

Readout segmented multi shot EPI DWIによる頭蓋底のひずみ低減のための撮像条件の検討

Optimal scan parameters of readout segmented multi shot EPI DWI for reducing skull base distortion in magnetic resonance imaging

小林 由和^{1), 2)}, 神田 俊光¹⁾, 藤田 駿介¹⁾, 齋藤 陽子³⁾

1) 新さっぽろ脳神経外科病院放射線部 診療放射線技師

2) 弘前大学大学院保健学研究科 学生

3) 弘前大学大学院保健学研究科 教員 医師

Key words: distortion, readout segmented multi-shot EPI DWI (RESOLVE), susceptibility, skull base, optimal scan parameters

【Abstract】

The purpose of this study was to determine the optimal imaging parameters (segment number, echo spacing (ES), parallel imaging factor (PIF), and matrix size (MS)) to reduce image distortion of the skull base using readout segmented multi shot EPI DWI (readout segmentation of long variable echo-trains: RESOLVE). First, optimal imaging parameters were estimated by a phantom experiment. Based on the results, 20 healthy adult volunteers were imaged using a 3T MRI scanner. Secondly, as a quantitative evaluation, the maximum diameter of the eyeball was measured on an axial transverse section which depicted the optic nerve. Subsequently, the eyeball distortion rate was calculated as follows: eyeball distortion rate (%) = (maximum ocular diameter on RESOLVE/maximum ocular diameter on T₂WI) × 100. Statistical analysis was performed using a t-test (p<0.05). Furthermore, as a qualitative evaluation, for six evaluation sites, image distortion of the skull base was visually evaluated using a 4-point scale. Statistical analysis was performed using the Friedman's-test (p<0.017). The eyeball distortion rate was 111.2% in PIF2, 107.2% in PIF3, and 104.6% in PIF4; the difference between each PIF was significant (p<0.05). On visual evaluation, a significant difference was observed between PIF2 and 3, and between PIF2 and 4, except for one evaluation site (p<0.017). In conclusion, a combination of the shortest ES and a PIF of 3 was the most effective for reducing image distortion of the skull base in RESOLVE.

【要旨】

研究目的は、画像ひずみ低減に効果的なreadout segmented multi shot EPI DWI (RESOLVE) を用いて、頭蓋底のひずみを低減させるための至適撮像条件 (segment数・echo spacing (ES)・parallel imaging factor (PIF)・matrix size (MS)) を決定することである。初めに、ファントム実験で至適撮像条件を検討した。その結果を基に、健常ボランティア20人の頭部MRIを撮像した。定量評価として、視神経レベルの横断面上で眼球長径を計測し、眼球ひずみ率を算出した。定性評価として、6評価部位のひずみに対し、4段階視覚評価を実施した。その結果、眼球ひずみ率はPIF2で111.2%、PIF3で107.2%、PIF4で104.6%となり、各PIF間全てで有意差を示した (p<0.05)。視覚評価では、1評価部位以外、PIF2と3、2と4の間に有意差を示した (p<0.017)。頭蓋底のひずみ低減には、ESを最短、PIFを3に設定することが効果的であった。

緒 言

急性期脳梗塞の画像診断において、single shot echo planar imaging法を用いた拡散強調像 (以下、

ss-EPI DWI) は、その撮像時間の早さから動きによる影響を受けることが少なく、臨床において一般的に使用されている¹⁾。しかしながら、ss-EPI DWIは位相分散による画像ひずみが顕著に発生するため²⁾、病変診断の精度を低下させる場合がある。

近年、画像ひずみを低減させる目的で、parallel imaging法を併用したss-EPI DWIやmulti shot EPI法を用いた拡散強調像 (ms-EPI DWI) の研究が行われている。parallel imaging法を併用したss-EPI DWIでは、k空間を充填するエコーの収集時間が短くなるため、位相分散が抑えられ、さらに実効echo time (TE) を短く設定できるので信号雑音比 (signal of noise ratio:SNR) の向上を期待できるが、画像ひずみの低減に関してはまだ不十分である³⁾。ms-EPI DWIでは、k空間を分割して収集するので、k空間の

YOSHIKAZU KOBAYASHI^{1), 2)},
TOSHIMITSU KANDA¹⁾, SYUNSUKE FUJITA¹⁾,
YOKO SAITO³⁾

1) ShinSapporo neurosurgical hospital, Radiologic technologist

2) Hirosaki University Graduate School of Health Sciences, Radiologic technologist

3) Department of Radiation Science, Hirosaki University Graduate School of Health Sciences, faculty member, Medical doctor

