

BLADE 画像の k-space trajectory が画像特性に及ぼす影響

小倉明夫^{1,4}, 前田富美恵¹, 佐伯文人¹, 木村哲哉²,
本郷隆治³, 宮地利明⁴

¹京都市立病院 ²ハイメディッククリニック WEST

³京都桂病院 ⁴金沢大学大学院

緒 言

MRI 検査における重要な問題点として、被験者の動きによる画像の劣化が挙げられる。これは MRI が臨床用に開発されてから継続的な課題として、撮像に関わる者を悩ませている。その対策として、短時間撮像や呼吸同期、心電同期あるいは被験者の固定等が工夫されてきたが、トレードオフの問題もあり、症例により使い分ける必要があった。

近年、BLADE という撮像法が開発され、被験者の動きが補正可能となり、臨床に利用され始めている。BLADE 法は高速スピネコーを使用し、一つの励起パルスから収集された echo train length に相当する数の束 (blade) を k-space の中心を軸に回転させながら k-space を充填していくという手法であり、PROPELLER (periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction) 法と同様の手法である^{1),2)}。その後、gridding を行い、フーリエ変換を行う。さらに、一つめの blade データを基に、その後に収集される blade データに、被写体の動きに対して補正をかけることも可能である。

BLADE 法の使用により、動いている被写体でもモーションアーチファクトが少ない静止し

ているような画像を描出することが可能なことから、臨床的に非常に有用性が高い^{3)~10)}。

しかしながら、BLADE 法は従来の高速スピネコー法と比較して、同一の画像特性を示しているかという疑問が存在する。すなわち k-space trajectory (充填法) の違いによって、画像に差が生じた場合、診断にも影響することが危惧される。BLADE 法の使用法として、被験者の動きが問題となる場合に再撮影として使用する場合と、被験者の動きが予測できないため、最初から使用する場合がある。仮に、従来の k-space trajectory 法と画像特性に変化がないのであれば、最初から BLADE 法を使用した方が得策であることが予測できる。そのため、両者の画像特性の比較を、アーチファクトも含め、比較検討した。

方 法

基本的に k-space trajectory 法の差以外のファクターは変化させない撮像パラメータを使用して、両者を比較した。ただし、blade 幅により依存性が予測される場合は、数種類のブレード幅により比較を行った。使用装置は、Siemens 社製 Magnetom symphony1.5T を使用した。比較のための、シーケンシャルな従来

キーワード PROPELLER, BLADE, artifact, SNR, contrast

の k-space trajectory 法 (Cartesian 法) を FSE 法と表記する。コイルは感度分布の影響を排除するため、アレイコイルは使用せず、CP 型ヘッドコイルを使用した。比較検討を行った項目は、信号雑音比 (SNR)、コントラスト特性、解像特性、アーチファクト (折り返しアーチファクト、化学シフトアーチファクト、Flow アーチファクト、磁化率アーチファクト) の描出である。以下に、その詳細を列記する。

1. 信号雑音比

ファントムとして、日興ファインズ PVA ゲルファントム 901 の均一ファントムセクションを使用した。ファントムを同条件で 2 回撮像し、差分法¹¹⁾を用いて signal to noise ratio (以下, SNR) を算出した。ブレードの幅により、SNR が変化することが予測されるため、数種類の blade 幅により比較を行った。blade 幅 (Number of blade) は echo train length (ETL) に対応するため、ETL を 7 から 31 まで変化させて撮像を行った。なお、ETL の変化により、実効 TE も変化する。撮像条件の詳細を Table に示す。同撮像を 5 回くり返し、BLADE 法と FSE 法での各画像の SNR を比較した。各 5 回の SNR 値より、Wilcoxon signed rank test により有意差検定を行った。

2. コントラスト特性

ファントムとして、日興ファインズ PVA ゲルファントム 901 のコントラストセクションを使用した。上記信号雑音比測定と同条件 (Table) で、BLADE 法と FSE 法で撮像を行った。各 9 点の信号強度に対して、下記式によりコントラストを算出した。なお、この式は西沢¹²⁾の報告による CNR の GVC (global variance with respect to coarse pixel) を引用した。

$$GVC = \frac{\sum (\mu_i - \sum \mu_i / N)^2}{N} \dots\dots\dots (1)$$

ただし、 μ_i は各信号強度 ($i=1\sim 9$)、 N はサンプル数 ($N=9$)

