臨床技術

論文受付
2017年5月18日

論文受理
2017年8月28日

Code No. 261

Readout segmented EPI の readout partial Fourier に関する画質評価

吉村祐樹^{1,2} 鈴木大介¹ 宮原可名恵¹

¹ 岡山済生会総合病院画像診断科

² 岡山大学大学院保健学研究科

緒言

臨床において脳梗塞などの脳血管障害や腫瘍の診断において、頭部や体幹部の拡散強調画像の撮像は日常的に行われ、その有用性も多く報告されている^{1~3)}。拡散強調画像の撮像法として、single shot-echo planar imaging (SS-EPI)⁴⁾ が従来使用されてきた。SS-EPIは、1回の励起でk空間全体に信号を充填していくため、高速撮像法として知られてきた。しかし、エコー充填中に位相分散が進んでいくことで、誤った位相エンコードとなり、画像歪みを生じてしまう。

近年、この画像歪みを低減させる拡散強調画像の撮像法として、readout segmented EPI (readout segmentation of long variable echo-trains: RESOLVE)⁵⁾ が

ある。RESOLVEはk空間をリードアウト方向にセグメント化したマルチショットEPIである。リードアウト方向にセグメント化することで、echo space (ES)が大幅に短縮され、一つのセグメントにエコーを充填する時間はSS-EPIに比べ短くなり、位相分散が小さくなる。セグメントをひとつずつ順にエコーを充填していき、次のセグメントを充填する際には位相分散はリセットされる。そのため、k空間全体を充填しても位相分散は小さいため、画像歪みを低減することができる。

しかし、セグメントの数だけ励起が必要となることで撮像時間の延長が問題となっていたが、readout partial Fourier (RPF)というリードアウト方向の部分

Evaluation of Image Quality of Readout Segmented EPI with Readout Partial Fourier Technique

Yuuki Yoshimura,^{1,2*} Daisuke Suzuki,¹ and Kanae Miyahara¹

¹ Radiology Diagnosis, Okayama Saiseikai General Hospital

² Graduate School of Health Sciences, Okayama University

Received May 18, 2017; Revision accepted August 28, 2017

Code No. 261

Summary

Readout segmented EPI (readout segmentation of long variable echo-trains: RESOLVE) segmented k-space in the readout direction. By using the partial Fourier method in the readout direction, the imaging time was shortened. However, the influence on image quality due to insufficient data sampling is concerned. The setting of the partial Fourier method in the readout direction in each segment was changed. Then, we examined signal-to-noise ratio (SNR), contrast-to-noise ratio (CNR), and distortion ratio for changes in image quality due to differences in data sampling. As the number of sampling segments decreased, SNR and CNR showed a low value. In addition, the distortion ratio did not change. The image quality of minimum sampling segments is greatly different from full data sampling, and caution is required when using it.

Key words: readout segmented EPI (RESOLVE), readout segments, readout partial Fourier, projection onto convex sets (POCS)

*Proceeding author

Fig. 1 Patterns of sampling segments with RPF (in the case of RS=5).

Table 1 Imaging parameters of RESOLVE at various readout segments

Readout segments	3	5	7	9	11	13	15
TR (ms)				5000			
TE (ms)	73	64	61	60	60	60	60
ES (ms)	0.5	0.36	0.32	0.3	0.3	0.3	0.3
Band width (Hz/pixel)	919	919	781	710	625	579	521
FOV (mm)				220			
Matrix				160×160			
Slice thickness (mm)				5			
Slices				3			
NEX				2			
Parallel imaging factor				GRAPPA2			
Fat suppression				CHESS			
b-factor (s/mm ²)				1000			

フーリエ法^{6,7)}が設定できるようになり、撮像時間の短縮が可能となった。一方で、データサンプリング不足による画質への影響が懸念されるが、RESOLVEのセグメント数である readout segments(RS)に対する RPF の設定に関する画像への影響の報告はされていない。