Received February 26, 2019; accepted August 30, 2019

読み取り時間が短縮され、位相分散が抑えられるため画像ひずみの低減に効果的である。さらに狭いバンド幅を使用できるのでSNRの向上も図ることができる。しかし、動きの影響による画像劣化や撮像時間の延長といった問題がある⁴⁾。

画像ひずみの低減および動きの影響による画像劣化に対処するため、readout segmented multi shot EPI DWI (readout segmentation of long variable echo-trains: RESOLVE) がSIEMENS社により開発された。RESOLVEはk空間を読み取り方向に分割する新たなms-EPI DWIである。本シーケンスでは、k空間の読み取り時間が短縮されるのでecho spacingを短く設定でき、さらにparallel imaging法が併用可能なため、位相分散が抑えられ画像ひずみの低減に効果的である。またk空間中心で収集されたナビゲーターエコーのデータを利用することで、動きの影響による画像劣化を補正することも可能となった⁵⁾。

本研究の目的は、RESOLVEを用いて、磁化率差により顕著に画像ひずみが発生する頭蓋底において、画像ひずみを低減させ、病変診断の精度を向上させるための至適撮像条件を検討することである。

1. 方法

本研究は、ファントム実験でRESOLVEの各種パラメーターを変更させて頭蓋底模擬ファントムを撮像し、画像ひずみを低減させるパラメーターを検討した。その結果を基に、成人健常ボランティアの頭部を撮像し、定量および定性評価を実施した。画像ひずみを低減させる至適撮像を検討した。

1-1. 使用機器、有意差検定ソフト

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。有意差検定ソフトはEZR⁶⁾を使用した。κ係数の算出にはMicrosoft Excelを使用した。

1-2. 頭蓋底模擬ファントムにおける検討

1-2-1. ファントム

頭蓋底を模擬するため、脳実質部はポリエチレングリコール200 33%希釈液454ml (拡散係数 $0.69 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$, T_1 値1,104ms, T_2 値191ms)、頭蓋底部は空気、脳室部は生理食塩液6ml (拡散係数 $2.45 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$, T_1 値2,764ms, T_2 値1,912ms)を用いて、頭蓋底模擬ファントムを作製した。構成として、コ

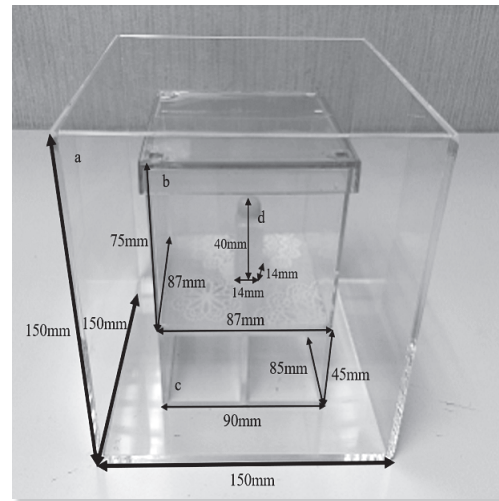


Fig.1 The skull base simulation model

- a. Acrylic container for fixation to the coil
- b. The brain parenchyma part model
- c. The skull base air part model
- d. The brain ventricle part model

イルへの固定のため、アクリル容器 a (高さ150×幅150×前後150 [mm³]) を使用し、アクリル容器 a の中央部に頭蓋底の含気を再現するため、内部が空洞のアクリル台 c (高さ45×幅90×前後85 [mm³])、アクリル台 c 上部に脳実質部としてアクリル容器 b (高さ75×幅87×前後87 [mm³])、さらにアクリル容器 b の中心部に脳室部としてプラスチック容器 d (高さ40×幅14×前後14 [mm³]) を設置した (Fig.1)。

1-2-2. 撮像条件

RESOLVEで、セグメント数 (seg)・echo spacing (ES)・parallel imaging factor (PIF)・マトリクスサイズ (MS) をそれぞれ変更させて頭蓋底模擬ファントムを撮像した。撮像条件はTable 1に示した通りである。頭蓋底模擬ファントムの中心部をアイソセンターに設定し、撮像断面は横断面とした。位相エンコード方向は左右方向、RESOLVEでmotion probing gradient (MPG) パルスを3軸に印加し、diffusion modeはmonopolarの3scan traceを使用した。

1-2-3. ひずみ率の算出方法および有意差検定

ひずみ率の算出方法は、梶迫らの報告⁷⁾を基に式(1) (P38)のように定義した。ひずみ率の算出に使用するスライス、頭蓋底を模擬するため、ファントム最端部のスライスを用いた (Fig.2)。計測法は、Fig.3に示したように、ファントム両端に接線を引き、ファントム底辺幅を計測した。計測誤差を少なくするため