Table. The Scanning Parameters of the BLADE and FSE Sequence using in this Study

TR (ms)	TE (ms)	ETL (Number of BLADE)	BLADE coverage
5000	120	31	100
5000	60	23	100
3000	60	15	100
1000	30	7	100

matrix size = 256 × 256, band width = 260 Hz/px, slice thickness = 5 mm

各 5 回ずつの撮像を行い、GVC 値より、Wilcoxon signed rank test により有意差検定を行った。

3. 解像特性

内径 0.8 mm の血管カテーテル内に水を充填し、ロードファントム内に設置して、BLADE 法と FSE 法で撮像を行った。TR/TE: 5000/120 ms, ETL31, matrix 256 × 256, FOV128 mm, number of blade = 13 とした。ファントム画像に対してプロファイルカーブを LSF (Line spread function) として、それをフーリエ変換することにより、MTF (modulation transfer function) を得た。

4. アーチファクト

1) 折り返しアーチファクト

BLADE 法と FSE 法において、FOV を 120 × 120 mm に設定を行い、コントラストファントムの撮像を行った。TR/TE は 5000 ms/90 ms で ETL23, マトリックス 256 × 256, バンド幅 260 Hz/px, スライス厚 5 mm とした。なお、FSE 法においては、周波数エンコード方向に対して over sampling (フーリエ変換により生じる信号のエリアシングを防ぐため、イメージ帯域より大きな周波数でサンプリングを行う手法) がかかっている。両者の画像を比較した。

2) 化学シフトアーチファクト

2008 年 10 月 3 日受理 2008 年 11 月 7 日改訂

別刷請求先 〒604-8845 京都市中京区壬生東高田町 1-2 京都市立病院放射線科 小倉明夫

化学シフトが出現しやすいように、 T_1 強調画像でバンド幅を小さく設定した。TR/TEは700 ms/41 msでETL13, マトリックス256×256, バンド幅100 Hz/px, スライス厚5 mm, FOV256 mmとした。FSE法においては, 周波数エンコードと位相エンコードのスイッチングを行い, 2回撮像を行った。脂肪を含むコントラストファントムの撮像を行い, 画像を比較した。

3) Flow アーチファクト

直径50 mmの円筒の容器内に寒天を充填し, その中に内径1.5 mmのチューブを固定した後, チューブの中を0.5 ml/sで水を流しながらBLADE法とFSE法において撮像を行った。TR/TEは5000 ms/90 msでETL23, FOV128 mm, マトリックス256×256, バンド幅260 Hz/px, スライス厚5 mmとした。Flow compensation や pre-saturation pulse は使用していない。BLADEにおいては, motion correction (動き補正ソフト) を付加した場合の撮像も行った。各画像を比較した。

4) 磁化率アーチファクト

コントラストファントムの上に小さな金属片を付けた状態で撮像を行った。TR/TEは5000 ms/90 msでETL23, FOV256 mm, マトリックス256×256, バンド幅100 Hz/px, スライス厚5 mmとした。両者の画像を比較した。

結 果

1. 信号雑音比

SNRの結果を, Fig. 1に示す。BLADE法とFSE法において, SNRはETL7から31において, いずれも有意水準0.05で有意差はみられなかった。

2. コントラスト特性

コントラスト特性であるGVCの結果を, Fig. 2に示す。BLADE法とFSE法において, GVCはETL7から31において, いずれも有意水準0.05で有意差はみられなかった。

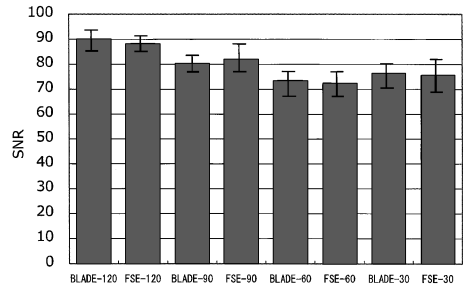


Fig. 1. Comparison of signal to noise ratio (SNR) of BLADE sequence and FSE sequence. The error bars indicate the SDs of the five times measurements. The SNR was not significantly different between BLADE and FSE sequences.

