

旧型MRI装置における脳血管2D Black blood imagingの至適撮像条件の検討

Optimal Imaging Parameters of Black Blood MR Angiography Protocol Using 2D T₂-FSE Sequence

本寺 哲一¹⁾, 加藤 京一^{2), 3)}, 中島 潤也^{2), 4)}, 秋山 真之^{1), 2)}, 佐藤 久弥^{2), 5)}

- 1) 昭和大学病院 放射線技術部 診療放射線技師
2) 昭和大学大学院 保健医療学研究科 診療放射線技師
3) 学校法人昭和大学 統括放射線技術部 診療放射線技師
4) 昭和大学江東豊洲病院 放射線技術部 診療放射線技師
5) 昭和大学藤が丘病院 放射線技術部 診療放射線技師

Key words: Black Blood Imaging, 2D-FSE, short TE

【Abstract】

At a magnetic resonance imaging (MRI) scan the 3D-TOF-MRA is a common imaging technique. However, it may sometimes provide poor quality images of blood vessels, depending on the blood flow state and/or the treatment device after treatment. With high-performance MRI equipment and using 3D-black blood imaging (BBI), the poor blood vessel images can be improved. However, 3D-BBI imaging is often impossible with multipurpose MRI equipment, due to performance limitations of the equipment. We examined optimal imaging conditions for black-blood MRA of the cerebral artery by using the 2D-T₂-FSE sequence. Our study demonstrates that it is possible to derive optimal 2D-T₂-FSE imaging conditions for cerebral blood vessels (i.e., Shorter TE and lower BW).

【要旨】

MRI検査において、3D-TOF-MRAは代表的な撮像法の一つであるが、血流状態あるいは治療後の治療デバイスによって血管の描出不良を来すことがある。高機能MRI装置では、3D-black blood imaging (BBI) を用いることで、その血管の描出不良を改善することができる。しかし、旧型MRI装置では、装置の性能に制限があるため、3D-BBIの撮像が不可能な場合が多い。今回、2D-T₂-FSEシーケンスを用いて脳血管2D-BBIを検討した結果、実効TEの値を短く設定すること、あるいはrBWの値を低く設定することが最適であった。

緒 言

脳血管疾患では、内頸動脈および椎骨脳底動脈などの主幹動脈の評価は特に重要である。現在、その主幹動脈の評価には、画像診断が主として用いられ、特にmagnetic resonance imaging (MRI) 検査は代

表的な検査である^{1, 2, 3)}。その撮像法として主にthree dimension-time of flight-magnetic resonance angiography (3D-TOF-MRA) があるが、血流状態や治療後の脳動脈クリップや脳動脈コイルなどに用いられる治療デバイスによって血管の描出不良を来すことがある。近年、高機能MRI装置では、echo time (TE)を限りなく短い値に設定することで、脳動脈クリップや脳動脈コイルによる画像劣化の影響を大幅に抑える技術が開発されている。また3D-black blood imaging (BBI) などの撮像法を用いることにより、血管の描出不良を改善できると報告されており^{4, 5, 6, 7)}、われわれにおいても高機能MRI装置を用いて、3D-BBIの有効性を経験している。その一例をFig.1に示す。この症例は、左中大脳動脈領域に急性期脳梗塞を発症した脳血管疾患であり、3D-TOF-MRAでは左中大脳動脈が描出されていないが、3D-BBIではわずかに血流があることを確認できた。

旧型MRI装置では、装置の性能に制限があるため、3D-BBIの撮像が不可能な場合が多く、有効な画像が得られない現状がある。今回、旧型MRI装置において

HONDERA Tetsuichi¹⁾, KATO Kyoichi^{2), 3)},
NAKASHIMA Jyunya^{2), 4)}, AKIYAMA Masayuki^{1), 2)},
SATO Hisaya^{2), 5)}