Readout segmented multi shot EPI DWIによる頭蓋底のひずみ低減のための撮像条件の検討

Table 1 Imaging parameters of the phantom study

(a) Imaging parameters of RESOLVE at various seg

Seg	3	5	7	11	13	15	19	31
TR(ms)				4200				
TE(ms)	86	86	86	86	86	86	86	86
ES(ms)				0.58				
Band width(Hz/pixel)	766	482	372	260	233	210	189	146
FOV(mm)				220×220				
Slice gap(%)				20				
MS				192×192				
Slice thickness(mm)				5				
Slices				15				
NEX				1				
PIF				GRAPPA 2				
Scan time(min.)	1:03	1:28	1:58	3:01	3:30	3:59	4:58	8:03
Fat suppression				CHES				
b-factor(s/mm ²)				1000				
Reacquisition mode				on				

(c) Imaging parameters of RESOLVE at various PIF

PIF	2	3	4
TR(ms)			4200
TE(ms)	86	70	63
Seg		7	
Band width(Hz/pixel)	372	383	407
FOV(mm)		220	
Slice gap(%)		20	
MS		192×192	
Slice thickness(mm)		5	
Slices		15	
NEX		1	
ES(ms)		0.58	
Scan time(min.)		1:58	
Fat suppression		CHES	
b-factor(s/mm ²)		1000	
Reacquisition mode		on	

(b) Imaging parameters of RESOLVE at various ES

ES(ms)	0.36	0.4	0.5	0.6	0.7	0.78	0.94	1
TR(ms)				4200				
TE(ms)	68	71	80	88	96	103	118	123
Seg				7				
Band width(Hz/pixel)	651	592	434	352	296	260	213	200
FOV(mm)				220				
Slice gap(%)				20				
MS				192×192				
Slice thickness(mm)				5				
Slices				15				
NEX				1				
PIF				GRAPPA 2				
Scan time(min.)				1:58				
Fat suppression				CHES				
b-factor(s/mm ²)				1000				
Reacquisition mode				on				

(d) Imaging parameters of RESOLVE at various MS

MS	192×192	256×256	320×320
TR(ms)			4200
TE(ms)	86	103	120
Seg		7	
Band width(Hz/pixel)	372	349	340
FOV(mm)		220	
Slice gap(%)		20	
ES(ms)		0.58	
Slice thickness(mm)		5	
Slices		15	
NEX		1	
PIF		GRAPPA 2	
Scan time(min.)		1:58	
Fat suppression		CHES	
b-factor(s/mm ²)		1000	
Reacquisition mode		on	

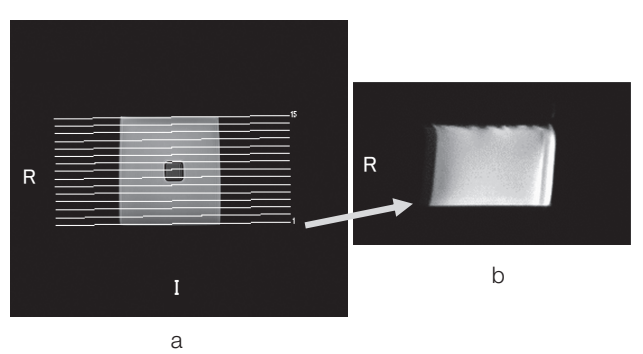


Fig.2 Slice position & image for distortion rate calculation

- a. Slice position for distortion rate calculation
b. Slice image for distortion rate calculation

(e)

	T ₂ WI
TR(ms)	4200
TE(ms)	100
Band width(Hz/pixel)	193
FOV(mm)	220
Slice gap(%)	20
MS	192×192
Slice thickness(mm)	5
Slices	15
NEX	1
PIF	not in use
ES(ms)	9.8
Scan time(min.)	1:37

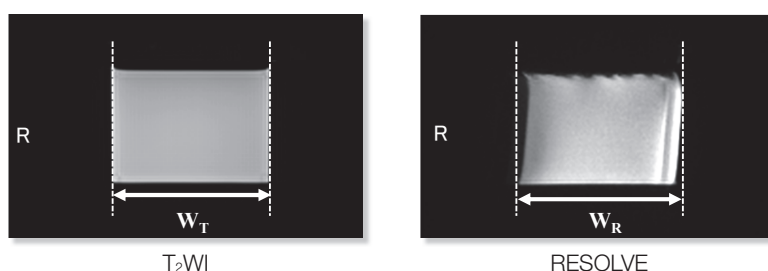


Fig.3 Base width measuring method of the skull base simulation model

As shown of Fig.3, drew a tangent line on the phantom side, and measured base width (W_T) on T₂-weighted image and base width (W_R) on RESOLVE.

