

3T MRI 装置における Cube T2 FLAIR の CNR 向上をめざした 基礎的検討

多根総合病院 放射線科

高 木 正 之 尾 形 一 人 泉 谷 光 彦 清 水 康 行
赤 崎 勉 矢 崎 大 輝 橋 本 薫 亀 岡 健 二
松 村 康 正 松 尾 良 一

要 旨

3T MRI 装置は SNR がよく高分解能な 3D 撮影ができ頭部領域で有用と考えられている。特に FLAIR は大脳白質病変などの検出に有用であり頭部領域では必要不可欠である。当院では Cube T2 FLAIR の撮影が可能であり、isotropic voxel で撮影する事で脳腫瘍摘出の術中 navigation でも使用が可能と考えられるが、2D FLAIR と比較して白質、灰白質のコントラストがつきにくい。そこで、CNR, SNR 測定を行い白質、灰白質の CNR 向上を目的とした検討を行った。結果、バンド幅は 31.25 kHz で最も CNR が良好となった。これを基に撮影時間 7 分固定で至適条件を検討すると、ETL180 以上では脳脊髄液の信号抑制がされづらく臨床画像としては使用できず、よって ETL160 が適切であった。その条件では TR は 5650 msec となりこれが撮影時間 7 分固定での至適条件と考えられた。

Key words : CNR ; Cube T2 FLAIR ; MRI

はじめに

近年 Magnetic Resonance Imaging (以下 MRI) 装置は、3Tesla (T) 装置の普及や撮影シーケンスの発展に伴い、信号雑音比 (以下 SNR) が良く高画質な 3D 撮影が可能となってきた。特に、variable refocus flip angle 3D fast spin echo 法を用いた Cube T2 fluid attenuated inversion recovery (以下 Cube T2 FLAIR) では 2D FLAIR と比べ脳脊髄液の流れによるアーチファクトが抑制でき、isotropic voxel で撮影する事により多方向からの観察が可能となった¹⁾。Cube T2 FLAIR は、リフォーカスパルスのフリップアングルを変化させる事で非常に長い echo train length (以下 ETL) でのデータ収集を可能とし、Parallel Imaging 法による K-space driven の Auto calibrating Reconstruction for Cartesian imaging (以下 ARC) を併用する事により短時間で高分解能な画像が得られ大脳白質病変などの検出に有用である^{2~4)}。また、コ

ントラストが T1 強調画像より高く脳表画像として脳腫瘍摘出の術中ナビゲーションでも使用が可能と考えられている。しかし、2D FLAIR と比較すると Cube T2 FLAIR は、SNR は向上しているが白質、灰白質のコントラストが低く、撮影条件が不適切であると脳梗塞の信号等が不明瞭となる場合がある⁵⁾⁶⁾。そこで、Cube T2 FLAIR の SNR、白質と灰白質のコントラスト雑音比 (以下 CNR) を測定し白質、灰白質のコントラストを向上させ、臨床上有用な画像を提供する最適な撮影条件の検討を行ったので報告する。

方 法

MRI 装置は、GE 社製 3T Discovery MR750 (8 ch HNS HEAD coil) を使用し Cube T2 FLAIR での (1) SNR 測定 (2) CNR 測定 (3) 撮影時間固定による至適撮影条件の検討を行った。基本となる撮影パラメータは表に記載する (表 1)。また、当院の装置では、Cube T2 FLAIR の TI、実効 TE の設定は任意で行う

表1 撮影パラメータ

撮影方向	sagittal
FOV	25.6cm
スライス厚	1.0mm
スライス枚数	180
マトリックス	256 × 256
TR	6000
ETL	140
BW	31.25kHz
NEX	1.0
ARC	2 × 2
脂肪抑制	Fat SAT