- 1) Department of Radiological Technology, Showa University Hospital, Radiological Technologist
- 2) Graduate School of Health Sciences, Showa University, Radiological Technologist
- 3) Unification Department of Radiological Technology, Showa University, Radiological Technologist
- 4) Department of Radiological Technology, Showa University Kototoyosu Hospital, Radiological Technologist
- 5) Department of Radiological Technology, Showa University Fujigaoka Hospital, Radiological Technologist

Received March 26, 2020; accepted November 18, 2021

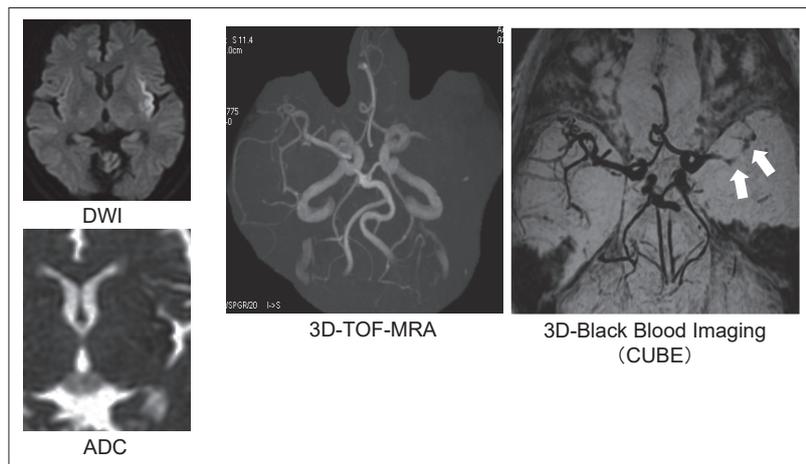


Fig.1 Clinical images with acute phase cerebral infarction in advanced MRI

Table Sequence parameters, basic parameters, and variable parameters

TR (ms)	4500
FOV (cm)	20
Matrix (Frequency × Phase)	384 × 256
Slice thickness (mm)	1.6
NEX	2
TEeff (ms)	16.5, 60.3, 71.3, 93.2, 115.2 Parameters fixed with rBW: 83.3 kHz, ETL: 8
rBW (kHz)	31.2, 41.7, 62.5, 83.3, 100, 125 Parameters fixed with TEeff: 93.2 ms, ETL: 8
ETL	2.0, 4.0, 8.0, 12.0, 16.0 Parameters fixed with TEeff: 93.2 ms, BW: 83.3 kHz

も撮像可能である2D-T₂-fast spin echo (FSE) シーケンスを用いて、脳血管2D-BBIの検討を行った。

MRI装置は、3D-BBIを撮像することができない旧型MRI装置である。

1. 方法

1-1. 対象

対象者は、同意が得られたボランティア10人(年齢22~32歳)であり、本研究の目的と意義について、説明同意文書で十分に説明を行い、同意を得た。また2018年7月から2018年8月までを研究期間とした。なお、本研究は昭和大学藤が丘病院臨床試験審査委員会(承認番号F2018C19)、昭和大学保健医療学部人を対象とする研究等に関する倫理委員会(承認番号第443号)で承認を得て、施行した。

1-2. 使用装置

本研究では、1.5テスラのMRI装置Signa HD Ver.15 (GEヘルスケア・ジャパン社製)、8チャンネルHDNVコイル(Medrad社製)を使用した。当該

1-3. 撮像条件の検討(実効TE・rBW・ETL)

撮像条件をTableに示す。

基本撮像条件は、実効繰り返し時間(effective repetition time, TR); 4,500 ms, FOV; 20 cm, マトリックス(matrix): 周波数(frequency); 384×位相(phase); 256, スライス厚(slice thickness): 1.6 mm, 加算回数(number of excitations, NEX): 2とした。BBIの影響因子であると考えられる撮像条件を可変撮像条件とした⁸⁾。可変撮像条件は、実効エコー時間(effective echo time, TE); 16.5, 60.3, 71.3, 93.2, 115.2 ms, 受信バンド幅(receive bandwidth, rBW); 31.2, 41.7, 62.5, 83.3, 100, 125 kHz, echo train length (ETL); 2.0, 4.0, 8.0, 12.0, 16.0とした。なお、実効TEの検討では、受信バンド幅は83.3 kHz, ETLは8で撮像条件を固定した。受信バンド幅の検討では、実効TEは93.2 ms,