本研究の目的は、各 RS に対して RPF の設定を変化させることで、データサンプリングの違いによる画質の変化について検討を行い、各 RS に対する RPF の設定基準を明らかにすることである。

1. 方 法

1-1 RS に対する RPF 設定時の概要

例として、RS=5 の場合の RPF 設定時のサンプリングセグメントのパターンを示す(Fig. 1)。部分フーリエ法は k 空間の半分より少し余分に信号を充填するという原則があるため、RS=5 の場合、5 セグメント中 4 セグメントまたは 3 セグメント充填をするという 2 パターンが存在する。

1-2 使用機器、使用ファントムおよび画像解析ソフト

MR 装置は SIEMENS 社製 MAGNETOM Skyra VE11 3.0T を使用した。コイルは Head/Neck Coil 20ch を使用した。ファントムは空中にて SIEMENS 社製の直径 165 mm の球形ファントム D165(1.25 g NiSO₄·6H₂O)および日興ファインズ工業株式会社製の polyvinyl alcohol (PVA) ゲル封入ファントム 90-401 型を用いた。また、PVA ゲル封入ファントム 90-401 型のコントラストセクションに中性洗剤と水のサンプルを封入した。画像解析ソフトは Image J (National Institutes of Health: NIH) を用いた。

1-3 撮像条件

RESOLVE の撮像パラメータを Table 1 に示す。Diffusion mode は monopolar の 3-scan trace を使用した。各 RS=3~15 に対して RPF を off, 7/8, 6/8, 5/8, 4/8 と変化させて撮像を行った。

1-4 評価方法

1-4-1 信号雑音比(signal-to-noise ratio: SNR)

SNR の測定には差分マップ法⁸⁾を用いた。EPI は位

相分散により画像が歪むため、位相分散を少しでも低減するためには parallel imaging (PI) の設定は必須である。この PI を使用した画像においても SNR の評価を行うことができる手法が差分マップ法である。

Signal gain を一定にして連続 4 回撮像を行うことで、3 回分の SNR を式(1)より算出し、平均値を求めた。信号値は撮影した画像のうち 1 枚における各ピクセル 7×7 近傍の平均値とし、雑音値は差分画像の同領域における標準偏差を $\sqrt{2}$ で除した値である。これらの除算で各ピクセルごとに SNR を算出し、マッピングすることで SNR マップが作成される。

$$SNR = \frac{\text{mean signal}_{7 \times 7 \text{ pixel ROI in first scan image}}}{\text{signal standard deviation}_{7 \times 7 \text{ pixel ROI in subtraction image}} / \sqrt{2}} \quad \dots\dots\dots (1)$$

Region of interest (ROI) は SNR マップのファントムの 70% 以上を含むように設定した。ファントムは球形ファントム D165 を用いた。

1-4-2 コントラスト雑音比 (contrast-to-noise ratio: CNR)

CNR の測定には CNR subtracted root mean square (CNR subtracted RMS) 法⁹⁾を用いた。この手法も差分マップ法と同様、PI を使用した画像においても CNR の評価を行うことができる手法である。CNR の評価を行った理由として、コントラストに関わるパラメータである echo time (TE) が変化しているからである。RESOLVE は RS を変化させると TE も自動で最小値に変更される仕様であり、手動で TE のみを変更することができない。

4 回撮像を行うことで、中性洗剤と水における CNR を式(2)より算出し、平均値を求めた。

$$CNR \text{ subtracted RMS} = |S_A - S_B| / [\{ (SD_A / \sqrt{2})^2 + (SD_B / \sqrt{2})^2 \} / 2]^{1/2} \quad \dots\dots\dots (2)$$

ただし、 S_A =水の平均信号値、 S_B =中性洗剤の平均信号値、 SD_A =差分した水の標準偏差、 SD_B =差分した中性洗剤の標準偏差とする。

ROI は中性洗剤と水それぞれに対し、70% 以上を含むように設定した。ファントムは PVA ゲル封入ファントム 90-401 型のコントラストセクションを用いた。