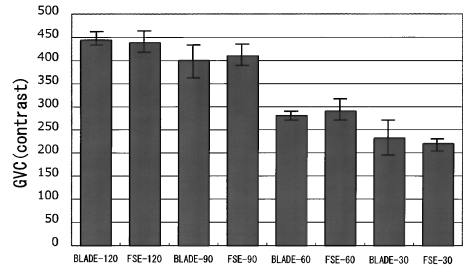


Fig. 2. Comparison of the contrast of BLADE sequence and FSE sequence. The GVC (global variance with respect to coarse pixel) is an index to show contrast. The contrast was not significantly different between BLADE and FSE sequences.

3. 解像特性

MTFの結果をFig. 3に示す。MTFの低空間周波数領域では, 両者に差は見られなかったが, 高空間周波数領域において, FSE法がBLADE法より高い値を示した。

4. アーチファクト

折り返しアーチファクトに関して, FSE法ではover samplingを付加していない位相エンコード方向において, 折り返しが見られた。それに対して, BLADE法においては, 画像全体に対して同心円上の特有のアーチファクトが見られた。画像をFig. 4に示す。

化学シフトアーチファクトに関して比較した画像を Fig. 5 に示す. ファントム右上の矢印で示す試料が脂肪であるが, FSE 法では周波数エンコード方向にシフトしていることが確認できる. 一方, BLADE 法では円形の試料ファントムがゆがんだ形状に描出されており, また画像全体に対してアーチファクトが見られた.

流れる液体に対する Flow アーチファクトに関して, FSE 法では flow void による信号の低

下が見られた. しかし, BLADE 法では Fig. 6 に示すように, チューブ内に信号が存在し, それは動き補正の有無にかかわらず確認できた.

磁化率アーチファクトに関しては, 両者にメタル付加部分に, 信号欠損と画像ゆがみが見られた. また, BLADE 法では画像全体にノイズが発生した.

考 察

BLADE 法と FSE 法に対して, k-space trajectory の差のみによる画像特性の違いに関して検討を行った. 基本的に, BLADE 法は動き補正処理を付加することにより, より被験者の体動に対して優れた補正効果を示すため, 臨床においては付加する機会が多いが, 今回は, 動き補正処理を付加せず, k-space trajectory の差のみの比較を行った. 検討項目は画像の特性を表現するために必要な SNR, 解像特性, コントラスト, アーチファクトとした.

まず SNR であるが, BLADE が k-space の中心を必ず充填するという理由から, SNR が高いという報告が散見する¹³⁾. しかし, それらの検討においては, 撮像収集時間が BLADE の方が長く設定されており, 高い SNR の根拠

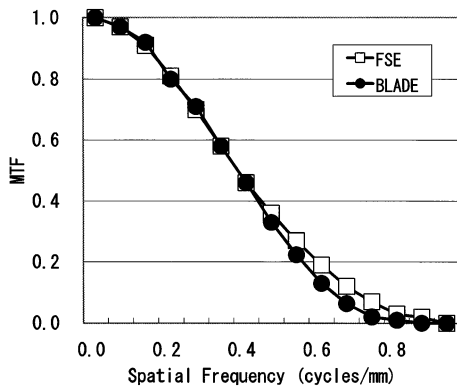


Fig. 3. Comparison of a spatial resolution characteristic by BLADE sequence and FSE sequence. For MTF, the BLADE sequence indicates lower value in a high spatial frequency.