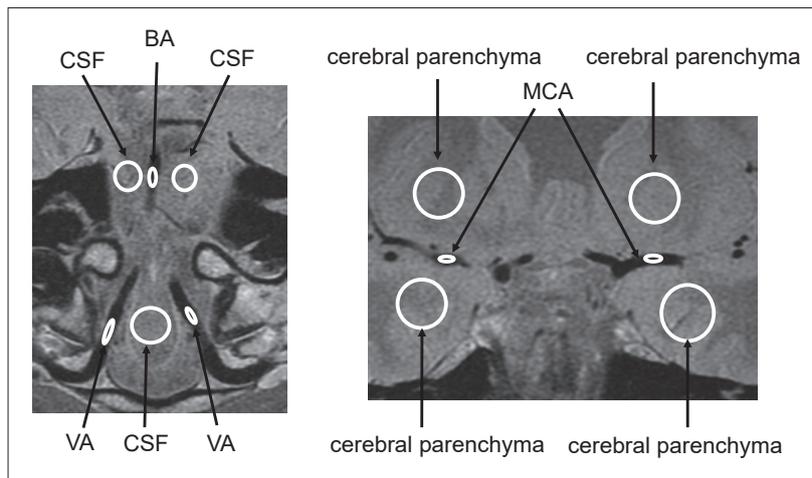


Fig.2 Measuring positions on cerebral blood vessel, CSF, and cerebral parenchyma

ETLは8で撮像条件を固定した。ETLの検討では、実効TEは93.2 ms, 受信バンド幅は83.3 kHzで撮像条件を固定した。固定した各種撮像条件は、頭部MRIにおける標準的なT₂強調画像の撮像条件に準じた。

1-4. 画質評価 (SIRの測定方法)

画質評価として、信号強度比 (signal intensity ratio, SIR) の測定を行った。脳血管 (中大脳動脈・脳底動脈・椎骨動脈) と脳脊髄液とのSIRおよび脳血管と脳実質とのSIRを算出し、各撮像条件について比較した。測定は画像上で円形の関心領域 (region of interest, ROI) を設定することで行った。測定点をFig.2に示す。冠状断面において左右M1が描出される断面で左右M1/脳実質にROIを配置、冠状断において脳底動脈/左右椎骨動脈/脳脊髄液が描出される断面でROIを配置し、SIを測定した。脳脊髄液と脳実質については平均値を測定値とした。SIRは以下の式より算出した。式の項は、MsA: 脳脊髄液もしくは脳実質の信号強度 (signal intensity, SI), MsB: 脳血管のSIとした。

$$SIR = |MsA - MsB| / MsB$$

rBWの検討およびETLの検討においても、同様の方法でSIRを算出した。

統計解析は、JMP[®] 13 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA) を使用し、ノンパラメトリックのSteel-Dwass検定を行った。統計学的有意差はP値5%未満とした。

なお、今回の検討した実効TE, 受信バンド幅, ETLの可変撮像条件は、実効TEの検討では受信バン

ド幅およびETLの撮像条件は固定し、実効TEの結果に影響が及ばないようにしたものであり、交互作用ではなく主効果を検討した方法である。受信バンド幅の検討およびETLの検討においても同様である。

