小病変の検出能が向上するほか、多断面再構成処理を行うことによって冠状断や矢

状断の画質が劇的に改善する (Fig. 5)。従来困難であった内側側頭葉など大脳辺縁系の拡散テンソル画像による解析も容易となり、小径神経線維束のトラクトグラフィの精度向上も期待できる¹⁴⁾。

灌流強調画像

灌流強調画像には、dynamic susceptibility contrast (DSC)法と arterial spin labeling (ASL)法がある。DSC 法に関しては、3T では造影剤初回通過時の T_2^* 短縮効果が増強するため、SE-EPI 法の使用が可能となる。本撮像法を用いることで、画像ゆがみの低減や信号変化の直線性向上が期待できる。ただし、解析マップの精度はソフトウェアやアルゴリズムにも大きく依存しているため¹⁵⁾、事前の十分な検証が必要である。

Arterial spin labeling (ASL) 法に関しては、3T では S/N 比の向上と T_1 延長によるラベル持続時間の延長によって画質向上が期待される。また、pseudo-continuous labeling によってラベル効率の向上と SAR 制限の回避の両立が、3D-FSE によって画像ゆがみの解消と全脳

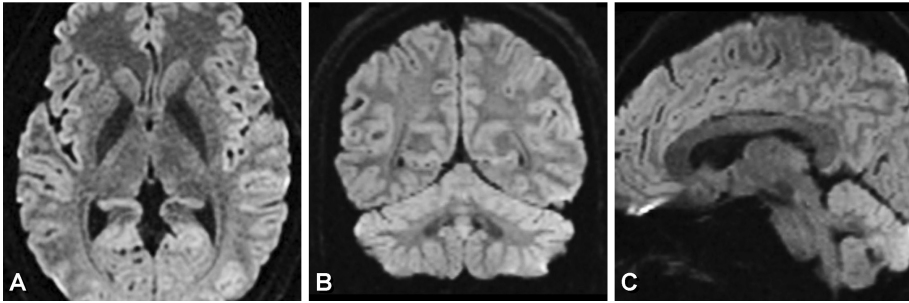


Fig. 5. Volume diffusion-weighted images at 3T
A : Source image of volume diffusion-weighted image (DWI) with slice thickness of 1.6 mm ; B,
C : coronal and sagittal reformatted images generated from the same dataset.
High-quality multiplanar images with allowable susceptibility artifacts and minimal partial
volume effects are obtained from isotropic volume data.

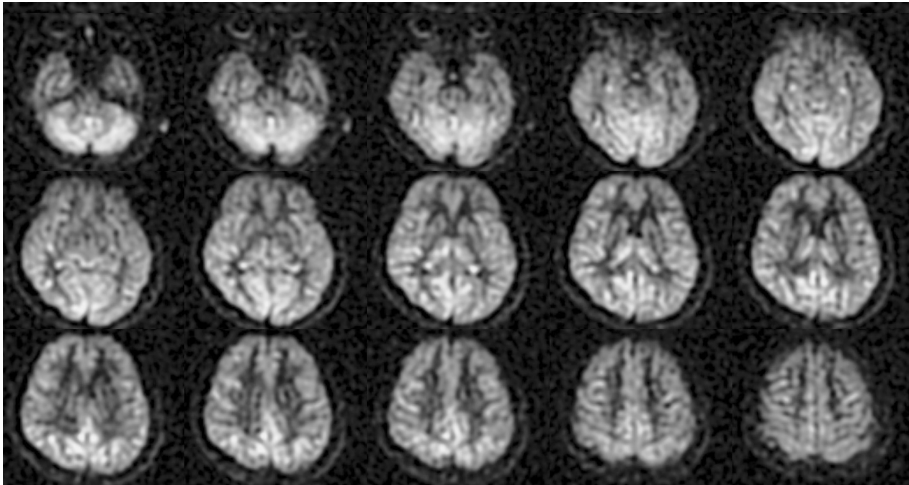


Fig. 6. Arterial spin labeling at 3T
By using a three-dimensional fast spin-echo (3D-FSE) pseudo-continuous arterial spin labeling
(pCASL) technique, high-resolution cerebral blood flow maps of the entire brain with minimal
distortions and artifacts are obtained.