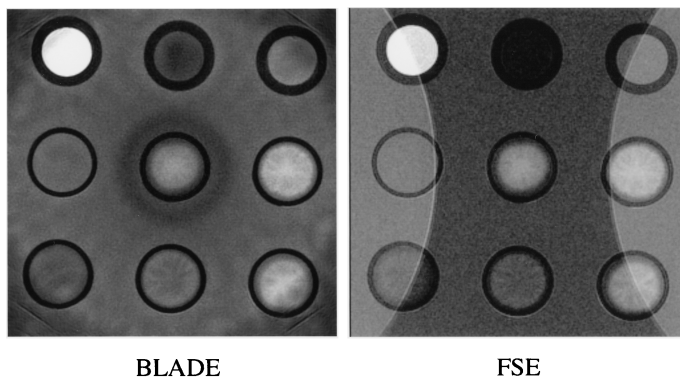


Fig. 4. Comparison of the wraparound artifact by BLADE sequence and FSE sequence.

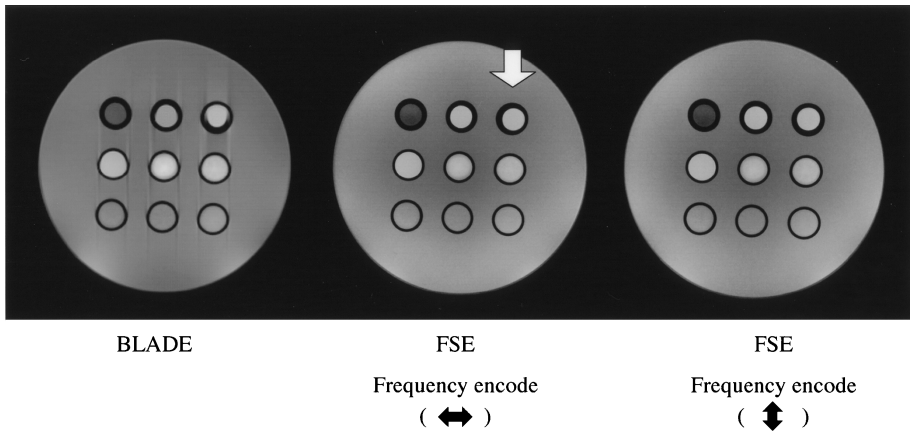


Fig. 5. Comparison of the chemical shift artifact by BLADE sequence and FSE sequence. The phantom to show with an arrow is fat. The frequency encoding direction is oriented left-right for the figure center, and is oriented top and bottom for the figure right.

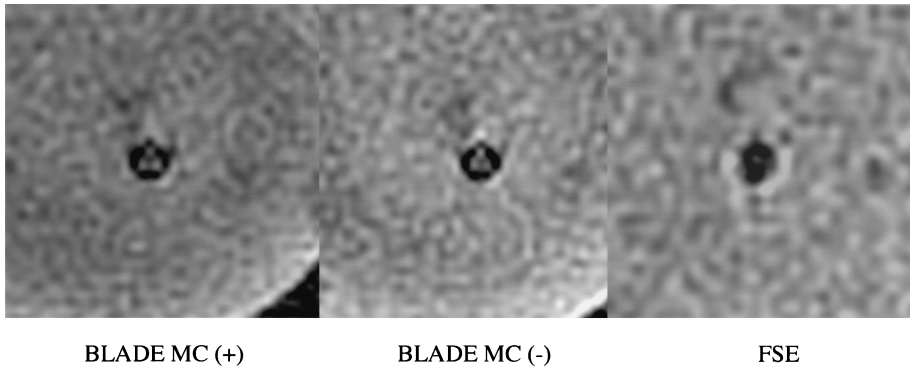


Fig. 6. Comparison of the flow artifact by BLADE sequence and FSE sequence. There is a tube in the center of the phantom, and water flows in 0.5 ml/s. The figure left is BLADE sequence using the motion correction, and the center is BLADE sequence without the motion correction. The flow void signal loss was seen by FSE sequence, but was not seen by BLADE sequence.