2. 結果

実効TE・rBW・ETLを変化させたときの、脳実質/脳血管と脳脊髄液/脳血管のSIRの変化を求めた。

2-1. TEとSIRの関係

実効TEを短く設定した場合、Fig.3に示すように脳実質/脳血管および脳脊髄液/脳血管のSIRは高値を示した。最も高値を示した実効TEは16.5 msであった。統計学的解析では、脳血管と脳実質のSIRにおいて16.5 msと93.2 ms, 115.2 msで有意差を認めた ($P < 0.05$)。

2-2. バンド幅とSIRの関係

rBWの検討では、rBWを短く設定した場合、Fig.4に示すように脳実質/脳血管および脳脊髄液/脳血管のSIRは高値を示した。最も高値を示したrBWは31.2 kHzであった。統計学的解析では、脳実質/脳血管のSIRと脳脊髄液/脳血管のSIR共に、31.2 kHzと62.5 kHz, 83.3 kHz, 100 kHz, 125 kHzのそれぞれにおいて有意差を認めた ($P < 0.05$)。

2-3. ETLとSIRの関係

ETLの検討では、ETLを増加させた場合、Fig.5に示すように脳実質/脳血管および脳脊髄液/脳血管

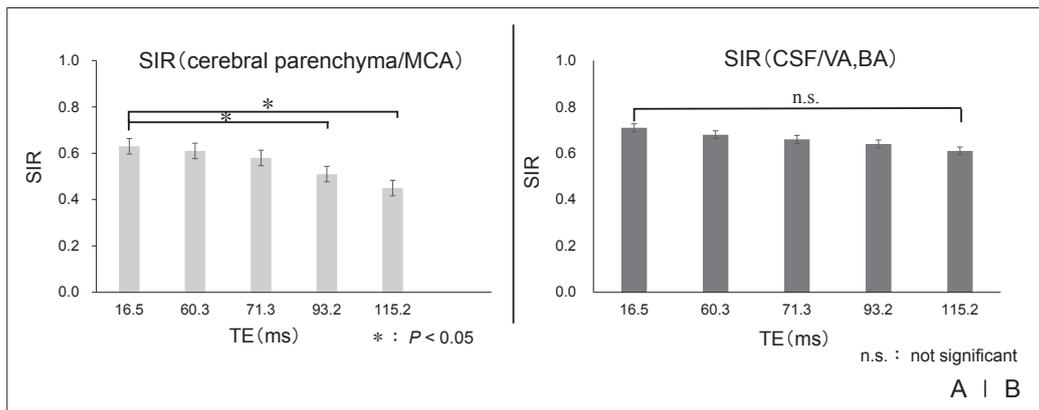


Fig.3 Plots of signal intensity ratios at effective echo timings (16.5, 60.3, 71.3, 93.2 and 115.2 msec)
 A : SIR of the cerebral parenchyma/MCA: TE plotted on the horizontal axis and SIR on the vertical axis
 B : SIR of the CSF/VA, BA: TE plotted on the horizontal axis and SIR on the vertical axis