同時撮像が、複数ポイント計測によってラベル到達遅延の補正が可能となった¹⁶⁾ (Fig. 6). これらの技術を組み合わせることで、高精度の脳血流マップの取得できるようになることが期待される。

MR spectroscopy (MRS)

MRS では、S/N 比の向上と化学シフトの増加によって、空間分解能の向上とスペクトル判別能の向上が期待できる¹⁷⁾. 3T ならではの MRS の応用法の一つとして脳温計測がある。MRS による温度計測には水と NAA の共鳴周

波数の差異が用いられるが、3Tでは0.1度程度の精度が期待できる。血行力学的脳虚血において、脳温上昇が循環予備能や代謝予備能の低下と相関することが報告され¹⁸⁾、簡便な脳循環代謝検査の一つとして注目されている。

ま と め

3T MRIは臨床機として今後ますます重要な役割を果たしていくと考えられる。種々の撮像法を3Tに最適化して、高品位な臨床画像を提供していくのはもちろんのこと、3T固有の機能情報を付加した新たな実践的画像診断法の確立につなげていくことが重要と思われる。

文 献

- 1) Sasaki M, Inoue T, Tohyama K, Oikawa H, Ehara S, Ogawa A : High field MRI of the central nervous system : current approaches to clinical and microscopic imaging. *Magn Reson Med Sci* 2003 ; 2 : 133-129
- 2) Kasahara S, Miki Y, Mori N, et al. : Spin-echo T₁-weighted imaging of the brain with interleaved acquisition and presaturation pulse at 3T : a feasibility study before clinical use. *Acad Radiol* 2009 ; 16 : 852-857
- 3) Kakeda S, Korogi Y, Hiai Y, Ohnari N, Moriya J, Kamada K, Hanamiya M, Sato T, Kitajima M : Detection of brain metastasis at 3T : comparison among SE, IR-FSE and 3D-GRE sequences. *Eur Radiol* 2007 ; 17 : 2345-2351
- 4) Sasaki M, Shibata E, Tohyama K, Kudo K, Endoh J, Otsuka K, Sakai A : Monoamine neurons in the human brain stem : anatomy, magnetic resonance imaging findings, and clinical implications. *Neuroreport* 2008 ; 19 : 1649-1654
- 5) Bink A, Schmitt M, Gaa J, Mugler JP 3rd, Lanfermann H, Zanella FE : Detection of lesions in multiple sclerosis by 2D FLAIR and single-slab 3D FLAIR sequences at 3.0 T : initial results. *Eur Radiol* 2006 ; 16 : 1104-1110
- 6) Chagla GH, Busse RF, Sydnor R, Rowley HA, Turski PA : Three-dimensional fluid attenuated inversion recovery imaging with isotropic resolution and nonselective adiabatic inversion provides improved three-dimensional visualization and cerebrospinal fluid suppression compared to two-dimensional flair at 3 tesla. *Invest Radiol* 2008 ; 43 : 547-551
- 7) Kikuta K, Takagi Y, Nozaki K, et al. : Asymptomatic microbleeds in moyamoya disease : T₂*-weighted gradient-echo magnetic resonance imaging study. *J Neurosurg* 2005 ; 102 : 470-475
- 8) Sohn CH, Baik SK, Lee HJ, Lee SM, Kim IM, Yim MB, Hwang JS, Lauzon ML, Sevick RJ : MR imaging of hyperacute subarachnoid and intraventricular hemorrhage at 3T : a preliminary report of gradient echo T₂*-weighted sequences. *AJNR Am J Neuroradiol* 2005 ; 26 : 662-665
- 9) Morita N, Harada M, Uno M, Matsubara S, Matsuda T, Nagahiro S, Nishitani H : Ischemic findings of T₂*-weighted 3-tesla MRI in acute stroke patients. *Cerebrovasc Dis* 2008 ; 26 : 367-375
- 10) Chavhan GB, Babyn PS, Thomas B, Shroff MM, Haacke EM : Principles, techniques, and applications of T₂*-based MR imaging and its special applications. *Radiographics* 2009 29 : 1433-1449
- 11) Willinek WA, Born M, Simon B, Tschampa HJ, Krautmacher C, Gieseke J, Urbach H, Textor HJ, Schild HH : Time-of-flight MR angiography : comparison of 3.0-T imaging and 1.5-T imaging-initial experience. *Radiology* 2003 ; 229 : 913-920
- 12) Hirooka R, Ogasawara K, Inoue T, et al. : Simple assessment of cerebral hemodynamics using single-slab 3D time-of-flight MR angiography in patients with cervical internal carotid artery steno-occlusive diseases : comparison with quantitative perfusion single-photon emission CT. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009 ; 30 : 559-563
- 13) Fujiwara S, Sasaki M, Kanbara Y, Matsumura Y, Shibata E, Inoue T, Nishimoto H, Ogawa A : Improved geometric distortion in coronal diffusion-weighted and diffusion tensor imaging using a whole-brain isotropic-voxel acquisition technique at 3 Tesla. *Magn Reson Med Sci* 2007 ;