10回撮像し平均値を算出した。さらにひずみ率に有意差の有無があるか有意水準5%で両側検定のt検定で検討した。

$$\text{ひずみ率 (\%)} = (W_R/W_T) \times 100 \quad \dots \text{式 (1)}$$

ただし、 W_R はRESOLVEで計測したファントムの底辺幅、 W_T は T_2 強調像で計測したファントムの底辺幅とする。ひずみ率が100に近いほど、ひずみが小さいことになる。

1-2-4. SNR測定

Parallel imaging法を用いた画像では、通常、差分マップ法⁸⁾が用いられる。しかし、本研究では、撮像時間が非常に長く、差分に必要な同一スライスを連続して撮像することができなかった。そのため同一関心領域法⁹⁾を用いることとした。算出方法は、式(2)を用い、信号変化が少ないファントム中心部にファントム断面の50%程度のregion of interest (ROI)を設定した。

$$\text{SNR} = M_s/SD_s \quad \dots \text{式 (2)}$$

ただし、 M_s は関心領域内の信号強度の平均値、 SD_s は信号強度と同一関心領域の標準偏差とする。

1-2-5. ボランティア頭部の検討に用いる加算回数

PIF2, 3, 4で撮像したファントムから算出された

SNR (PIF2で137, PIF3で90, PIF4で40)を基に、ボランティア頭部の検討に用いる画像のSNRが、ほぼ同一となるように加算回数(NEX)を検討した。方法は、PIF2, NEX1のSNR 137を基準値とし、NEXをn倍するとSNRが \sqrt{n} 倍となる関係から、PIF3, 4で用いるNEXを算出した。

1-3. ボランティア頭部における検討

1-3-1. 対象者および検討期間

成人健常ボランティア20人(男性12人, 女性8人, 年齢範囲25~66歳, 平均年齢 40.5 ± 11.8 歳)の頭部MRIを、2016年7月~12月までの期間で撮像した。

1-3-2. 倫理申請およびインフォームド・コンセント

倫理申請は、新さっぽろ脳神経外科病院倫理委員会および弘前大学大学院保健学研究科倫理委員会に申請した。承認後、全ての対象者に対して、本研究の目的、医学的意義、危険性、参加同意の自由と途中での参加撤回の自由などを説明し、文書によるインフォームド・コンセントを取得した。

1-3-3. 撮像条件

撮像条件はTable 2に示した通りである。撮像断面は眼窩耳孔線に平行とした。位相エンコード方向は前後方向、RESOLVEでMPGパルスを3軸に印加し、diffusion modeはmonopolarの3scan traceを使用した。

Table 2 Imaging parameters of the volunteer study

(a)				(b)	
RESOLVE				T ₂ WI	
TR(ms)		4700		TR(ms)	4700
TR(ms)	68	59	55	TR(ms)	88
Band width(Hz/pixel)	651	723	651	Band width(Hz/pixel)	192
FOV(mm)		220		FOV(mm)	220
Slice gap(%)		20		Slice gap(%)	20
MS		192×192		MS	192×192
Slice thickness(mm)		5		Slice thickness(mm)	5
Slices		23		Slices	23
NEX	1	2	5	NEX	1
PIF	2	3	4	PIF	not in use
ES(ms)	0.36	0.36	0.38	ES(ms)	9.8
Scan time(min.)	2:54	4:51	10:44	Scan time(min.)	1:48
Fat suppression		CHESS			
b-factor(s/mm ²)		0 & 1000			
Seg		7			
Reacquisition mode		on			

1-4. 定量評価

定量評価として、視神経・外側直筋・内側直筋が描出されている横断面上で、視神経の延長線上での左右の眼球長径を計測 (Fig.4) し、式 (3) のように定義した眼球ひずみ率を算出した。各PIF間において、眼球ひずみ率に有意差の有無があるか有意水準5%で両側検定のt検定で検討した。

$$\text{眼球ひずみ率 (\%)} = (L_R/L_T) \times 100 \quad \dots \text{式 (3)}$$

ただし、 L_R はRESOLVEで計測した眼球長径、 L_T はT₂強調像で計測した眼球長径とする。ひずみ率が100に近いほど、ひずみが小さいことになる。

1-5. 定性評価

定性評価として、1:ひずみなし、2:軽度のひずみ、3:中程度のひずみ、4:高度のひずみとし、4段階スコアを用いて視覚評価を実施した。視覚評価を実施するに当たり、画像コントラストを均一にするため、日本磁気共鳴医学会および厚生労働省研究班Acute stroke imaging standardization group-Japanにより提案されている標準化手法¹⁰⁾を用いた。視覚評価の各部位は、Fig.5で示したように、①前頭洞と前頭葉の境界 ②-i 篩骨洞・蝶形骨洞と前頭葉の境界 ②-ii 篩骨洞・蝶形骨洞と側頭葉の境界 ③側頭骨錐体と側頭葉の境界 ④側頭骨錐体と小脳の境界 ⑤側頭骨錐体と側頭葉・小脳の境界——とした。観察者はMRI検査を15年以上担当している診療放射線技師2人とした。両観察