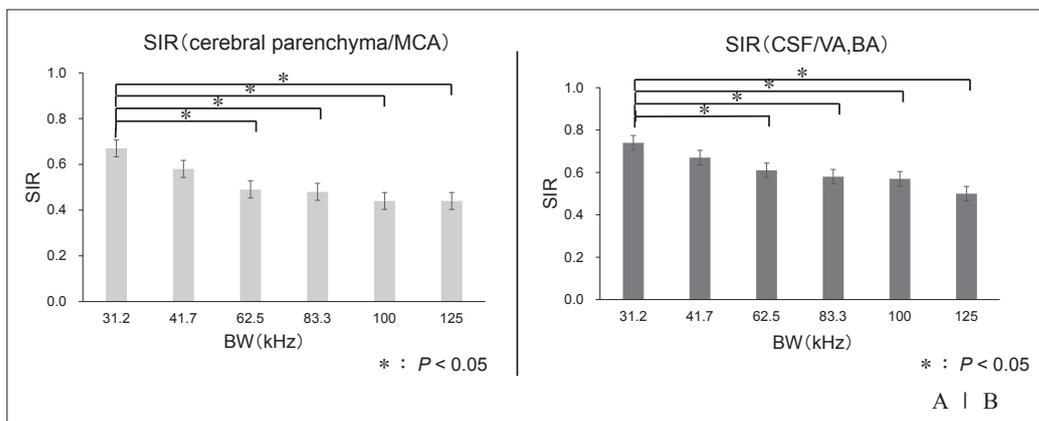


Fig.4 Plot of signal intensity ratios at different bandwidths (31.2, 41.7, 62.5, 83.3, 100 and 125 kHz)
 A : BW plotted on the horizontal axis and SIR on the vertical axis; for the SIR of cerebral parenchyma/MCA
 B : BW plotted on the horizontal axis and SIR on the vertical axis; for the SIR of CSF/VA, BA

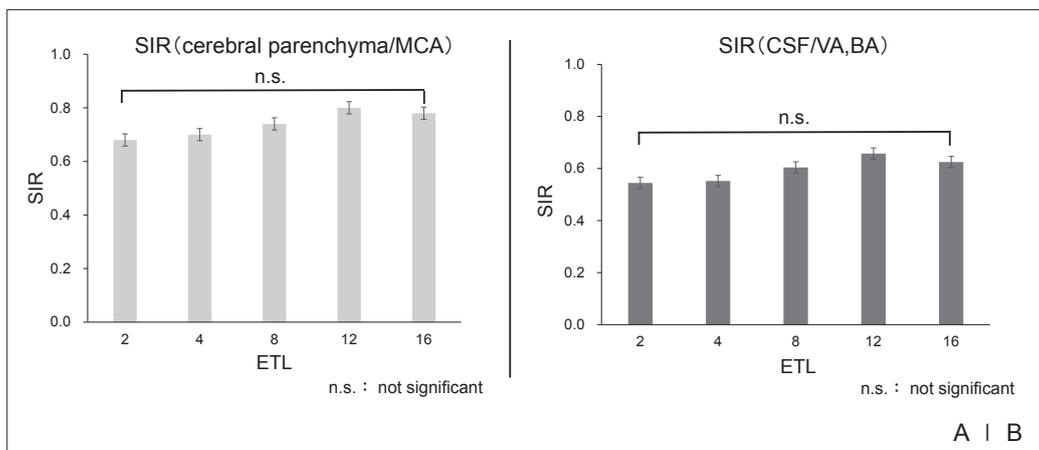


Fig.5 Plot of signal intensity ratios at different ETL (2, 4, 8, 12, and 16)

A : ETL plotted on the horizontal axis and SIR on the vertical axis; for the SIR of cerebral parenchyma/MCA
 B : ETL plotted on the horizontal axis and SIR on the vertical axis; for the SIR of CSF/VA, BA

のSIRは高い傾向を示し、最も高値を示したETLは12.0であった。統計学的解析では有意差を認めなかった ($P=0.25$)。

3. 考察

3D-TOF-MRAのMR画像は、脳血管が高信号に描出され、周囲組織や背景組織となる脳脊髄液および脳実質は低信号に描出されるコントラスト画像である。一方、 T_2 -FSEシーケンスのMR画像は、脳血管が低信号に描出され、周囲組織や背景組織となる脳脊髄液および脳実質が高信号に描出されるコントラスト画像である⁹⁾。

本検討における T_2 -FSEシーケンスでは、脳血管の信号がより低信号に描出することができ、脳脊髄液および脳実質の信号がより高信号に描出することができるコントラストが、脳血管black blood imagingの至適撮像条件であると考えられる。すなわち脳実質/脳血管および脳脊髄液/脳血管のSIRが高値を示すほど、より良い撮像条件である。SIRの算出式から、脳実質および脳脊髄液のSIが高値を示すほど、脳実質/脳血管および脳脊髄液/脳血管のSIRは、高いSIRを示すということになる。