が、データ収集量によるものか、trajectory によるものか定かではない。そのため、本研究では、両者を同一収集時間として設定した。その結果、Fig. 1 に示すように SNR に有意差は生じなかった。すなわち、BLADE 法と FSE 法では k-space trajectory の違いにより、SNR に差が生じないと判断した。

次にコントラストの比較においても、Fig. 2 に示すように両者で有意な差は見られなかった。コントラストに対しても、BLADE が k-space の中心を充填するという理由からコントラストが高いとした報告があるが、FSE で k-space を full に充填している画像に対して、それ以上のコントラストを示すことは考えられな

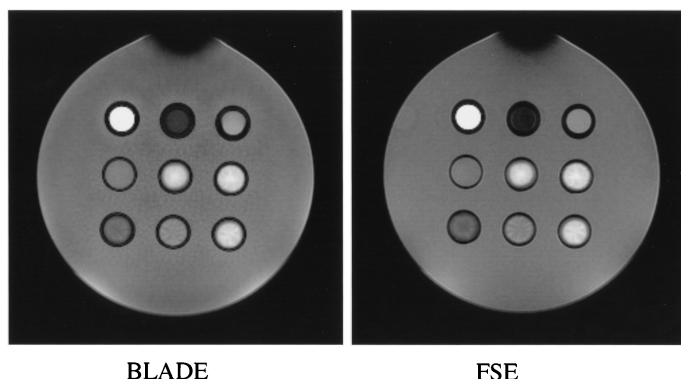


Fig. 7. Comparison of the susceptibility artifact by BLADE sequence and FSE sequence.

い。ただし、FSE 法において k-space の充填順に起因する実効 TE の定義の差によるコントラストの変化は考えられるが、今回の検討では、有意に確認できなかった。

空間分解能に関しては、Fig. 3 に示すように MTF が 0.5 cycles/mm 以上の高空間周波数領域において BLADE 法が低い値を示した。この原因としては、BLADE 法が k-space の高周波数領域のデータが少ないことと、gridding に起因する blurring が考えられる。しかしながら、実際の臨床画像においては、BLADE 法が MTF の低周波領域で差がないことと、動きの補正が可能のため被写体の動きによるボケが解消されることにより、よりシャープに描出されるであろう。

アーチファクトに関しては、BLADE 法は特徴的な結果を示した。FOV が被写体より小さな場合に生じる折り返しアーチファクトは、Fig. 4 に示すように画像全体に対して、折り返しエリアのみでなく円周上に重複像が見られた。化学シフトアーチファクトについては、Fig. 5 に示すように脂肪ファントム自体の形状が変形して描出された。

また血流の影響を模擬した flow アーチファクト実験の結果は、Fig. 6 に示すように FSE 法において flow void による信号低下が見られ

たのに対して、BLADE 法では流れているチューブの内空の信号低下が見られなかった。これは、BLADE 法では、dephase 効果が少ない FSE 法の初期の echo が k-space の中心に集まるためと考える。Flow void は臨床診断においても重要な指標であり、それにより流速の有無を判断するため、BLADE 法の使用により dephase 効果が阻害されることを認識しておくことは重要である。反対に、flow によるアーチファクトは BLADE 法の方が少ないと考えられる。また、磁化率アーチファクトに関しても、BLADE 法では磁化率の異なる局所のみではなく、画像全体に対して劣化が見られた。

以上のように、アーチファクトに関して BLADE 法は特徴的であるため、撮像者および診断医師は、その傾向を十分把握しておくことが必要と考える。

結 論

以上、BLADE 法の画像特性に関して検討を行った。BLADE 法は、臨床の場において、動きの抑制が不可能な被験者の撮像に対して、多くの画像情報量を得ることができるため、大きな効果を示すと考える。SNR やコントラストは、撮像時間が同一であれば、通常の FSE 法