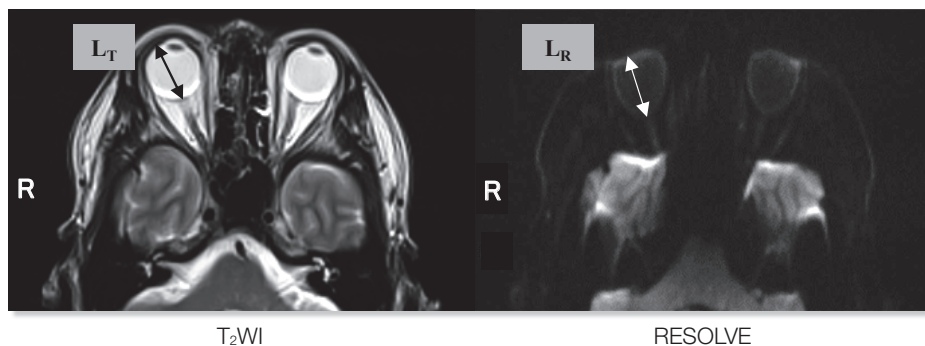


Fig.4 Measuring method of maximum ocular diameter

As shown of Fig.4, on extension line of the optic nerve, maximum ocular diameter (L_T) on T₂-weighted image and maximum ocular diameter (L_R) on RESOLVE were measured.

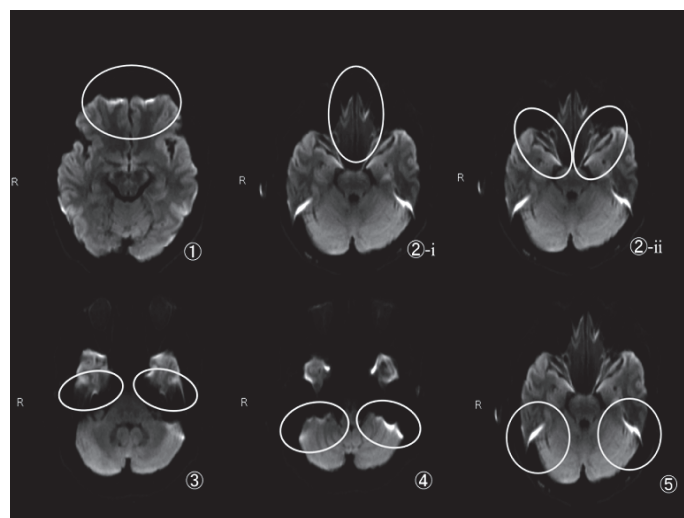


Fig.5 Evaluation sites of image distortion on the volunteers head MRIs

- | | |
|--|---|
| ① border of frontal sinus and frontal lobe | ③ border of petrosal and temporal lobe |
| ②- i border of ethmoid · sphenoid and frontal lobe | ④ border of petrosal and cerebellum |
| ②- ii border of ethmoid · sphenoid and temporal lobe | ⑤ border of petrosal and temporal lobe · cerebellum |

The image distortion assumed it a part within the circle

者には、同一モニターで無作為に画像を提示し、別々に評価させた。各PIF間において画像ひずみの有無をフリードマン検定で検討した。有意水準は多重解析を実施しているためボンフェローニ法で補正した（有意水準 $p < 0.017$ ）。さらに観察者間一致度を評価するため κ 係数を算出した。

2. 結果

2-1. 頭蓋底模擬ファントムにおける検討

2-1-1. seg変更によるひずみ率

segを大きくしてもひずみ率に変化はなく、各seg間いづれにおいても有意差は認められなかった（Fig.6）。この結果から、ボランティア頭部の検討にはSNR、撮像時間、設定できる最短のESを考慮し、seg7を用いることとした。

2-1-2. ES変更によるひずみ率

ESを大きくすると、ひずみ率は大きくなる傾向に

あった。ESが0.36と0.4ms、0.6と0.7ms、0.94と1.0msの間を除く全てでひずみ率に有意差が認められた（Fig.7）。この結果から、ボランティア頭部の検討には、使用するsegで、設定できる最短のESを用いることが画像ひずみの低減に効果的と考え、ESは0.36msを用いることとした。