実効TEの検討では、実効TEを長く設定するほど、脳実質/脳血管および脳脊髄液/脳血管のSIRは低下した。これは、前述したように脳脊髄液と脳実質のSIが抑制されたことで、脳血管とのSIRが低下したこ

とを示す。実効TEを長く設定していくことは、コントラストが T_2 強調画像に変化していくため、それに伴い脳脊髄液と脳実質のSIが抑制されたと考えられる。一方、実効TEを短く設定するほどSIRは高値を示した。実効TEを短く設定していくことは、コントラストがプロトン密度強調画像に変化していく過程である。

頭部MRIにおけるプロトン密度強調では、プロトン密度が低い白質は灰白質よりも低信号に描出され、灰白質は白質よりもわずかに信号が高く描出される。プロトン密度がさらに低い血流（脳血管）は、さらに低信号に描出されるという画像の特徴がある。

本検討に置き換えてみると、実効TEを短く設定した場合、プロトン密度強調画像の特徴が反映され、白質および灰白質のSIと脳血管とのSIの差は最大となり、脳実質と脳血管のSIRは高値を示し、脳血管のBB効果を強調することができたと考えられる (Fig.6)。

rBWの検討では、rBWを広く設定するほど低いSIRを示した。通常、rBWを広く設定することによりモーションアーチファクトは軽減させることができるが、signal noise to ratio (SNR) の低下を招く¹⁰⁾。本検討においても、rBWを広く設定したことでSNRの低下を招き、SIRが低下したと考えられる (Fig.7)。

ETLの検討では、ETLを増加させるほどSIRは増加傾向を示した。ETLの増減により T_2 緩和および T_1 緩

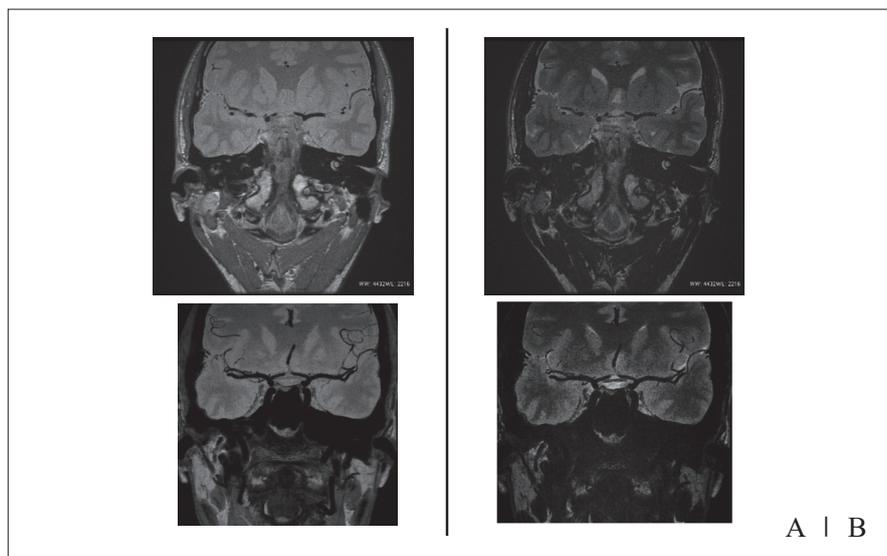


Fig.6 Plot of images at effective echo times (16.5 and 93.2 msec)

A : images of proton density contrast of the at the original image and MinIP image for TE 16.5 msec
B : images of T_2 contrasts at the original image and MinIP image for TE 93.2 msec