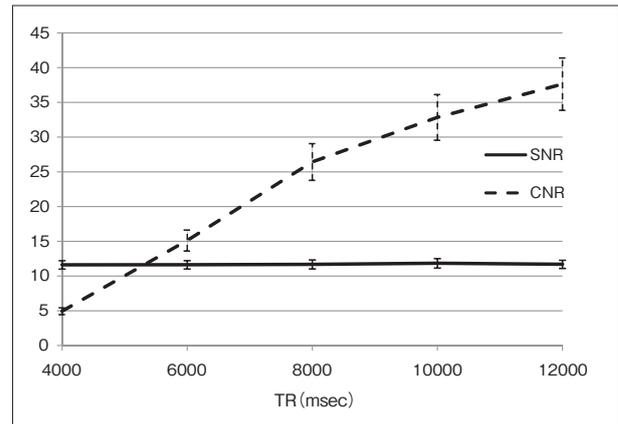


図1 TRの変化によるSNR, CNRの比較

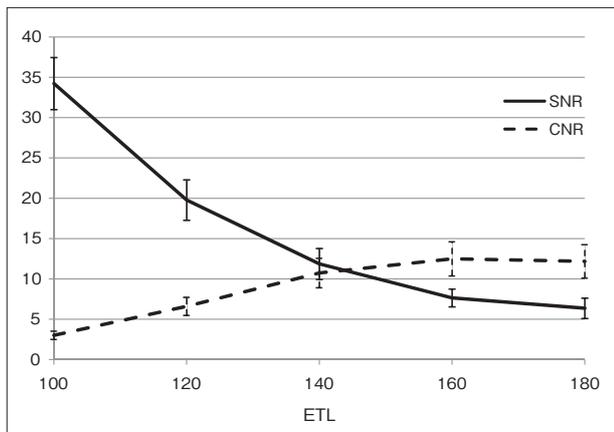


図2 ETLの変化によるSNR, CNRの比較

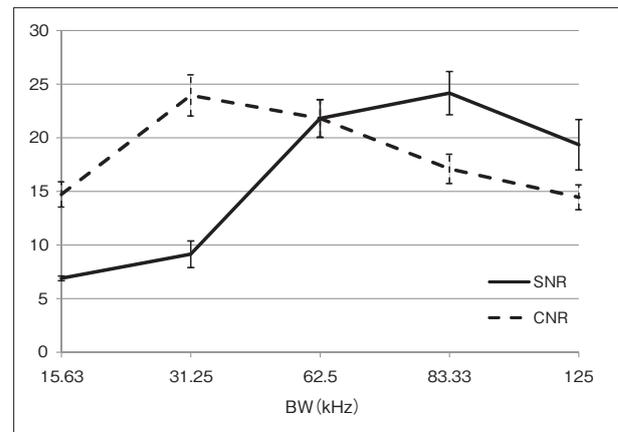


図3 BWの変化によるSNR, CNRの比較

事はできないがTR, ETL, バンド幅 (BW), マトリックス, FOV, スライス厚などによって自動的にTI, 実効TEが決定される. 今回は術中ナビゲーションでの脳表画像として使用も考えており isotropic voxelで撮影を行った.

(1) SNR測定

3T head tilt sphere phantomをcoilの中心に10分以上放置し撮影を開始する. 今回の検討パラメータはTR (4000 ~ 10000 msec : 2000 msec 間隔で検討), ETL (100 ~ 180 : 20 間隔で検討), BW (15.63 ~ 125.0 kHz)とし, 同一撮影条件で同一位置を2回連続撮影し差分画像を作成する. 撮影した一方の画像と差分画像を用い, 下式の差分法にてSNRの測定を行った^{7) 8)}. ただし測定回数は各検討項目10回とした.

$$SNR = \sqrt{2} \times Ms / SD_{sub}$$

Ms : 一方の画像における平均信号値

SD_{sub} : 差分画像に設定した同一ROIにおける標準偏差

(2) CNR測定

本検討に同意した健常ボランティア10名 (26 ~ 52歳 : 平均年齢41.8歳) にて (1)と同様にTR, ETL, BWの検討を行った. 下式により白質, 灰白質のCNR測定を行った^{9) 10)}.

$$CNR = (S1 - S2) / SD_{air}$$

S1 : 灰白質の平均信号値

S2 : 白質の平均信号値

SD_{air} : 空気の標準偏差

(3) 撮影時間固定による至適撮影条件の検討

撮影時間を7分 (当院の撮影パラメータでの最長時間) に固定し, 撮影時間に関係するTR, ETLの検討を行った. BWの撮影条件はSNR, CNR測定結果をもとに撮影条件を決定し, 上方法と同様にSNR, CNR測定を行った.