1-4-3 歪み率

面積法¹⁰⁾を用いて、4 回撮像を行うことで、歪み率を式(3)より算出し、平均値を求めた。RPFoff の画像を基準画像、RPF7/8~4/8 の画像を対象画像とし、基準画像と対象画像を差分処理し、差分画像において両画像の乖離した部分に ROI を設定し、ROI 内の面積

を測定した。すべての ROI 内の面積の和を基準画像の面積で除すことで歪み率を算出した。

ファントムは球形ファントム D165 を用いた。

$$\text{歪み率} = (\text{対象画像} - \text{基準画像}) \text{の面積} / \text{基準画像の面積} \quad \dots\dots\dots (3)$$

歪み率は 0 に近いほど、歪みが小さいことになる。

1-4-4 アーチファクト評価

各画像においてファントムの中心を通るようにリードアウト方向に対して信号強度のプロファイルを取り、プロファイルの形状からアーチファクトをスコアリングにより視覚評価を行った。

スコアはアーチファクトが、1: 少ない, 2: 普通, 3: 多い, の 3 段階とした。

観察者は診療放射線技師 7 名 (経験年数 6~18 年, 平均 11.6 年) とした。

アーチファクトの評価を行った理由として、k 空間のリードアウト方向のセグメント化、そして部分フーリエ法を使用することで、k 空間の充填の違いによるアーチファクトがリードアウト方向に出現する可能性が考えられるからである。

ファントムは球形ファントム D165 を用いた。

2. 結 果

各 RS における RPF を変化させたときの球形ファントム D165 の画像を Fig. 2 に示す。また、SNR を Fig. 3, CNR を Fig. 4, 歪み率を Fig. 5, アーチファクトのプロファイルを Fig. 6, 視覚評価を Table 2 にそれぞれ示す。

SNR は、RPF が off から 4/8 になるに従い低下する傾向を示した。RS=3 では 116.3 から 95.5 であったが、RPF7/8 のみ 201.4 と特に高値を示した。その他、RS=5 では 123.0 から 94.4, RS=7 では 134.3 から 99.2, RS=9 では 137.8 から 101.5, RS=11 では 142.7 から 103.3, RS=13 では 142.5 から 104.2, RS=15 では 144.3 から 101.7 と低下した。

CNR も SNR 同様、RPF が off から 4/8 になるに従い低下する傾向を示した。RS=3 では 121.5 から 94.2 であったが、RPF7/8 のみ 196.4 と特に高値を示した。また、RS=5 では 133.3 から 101.6 であったが、RPF6/8 は 131.5 とやや高値であった。加えて、RS=13 では 167.1 から 120.6 であったが、RPF7/8 は 182.1, RPF5/8 は 155.4 とやや高値であった。このように RS 内でやや高値を示したことから、一部低下傾向を示さない RS があった。その他、RS=7 では 145.3 から 114.5, RS=9 では 180.7 から 119.7, RS=11 では 178.9

Fig. 2 Comparison of spherical phantom images for the combination of number of readout partial Fourier and number of readout segment.

Fig. 3 Comparison of SNR for the combination of number of readout partial Fourier and number of readout segment.

から 125.9, RS=15 では 190.8 から 123.6 と低下した。

歪み率は, 0.013 から 0.016 となり, すべて 0 に近い一定の値を示したことから, 歪みは RS や RPF に依存しない結果となった。

また, 球形ファントム D165 の画像において RPF4/8 や RPF5/8 の一部の画像には, リードアウト方向に縞状のアーチファクトが認められた (Fig. 7)。

視覚評価より, RS=5~15 では RPF が off から 4/8 になるに従い, プロファイルの凹凸形状の大きさが増していき, アーチファクトが増大していく評価となった。しかし, RS=3 の RPF7/8 では off よりも凹凸形状が小さく, アーチファクトが減少していると評価された。

Fig. 4 Comparison of CNR for the combination of number of readout partial Fourier and number of readout segment.

Fig. 5 Comparison of distortion ratio for the combination of number of readout partial Fourier and number of readout segment.