と差は見られない。しかし、アーチファクトに関しては、特徴的なものがあるため、撮像や診断の際には、それらを認識しておくことが重要と考える。

文 献

- 1) Pipe JG : Motion correction with PROPELLER MRI : application to head motion and free-breathing cardiac imaging. *Magn Reson Med* 1999 ; 42 : 963-969
- 2) Forbes KP, Pipe JG, Bird CR, Heiserman JE : PROPELLER MRI : clinical testing of a novel technique for quantification and compensation of head motion. *J Magn Reson Imaging* 2001 ; 14 : 215-222
- 3) 森 壘, 青木茂樹, 阿部 修, 他 : PROPELLER MRI の基礎的検討および臨床応用. *日医放会誌* 2002 ; 62 : 287-289
- 4) Forbes KP, Pipe JG, Karis JP : Improved image quality and detection of acute cerebral infarction with PROPELLER diffusion-weighted MR imaging. *Radiology* 2002 ; 225 : 551-555
- 5) Forbes KP, Pipe JG, Karis JP, Farthing V, Heiserman JE : Brain imaging in the unsedated pediatric patient : comparison of periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction and single-shot fast spin-echo sequences. *AJNR Am J Neuroradiol* 2003 ; 24 : 794-798
- 6) Deng J, Miller FH, Salem R, Omary RA, Larson AC : Multishot diffusion-weighted PROPELLER magnetic resonance imaging of the abdomen. *Invest Radiol* 2006 ; 41 : 769-775
- 7) Wintersperger BJ, Runge VM, Biswas J, Nelson CB, Stemmer A, Simonetta AB, Reiser MF, Naul LG, Schoenberg SO : Brain magnetic resonance imaging at 3 tesla using BLADE compared with standard rectilinear data sampling. *Invest Radiol* 2006 ; 41 : 586-592
- 8) Kiryu S, Watanabe M, Kabasawa H, Akahane M, Aoki S, Ohtomo K : Evaluation of super paramagnetic iron oxide-enhanced diffusion-weighted PROPELLER T₂-fast spin echo magnetic resonance imaging. *J Comput Assist Tomogr* 2006 ; 30 : 197-200
- 9) Wang FN, Huang TY, Lin FH, Chuang TC, Chen NK, Chung HW, Chen CY, Kwong KK : PROPELLER EPI : an MRI technique suitable for diffusion tensor imaging at high field strength with reduced geometric distortions. *Magn Reson Med* 2005 ; 54 : 1232-1240
- 10) Eriksson SH, Thom M, Bartlett PA, Symms MR, McEvoy AW, Sisodiya SM, Duncan JS : PROPELLER MRI visualized detailed pathology of hippocampal sclerosis. *Epilepsia* 2008 ; 49 : 33-39
- 11) National Electrical Manufacturers Association : Determination of signal-noise ratio in diagnostic magnetic resonance images. *NEMA Standard Publications* 1988 ; MS 1
- 12) 西沢かな枝, 福田信男, 蜂屋順一, 遠藤真広, 古屋儀郎 : MR 画像におけるコントラスト・ノイズ比 (CNR) の評価. *日磁医誌* 1989 ; 8 : 255-262
- 13) 後藤正実, 青木茂樹, 林 直人, 他 : PROPELLER T₂WI における撮像条件の検討. *日放技学誌* 2004 ; 60 : 1585-1591

Effect of the k-space Trajectory on the BLADE Sequence on Image Characteristics

Akio OGURA^{1,4}, Fumie MAEDA¹, Fumito SAEKI¹,
Tetsuya KIMURA², Takaharu HONGO³, Tosiaki MIYATI⁴

¹*Department of Radiology, Kyoto City Hospital
1-2, Higashitakada-cho, Mibu, Nakagyo-ku, Kyoto, 604-0813*

²*Medical Center of Hi-Medic Clinic WEST*

³*Department of Radiology, Kyoto Katsura Hospital*

⁴*Graduate School of Medical Science, Kanazawa University*

Patient motion during clinical magnetic resonance (MR) imaging often reduces image quality and causes diagnostic information to be lost. The BLADE sequence effectively compensates for motion during MR imaging scans. Based on PROPELLER (periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction), BLADE uses a multi-shot, fast spin echo (FSE) strategy to acquire each data segment as a single rectilinear blade along a propeller-shaped k-space trajectory.

We compared images acquired with standard k-space sampling techniques and BLADE sequence for signal-to-noise ratio (SNR), contrast, spatial resolution, and various (wraparound, chemical shift, flow, and susceptibility) artifacts using the same scanning parameters except k-space trajectory.

We saw no difference in SNR and contrast, but with BLADE sequence, spatial resolution deteriorated at high spatial frequency and some artifacts were seen.

The BLADE sequence is very effective for non-cooperative patients, but visualization of artifacts may affect data acquisition and image diagnosis.