なお, 最終的には実際の画像を参考として撮影条件を決定した.

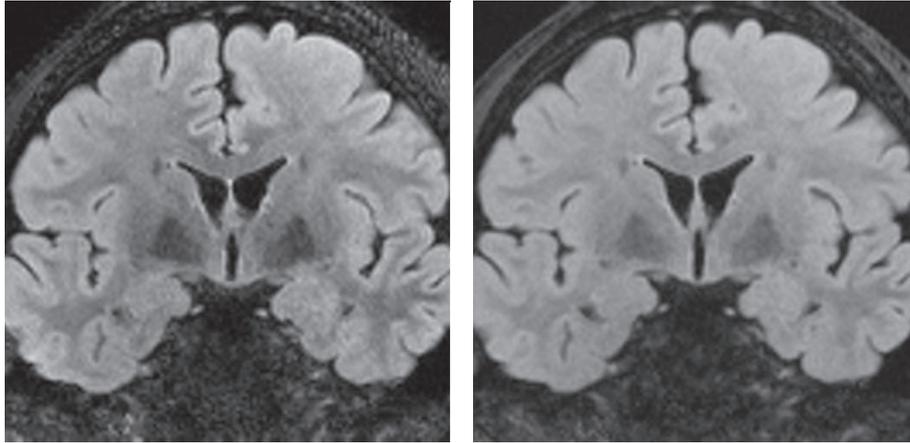


図4 BW31.25kHz (左) と 62.50kHz (右) の画像

表2 ETL, TR の撮影条件 (撮影時間 7 分固定)

ETL	TR (msec)
140	4917
160	5650
180	6334
200	6950

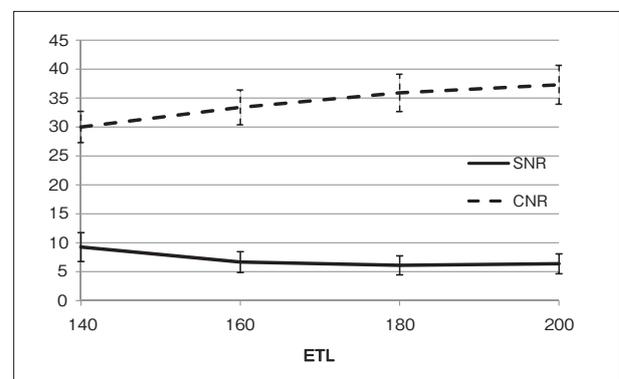


図5 撮影時間 7 分固定における SNR, CNR の比較

結 果

各測定結果から平均値を求めグラフで表示した (図 1, 2, 3).

TR を変化させても SNR はほぼ変化がない. 一方, CNR は TR を上昇させると比例して上昇することが分かる.

次に ETL を増やすと, SNR は低下するが, CNR は 160 までは上昇しそれ以上ではほぼ同等となっている.

BW を増加させると SNR は 83.33 kHz まで上昇するが Cube T2 FLAIR での BW の最大値 125 kHz では低下している. また, CNR は 31.25 kHz で最大値となりそれ以上では低下している. 今回の結果から BW では, CNR が明瞭なピークを示す 31.25 kHz と CNR と SNR が比較的高い 62.50 kHz のどちらかが至適な撮影条件と考えられる. そこで, 実際の画像を見ると BW31.25 kHz では白質, 灰白質のコントラストが良く境界が良好に評価でき, SNR は比較的低いが許容範囲と考えた. BW62.50 kHz では SNR は良いが, 白質, 灰白質のコントラストは 31.25 kHz と比較する

と境界がやや不明瞭となっている (図 4). 今回の検討では, CNR 向上を第一の目標としているため SNR はやや低いが 31.25 kHz を至適な BW とした.