- 6 : 127-132
- 14) Fujiwara S, Sasaki M, Kanbara Y, Inoue T, Hirooka R, Ogawa A : Feasibility of 1.6-mm isotropic voxel diffusion tensor tractography in depicting limbic fibers. *Neuroradiology* 2008 ; 50 : 131-136
- 15) Kudo K, Sasaki M, Yamada K, Momoshima S, Utsunomiya H, Shirato H, Ogasawara K : Differences in CT perfusion maps generated by different commercial software : quantitative analysis by using identical source data of acute stroke patients. *Radiology* 2010 ; 254 : 200-209
- 16) Järnum H, Steffensen EG, Knutsson L, et al. : Perfusion MRI of brain tumours : a comparative study of pseudo-continuous arterial spin labeling and dynamic susceptibility contrast imaging. *Neuroradiology* 2010 ; 52 : 307-317
- 17) Sjøbakk TE, Lundgren S, Kristoffersen A, Singstad T, Svarliaunet AJ, Sonnewald U, Gribbestad IS : Clinical 1H magnetic resonance spectroscopy of brain metastases at 1.5T and 3T. *Acta Radiol* 2006 ; 47 : 501-508
- 18) Ishigaki D, Ogasawara K, Yoshioka Y, et al. : Brain temperature measured using proton MR spectroscopy detects cerebral hemodynamic impairment in patients with unilateral chronic major cerebral artery steno-occlusive disease : comparison with positron emission tomography. *Stroke* 2009 ; 40 : 3012-3016

Clinical Magnetic Resonance Neuroimaging at 3 Tesla

Makoto SASAKI

*Advanced Medical Research Center, Iwate Medical University
19-1 Uchimaru, Morioka 020-8505*

Magnetic resonance (MR) imaging at 3 tesla (T) can provide novel clinical images that have not been available at 1.5T. When pulse sequences and scanning parameters are optimized, high resolution structural images can reveal anatomical details of normal brain tissue and pathological conditions. We can noninvasively acquire additional functional information concerning acute and chronic cerebral ischemias and other neurological disorders using diffusion-weighted imaging with isotropic volume data, perfusion-weighted imaging using a 3-dimensional pseudo-continuous arterial spin labeling technique, high resolution MR angiography with a single slab method, and brain temperature measurement using MR spectroscopy. Three-tesla MR imaging is a powerful tool to assess various neurological disorders, but validation of its precision and advantages is necessary to establish its further clinical significance.