3. 考 察

初めに, RESOLVE の各 RS における RPF を変化させたときのサンプリングセグメント数を Table 3 に示す. 例えば RPF が 4/8 の場合, k 空間を半分だけ充填しているというわけではない. RESOLVE は k 空間をリードアウト方向にセグメント化しているため, RPF の設定に近いセグメント数だけエコーを充填している.

各 RS に対する RPF の設定基準を明らかにするため, 各 RS に対して RPF の設定を変化させたときの画質の変化について, SNR, CNR, 歪み率およびアーチ

ファクトについて評価を行った. その結果, SNR, CNR において画質の変化が認められた.

RPF が off から 4/8 になるに従い SNR が低下したのは, 未収集データの増加が原因と考える.

また, RS=3 の RPF 7/8 で SNR が特に高値となったのは, サンプリングセグメント数が 3 であり, RPF を設定しているにもかかわらず, フルデータサンプリングを行っているためと考える. 本来, RPF を設定すると, 未収集データ部分のセグメントはゼロフィリングを行っている. その後画像のぼけを低減させるために画像補間法として projection onto convex sets

Fig. 6 Comparison of profile of artifact by the combination of number of readout partial Fourier and number of readout segment.

Table 2 Scoring by visual evaluation of artifacts

Readout segments	Readout partial Fourier				
	Off	7/8	6/8	5/8	4/8
3	2.0	1.1	3.0	3.0	3.0
5	1.1	2.0	2.0	3.0	3.0
7	1.0	1.1	1.9	3.0	3.0
9	1.0	1.0	1.4	2.4	3.0
11	1.0	1.0	1.6	2.3	2.9
13	1.0	1.0	1.6	2.3	2.9
15	1.0	1.0	1.4	2.4	2.9

Table 3 Comparison of sampling segments for the combination of number of readout partial Fourier and number of readout segment

Readout partial Fourier	Off	7/8	6/8	5/8	4/8
Acquired readout segments	3	3	2	2	2
	5	4	4	3	3
	7	6	5	4	4
	9	8	7	6	5
	11	10	8	7	6
	13	11	10	8	7
	15	13	11	9	8

(POCS)¹¹⁾ 処理を行っている。POCS 処理とは、ゼロフィリングしたデータをフーリエ変換し画像化し、再度 k 空間に戻すことでゼロを充填した領域に数値を与えることができる。この値をはじめにゼロフィリン

Readout segments=7

Readout partial Fourier : 4/8

Fig. 7 Striped artifacts appearing in the readout direction.

グした領域に入れることにより、ゼロを充填した場合と比較してぼけが低減されるという処理である。

この POCS 処理をフルデータサンプリングに対して行くと、画像をぼけさせるだけの処理になってしま

Fig. 8 Contrast phantom images of various RPF on RS=3. Blurring is seen most in RPF7/8.

う。そのため、ぼけによるノイズ成分が減ることで SNR が特に高値となったと考えられる。

加えて、Fig. 6 において RS=3 の RPF7/8 のプロファイルの凹凸形状が小さくなったのも、POCS 処理によるぼけを反映させているものだと考えられる。

画像のぼけは、均一なファントムにおいては確認しづらいが、CNR の検討で得られた画像で、ぼけをよく確認することができる (Fig. 8)。

また、SNR の低下に伴い SNR に依存する CNR も低下したと考えられる¹²⁾。CNR は一部低下傾向を示さない RS があつたが、これは CNR の算出過程において計算に使用する SD 値が若干の誤差を生じることにより CNR を変動させたものと考ええる。今回設定した b 値は 1000 s/mm^2 であることから、ファントムに使用した水は信号が低下しているため、特に SD 値の誤差の影響を受け易かったと考える。よって、すべての RS において CNR も低下する傾向にあり、その原因は SNR であることが考えられる。