以上の結果より BW を 31.25 kHz に固定し, 撮影時間 7 分で ETL, TR を変化させ検討を行った. ETL は, CNR がほぼ同等となる 140 ~ 200 を検討項目とし, TR を変化させることにより撮影時間が 7 分となるように調整を行った (表 2). 結果をもとに平均値を求めグラフに示した (図 5). SNR は 140 で最大値となり 160 以上はほぼ同等となった. CNR では, ETL が増えるほど良くなっている.

しかし, 実際の画像では, ETL180 以上では側脳室の脳脊髄液の信号の抑制が不十分であった. ETL160 では側脳室の脳脊髄液の信号は軽微であった (図 6). 実際の画像も考慮し, アーチファクトが少なく, CNR も高値を示した ETL160 が今回の目的に合致する至適条件であった.

考 察

近年 MRI 装置は, 3T 装置の普及と撮影シーケンスの発展により, SNR が良く高画質な 3D 撮影が可能

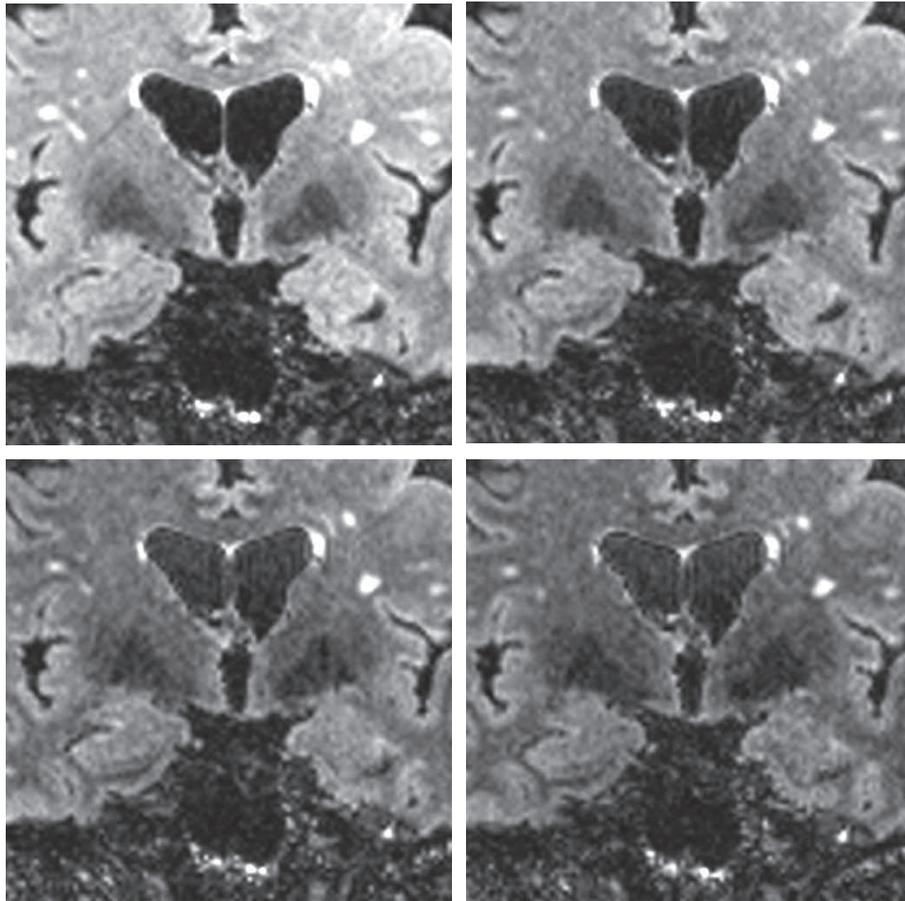


図6 撮影時間7分固定の画像

左上 ETL140 右上 ETL160

左下 ETL180 右下 ETL200

となり日常的に用いられている。今回示した Cube T2 FLAIR では 2D FLAIR と比べ脳脊髄液の流れによるアーチファクトが抑制でき、isotropic voxel で撮影することにより多方向からの観察が可能となり非常に有用な撮像シーケンスである。当院では多方向の FLAIR 画像を要求されることも多く、また術中ナビゲーション用の画像としても用いていることからこの Cube T2 FLAIR は度々用いられる。しかし、Cube T2 FLAIR は 2D FLAIR との比較では皮質灰白質のコントラストの低下があり、病変の信号の不明瞭化が見られる。3D の有用性をさらに高めるためには、このコントラストの低下を最小限にとどめることが重要であると考え今回の実験を行い、Cube T2 FLAIR で CNR を高めることを追求した。

実験結果から TR を上昇させると CNR は改善する。これは、TR を上昇させることにより T1 値も延長していくためと考えられる。白質は灰白質に比べて T1 値が短いため TR を上昇させることにより白質の信号が低下するが灰白質の信号はそれほど低下しない。よって、TR を上昇させることで灰白質と白質の信号

差が大きくなっていきコントラストが向上すると考えられる¹¹⁾。また、TR を変化させても SNR は変化せず関係性はない。よって、結果より TR はできる限り長く設定することで CNR は向上すると考えられる。

ETL では増やすほど CNR は改善し、160 以上ではほぼ同等となる。また、SNR は低下していく。これは、ETL を増やす事により TE が延長し、T2 コントラストが良くなり CNR は上昇するが、blurring 効果により SNR は低下していくためと考えられる^{12) 13)}。ETL は増やすほど撮影時間が短くなるため高い値に設定することが望ましいが blurring 効果の影響を考えなければならない^{14) 15)}。