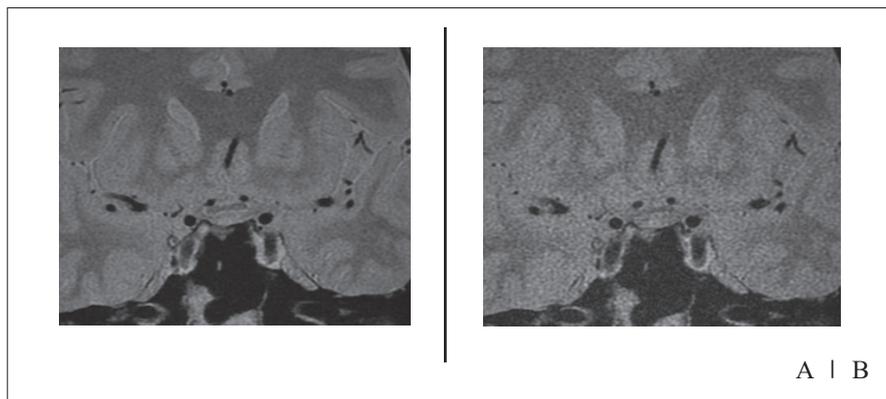


Fig.7 Plot of images at effective bandwidths (31.2 and 100 kHz)

A : for images at the original image for BW 31.2 kHz
 B : for images at the original image for BW 100 kHz

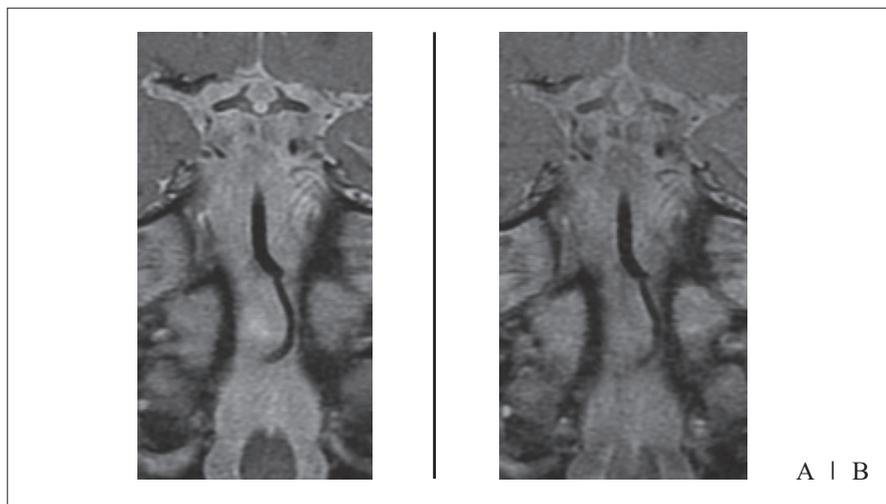


Fig.8 Plot of images at effective ETL (12 and 16)

A : for images at the original image for ETL 12
 B : for images at the original image for ETL 16

和の影響を及ぼす。今回、ETLを2から12まで増加させたことで、脳脊髄液および脳実質の T_2 延長とSIの変化を招き、脳実質とのSIRが増加傾向を示したと考えられる。また前述したように、FSE系シーケンスでは特有のブラーリングアーチファクトを考慮する必要がある。ETLが12でSIRが最大ピークとなったが16に増加するとSIRは減少傾向にあるのは、ブラーリングアーチファクトが影響していると考えられる (Fig.8)。

本検討は、2D- T_2 -FSEシーケンスによる T_2 強調画像の検討であったが、得られた結果は、 T_2 強調画像よりもプロトン密度強調画像のコントラストの方が良い結果であった。よって本研究からは、BBIのコントラストは T_2 コントラストよりもプロトン密度コントラストの方が良いという知見を得ることができ

た。今回は、旧型MRI装置における2D- T_2 -FSE法による脳血管BBの基礎的検討であったが、今後は、2D-PD-FSE法による臨床例での検討、および脳動脈などの治療デバイスを考慮した検討が必要であると考ええる。