2-1-3. PIF変更によるひずみ率

PIFを大きくすると、ひずみ率は小さくなる傾向にあり、全てのPIF間でひずみ率に有意差が認められた（Fig.8）。この結果から、ボランティア頭部の検討にはPIF2、3、4を用いることとした。

2-1-4. MS変更によるひずみ率

MSを大きくしても、ひずみ率に変化はなく、各MS間いづれにおいても有意差は認められなかった（Fig.9）。この結果から、ボランティア頭部の検討には、定量および定性評価で用いる画質を考慮し、SNRが最も高い 192×192 を用いることとした。

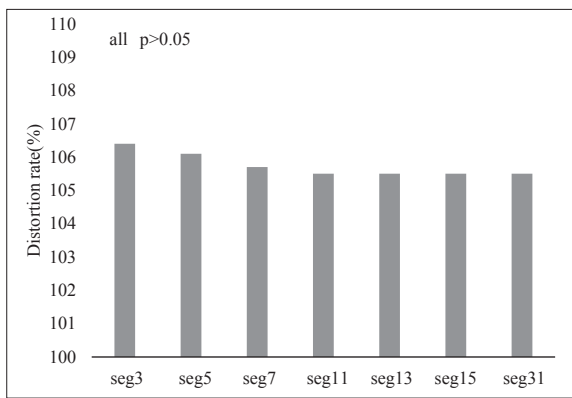


Fig.6 comparison of distortion rate in each seg

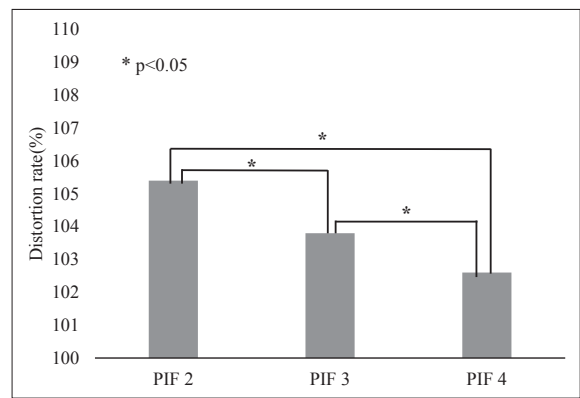


Fig.8 comparison of distortion rate in each PIF

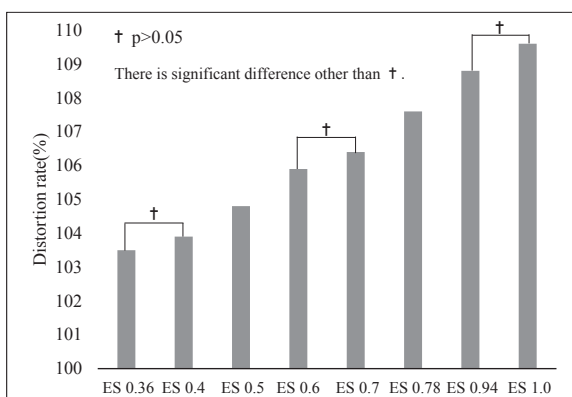


Fig.7 comparison of distortion rate in each ES

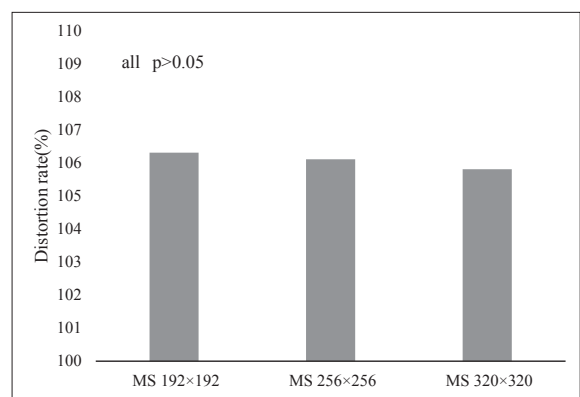