BW を増やすと本来はノイズが多くなり SNR は低下するといわれているが今回の Cube T2 FLAIR では、BW を増やすと共に SNR も 83.33 kHz まで上昇している。この現象は BW を増やすことによる echo space (ES) 短縮が原因と考えられる^{16) 17)}。Cube T2 FLAIR では ETL が特性上大きいため ES が数 msec の差でも K-space センターを実際に取得する時間は数百 msec の違いが起こる。すると、BW を増やすこ

とによる原理的な SNR 減少を補って余りある信号の増加が ES 短縮によって得られる。よって、BW を増やす時に ES 短縮効果が小さくなり原理的な SNR 減少が見られ始めるのが今回最大値を示した約 83.33 kHz であると考えられる。また、CNR では、31.25 kHz で最大値となっている。これは、31.25 kHz 以下ではノイズが多い画像となっておりこのノイズが CNR に影響していると考えられる。グラフから見ると CNR が最も高い 31.25 kHz かあるいは CNR と SNR がともに比較的高い 62.50 kHz が至適条件と考えられる。しかし実際の画像から 31.25 kHz は白質、灰白質のコントラストが良く境界が良好に評価できノイズも許容範囲内であることから、今回の検討の目的をふまえ至適条件と考えた。

BW は 31.25 kHz を選択し撮影時間を 7 分に固定し、ETL, TR で調整したところ、CNR は ETL200 で最大値を示した。また視覚評価でも ETL200 で白質、灰白質のコントラストが一番良い結果を示した。これは ETL を増加させる事で CNR に大きく関係する TR を長く設定できたためと考えられる。

また、SNR は ETL140 と比較すると少し低い値を示しているがほぼ変化がなく ETL200 が SNR, CNR 測定による数値上の至適撮影条件といえる。しかし、今回撮影した画像では、ETL が高いほど脳脊髄液の信号が抑制されづらく、特に側脳室で抑制が不十分となる。これは、TI が脳脊髄液の null point に合っていないためであるが Cube T2 FLAIR では、TI は自動で決定するため変更できない。脳脊髄液の流れによるアーチファクトが抑制できることが特徴である Cube T2 FLAIR の画像として ETL180 以上は実際には採用しがたく、アーチファクトの少ない ETL160 が適切と考えられた。よって、3T MRI 装置での Cube T2 FLAIR の撮影時間 7 分固定での至適条件は検討パラメータより TR 5650 msec, ETL160, BW31.25 kHz であると考えられた。