4. 結 語

2D- T_2 -FSE法を用いた脳血管BBIの至適撮像条件として、実効TEの値を短く設定すること、あるいはrBWの値を低く設定することが最適であった (実効TE: 16.5 ms, rBW: 31.2 kHz)。今後は旧型MRI装置においても、高機能MRI装置と同様の脳血管BBIが臨床提供できる可能性が示唆された。

表の説明

Table 撮像条件, 基本条件と可変条件の詳細

図の説明

- Fig.1 高機能MRI装置における急性期脳梗塞の臨床画像, 3D-BBIの有効性を示す一例
- Fig.2 ROIの設定位置 (脳血管, 脳脊髄液, 脳実質)
- Fig.3 TEとSIRの関係を示したグラフ
A: TEを変変させた時の中大脳動脈と脳実質のSIRの変動を示したグラフ
B: TEを変変させた時の脳底動脈, 椎骨動脈と脳脊髄液のSIRの変動を示したグラフ
- Fig.4 BWとSIRの関係を示したグラフ
A: BWを変変させた時の中大脳動脈と脳実質のSIRの変動を示したグラフ
B: BWを変変させた時の脳底動脈, 椎骨動脈と脳脊髄液のSIRの変動を示したグラフ
- Fig.5 ETLとSIRの関係を示したグラフ
A: ETLを変変させた時の中大脳動脈と脳実質のSIRの変動を示したグラフ
B: ETLを変変させた時の脳底動脈, 椎骨動脈と脳脊髄液のSIRの変動を示したグラフ
- Fig.6 TEの違いによる画像比較
A: TE, 16.5 msのプロトン密度コントラストの原画像とMinIP画像
B: TE, 93.2 msのT₂コントラストの原画像とMinIP画像
- Fig.7 BWの違いによる画像比較
A: BW, 31.2 kHzの原画像
B: BW, 100 kHzの原画像
- Fig.8 ETLの違いによる画像比較
A: ETL, 12の原画像
B: ETL, 16の原画像

参考文献

- 1) 平野照之, 他: 脳卒中急性期における検査の重要性. 脳卒中, 30, 908-914, 2008.
- 2) 鈴木淳一郎, 他: Stroke: 頭部CTでearly CT signは何?—早期のrt-PA使用のために. Medicina, 48(4), 566-569, 2011.
- 3) 内田和希: 急性期脳梗塞に対する脳血管内治療の現状と今後. 脳神経外科速報, 26(2), 160-168, 2016.
- 4) Edjlali M, et al.: 3D Fast Spin-Echo T1 Black-Blood Imaging for the Diagnosis of Cervical Artery Dissection. AJNR Am J Neuroradiol, 34: 103-106, 2013.
- 5) Ye Qiao, et al.: Intracranial Plaque enhancement in Patients with cerebrovascular events on high-spatial-resolution MR Images. Radiology, 271: 534-542, 2014.
- 6) Sato Y, et al.: Optimal MR Plaque Imaging for Cervical Carotid Artery Stenosis in Predicting the Development of Microembolic Signals during Exposure of Carotid Arteries in Endarterectomy: Comparison of 4 T1-Weighted Imaging Techniques. AJNR Am J Neuroradiol, 37: 1146-1154, 2016.
- 7) 五明美穂, 他: 頭蓋内動脈壁MRイメージング—頭蓋内血管のblack-blood imagingの方法と臨床応用. 臨床画像, 32(4), 413-422, 2016.
- 8) 小笹雅也, 他: 3T MRIにおけるTime-spatial Labeling Inversion pulse (Time-SLIP) 法を用いた脳脊髄液動態撮像の条件検討—1.5T MRIと比較した3T MRIの有用性—. 日放技学誌, 70(12), 1439-1444, 2014.
- 9) 荒木 力: 決定版 MRI完全解説 第2版, 学研メディカル秀潤社, 572-575, 2014.
- 10) 荒木 力 訳: MRIの基本 パワーテキスト 第3版, メディカル・サイエンス・インターナショナル, 284, 2011.