Fig.9 comparison of distortion rate in each MS

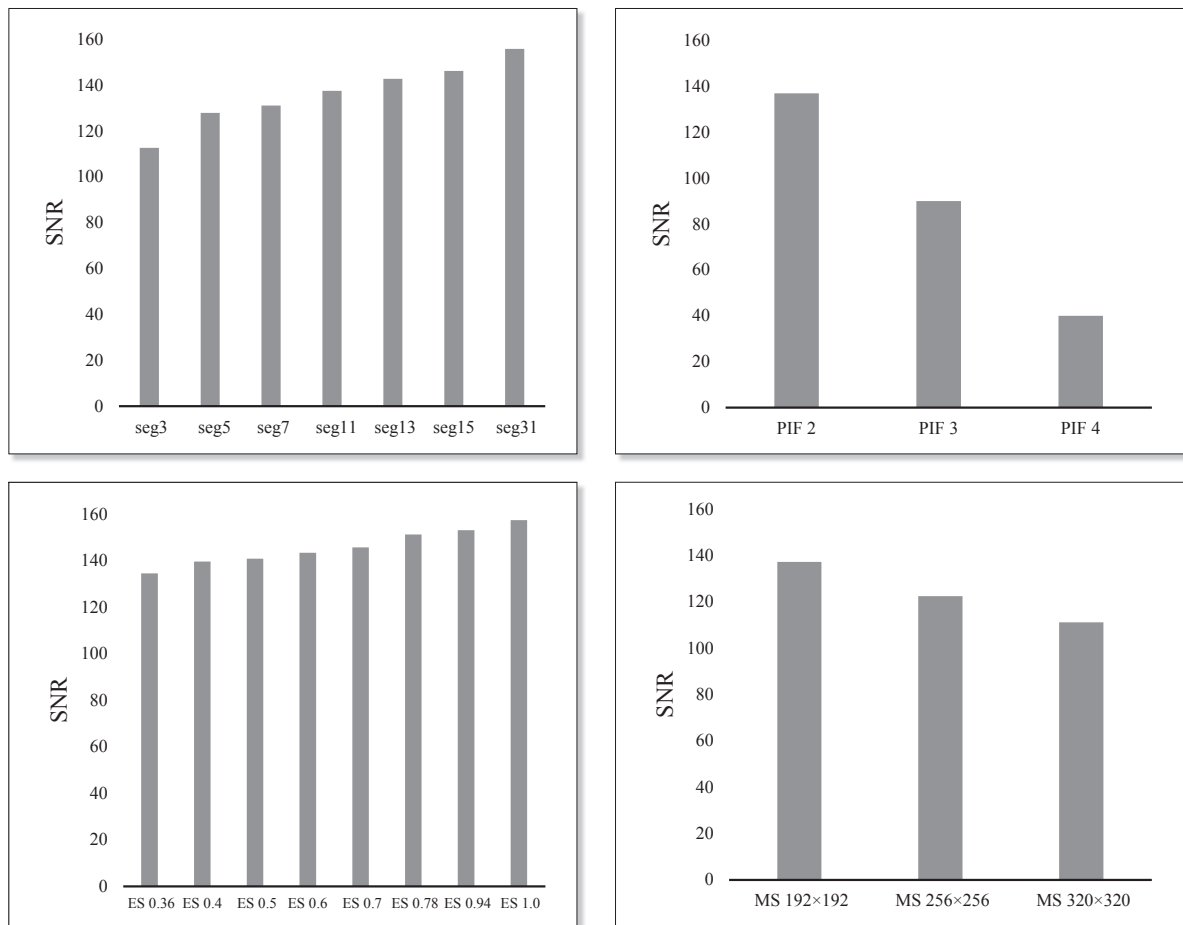


Fig.10 comparison of SNR in each seg, ES, PIF and MS

2-1-5. SNR測定

segおよびESを大きくするとSNRは大きくなり、PIFおよびMSを大きくするとSNRは小さくなった (Fig.10).

2-1-6. ボランティア頭部の検討に用いる加算回数

PIF2ではNEX1 (SNR 137), PIF3ではNEX2 (SNR 127), PIF4ではNEX12 (SNR 139) とした。しかし、PIF4でNEX12 (撮像時間24分36秒)を使用すると、臨床で用いる撮像時間としては非常に長く、被験者の体動などを考慮して、撮像時間は10分程度となるNEX5 (SNR 89)を用いることとした。

2-2. ボランティア頭部における検討

2-2-1. 定量評価

平均眼球ひずみ率は、PIF2で111.2%, PIF3で107.2%, PIF4で104.6%となり、各PIF間全てで有意差が認められた ($p < 0.05$) (Fig.11).