今後はこの条件を使用して撮像を行い、症例を蓄積した上で再評価も行いたいと考える。

おわりに

今回の Cube T2 FLAIR は術中ナビゲーションの脳表画像の使用を目的としており isotropic voxel で撮影条件の検討を行った。マトリックス、スライス厚などを変更すると撮影時間の短縮や CNR 改善を検討する事も可能である。また Cube T2 FLAIR は膀胱などにも利用が報告されており頭部以外での使用も検討していきたい。

文 献

- 1) 掛田伸吾, 花宮舞, 大成宣弘, 他: 3D-FLAIR による脳病変の評価 - 2D-FLAIR との比較 - 第 37 回日本磁気共鳴医学会大会講演抄録集, 233, 2009
- 2) Reed F. Busse, Anja C. S. Brau, Anthony Vu, et al.: Effects of Refocusing Flip Angle Modulation and View Ordering in 3D Fast Spin Echo. Magn Reson Med, 60(3): 640-649, 2008
- 3) 中上将司: IDEAL, CUBE を中心に. 日放線技会誌, 64(12): 1601, 2008
- 4) 大澤 忠, 平松京一, 吉川宏起, 他: MRI 基礎再訪. 画像診断, 30(7): 698-699, 2010
- 5) 蜂屋順一, 高原太郎, 扇 和之, 他: 改訂版 MRI 応用自在, メジカルビュー社, 東京, 114-118, 2004
- 6) 日本脳ドック学会 脳ドックの新ガイドライン作成委員会: 脳ドックのガイドライン 2008 (改訂・第 3 版), 32-36, 2008
- 7) 土橋俊男, 飯塚明寿, 石黒秋弘, 他: これだけは習得しよう MRI 検査 診療放射線技師継続学習テキスト, ピラールプレス, 東京, 226-227, 2010
- 8) 小倉明夫, 前田富美恵, 宮井明, 他: MR 画像の SNR 測定に関する基礎的検討. 日放線技会誌, 59(4): 508-513, 2003
- 9) 熊田 卓, 齋藤公志朗, 金森勇雄, 他: MR の実践 基礎から読影まで, 医療科学社, 東京, 116-117, 2011
- 10) 小倉明夫, 前田富美恵, 宮井 明, 他: MRI 臨床画像の CNR 測定法に関する精度. 日放線技会誌, 60(11): 1543-1549, 2004
- 11) 荒木 力, 鳥津典子, 青木恭子, 他: MRI の基本パワーテキスト基礎理論から最新撮像法まで 第 2 版, メディカル・サイエンス・インターナショナル, 東京, 188, 2004
- 12) 笠井俊文, 土井 司, 加藤博和, 他: MR 撮像技術学改訂 2 版, オーム社, 東京, 86-90, 2008
- 13) 荒木 力, 和田昭彦, 阿部 修, 他: MRI 「超」講義第 2 版, メディカル・サイエンス・インターナショナル, 東京, 258-259, 2003
- 14) 山下一也, 立入 弘, 速水昭宗, 他: 診療放射線技術上巻 改訂第 10 版, 南江堂, 東京, 226-227, 2001
- 15) 杉村和朗, 梅田雅宏, 笠井俊文: 標準 MRI 画像・図から学ぶ基礎と臨床応用, オーム社, 東京,

61-72, 2004

- 16) 杉村和朗, 川光秀昭, 北村恵理, 他: MRI 基礎と実践カラー版, 西村書店, 東京, 53-56, 2012
- 17) 大澤 忠, 平松京一, 長縄慎二, 他: 3T MRI の臨床. 画像診断, 28(10): 1013-1022, 2008