リードアウト方向に縞状のアーチファクトが出現した原因は、RPF を設定することで k 空間上でセグメント間の繋がりが悪くなり計算エラーが起きたことによるものと考ええる。RESOLVE はセグメント間を若干オーバーラップさせて信号を収集していることで、セグメント間の繋がりをよくしている。RPF を設定すると、未収集データ部分のセグメントはゼロフィリングを行っており、データサンプリングしたセグメン

トとの繋がりが悪くなる。RPF を設定した時点で、リードアウト方向の縞状のアーチファクトは多少なりとも出現しているが、RPF4/8 のように、コントラストに影響を与える k 空間の中心付近でセグメント間の繋がりが悪い場合にアーチファクトは顕著に現れたのだと考える。

また、RPF を変化させても歪み率が変化しなかったのは、歪みはデータサンプリングの量に依存しないからである。RESOLVE は ES の長さで、位相分散の進み方が変化し、それが画像歪みになる。データサンプリングが変化しても ES の長さには影響がないため、各 RS 中における歪み率は変化しなかったと考える。

4. 結 語

各 RS の最小のセグメント数となるような RPF を設定した場合、画質はフルデータサンプリングと比較し SNR やアーチファクトの劣化が大きいため、臨床において使用する際は、各 RS において最小のセグメント数とならないように RPF を設定し、また、RS=3 においては RPF を設定しないようにし、更に撮像時間や SNR 等を考慮しながら RS および RPF の設定をすることが望ましい。

なお、本研究の要旨は第 12 回中四国放射線医療技術フォーラム (2016 年、島根) にて発表した。

参考文献

- 1) Bammer R, Keeling SL, Augustin M, et al. Improved diffusion-weighted single-shot echo-planar imaging (EPI) in stroke using sensitivity encoding (SENSE). *Magn Reson Med* 2001; 46(3): 548-554.
- 2) Takahara T, Imai Y, Yamashita T, et al. Diffusion weighted whole body imaging with background body signal suppression (DWIBS): technical improvement using free breathing, STIR and high resolution 3D display. *Radiat Med* 2004; 22(4): 275-282.
- 3) Nasu K, Kuroki Y, Nawano S, et al. Hepatic metastases: diffusion-weighted sensitivity-encoding versus SPIO-enhanced MR imaging. *Radiology* 2006; 239(1): 122-130.

- 4) Haacke EM, Brown RW, Thompson MR, et al. Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design. Wiley-Liss, Wilmington, DE, USA, 1999; 524-568.
- 5) Porter DA, Heidemann RM. High resolution diffusion-weighted imaging using readout-segmented echo-planar imaging, parallel imaging and a two-dimensional navigator-based reacquisition. *Magn Reson Med* 2009; 62(2): 468-475.
- 6) 荒木 力. 新しい撮像技術. 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, 東京, 2011: 275-276.
- 7) McGibney G, Smith MR, Nichols ST, et al. Quantitative evaluation of several partial Fourier reconstruction algorithms used in MRI. *Magn Reson Med* 1993; 30(1): 51-59.
- 8) 今井 広, 宮地利明, 小倉明夫, 他. 差分マップ法および連続撮像法による Parallel MRI 画像の SNR 測定. *日放技学誌* 2008; 64(8): 930-936.
- 9) 小倉明夫, 宮地利明, 前田富美恵, 他. パラレル MRI における CNR 測定法の提案: RMS-CNR 法. *日磁医誌* 2009; 29(3): 97-103.
- 10) 金子瑤平, 小倉明夫, 鎌倉 碧, 他. 差分面積を用いた EPI の歪評価. *日磁医誌* 2016; 36(3): 98-105.
- 11) Nakamura S, Nakaura T, Kidoh M, et al. Efficacy of the projection onto convex sets (POCS) algorithm at Gd-EOB-DTPA-enhanced hepatobiliary-phase hepatic MRI. *Springerplus* 2016; 5(1): 1311.
- 12) 小倉明夫. MRI の画像評価—SNR, CNR, 信号検出能—. *日放技学誌* 2012; 68(4): 491-497.

問合先

〒700-8511 岡山市北区国体町 2-25
岡山済生会総合病院画像診断科 吉村祐樹