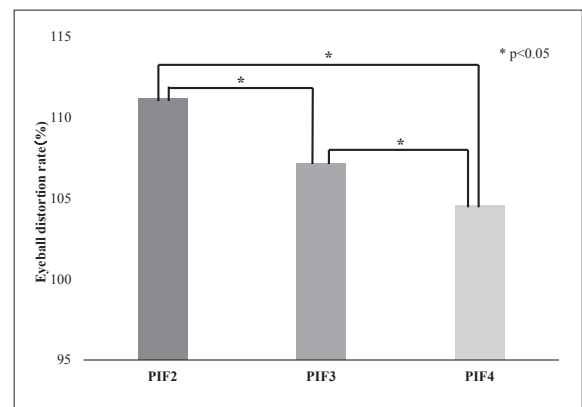


Fig.11 The average eyeball distortion rate in each PIF

2-2-2. 定性評価

Fig.12で示したように、評価部位②-iのみ、全てのPIF間で有意差を示さなかった。それ以外の評価部位ではPIF2と3、2と4の間で有意差を示した ($p < 0.017$)。観察者間一致の評価では、各評価部位で優れた観察者間一致を示した ($\kappa \geq 0.94$)。

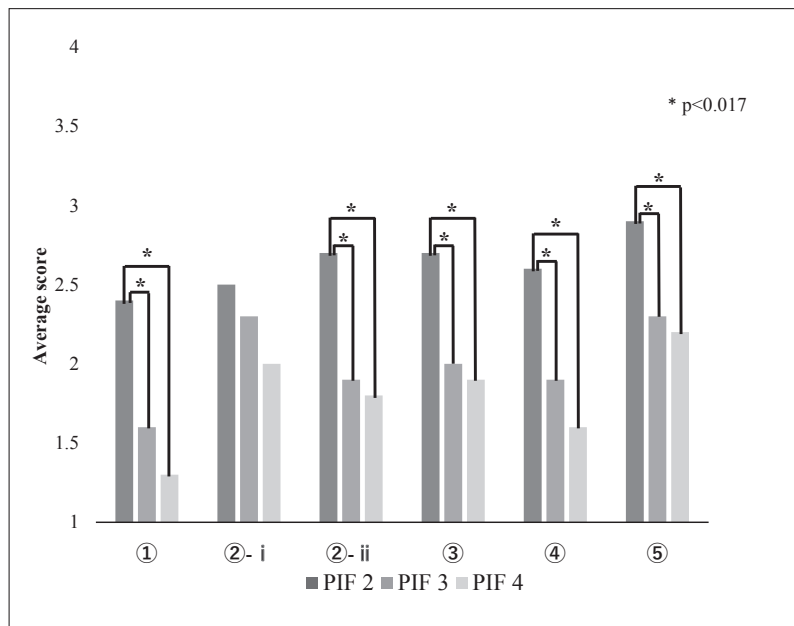


Fig.12 The average score of the skull base distortion in each evaluation sites

3. 考 察

頭蓋底部は解剖学的構造上、脳実質・骨・空気で構成されているため磁化率差が顕著である。そのため一般的に臨床で使用される ss-EPI DWI では、しばしば画像ひずみを引き起こし、病変診断の精度を低下させる場合がある²⁾。そこで本研究は、RESOLVEを用いて頭蓋底の画像ひずみを低減させ、病変診断の精度を向上させるための至適撮像条件を検討した。

ファントム実験において、segの変更では、segを大きくすればk空間を分割するセグメント幅が小さくなり、読み取り時間が短縮されるため位相分散が抑えられ、画像ひずみの低減に効果があるのではないかと予想した。しかし、各seg間いずれにおいてもひずみ率に有意差は認められなかった。理由として、segを大きくすると分割されたセグメントの読み取り時間は短縮するものの、自動的にバンド幅が狭く設定されるため、ひずみ率に変化が生じなかったのではないかと考えられた。ESの変更では、ESを大きくするとひずみ率が大きくなり、0.36と0.4ms、0.6と0.7ms、0.94と1.0msの間を除く全てにおいて有意差を認めた。理由として、ESを大きくすると自動的にバンド幅が狭く設定されるため位相分散が大きくなり、ひずみ率が大きくなったと考えられた。PIFの変更では、PIFを大きくするとひずみ率は小さくなり、各PIF間全てにおいて有意差を認めた。理由として、位相方向の読み取

り時間が短縮され、さらに自動的にバンド幅が広く設定されるため位相分散が抑えられ、ひずみ率が小さくなったと考えられた。MSの変更では、MSを大きくしてもひずみ率に有意差は認められなかった。一般的に薄いスライス厚およびMSを大きくすればボクセル内の磁場偏向が小さくなるため、磁化率変化による画像ひずみの低減に効果的とされている¹¹⁾。しかし、本研究ではひずみ率に変化はなかった。理由として、MSを大きくするとボクセル内の磁場偏向が小さくなるにもかかわらず、自動的にバンド幅が狭く設定されるため、ひずみ率に変化が生じなかったのではないかと考えられた。このように、RESOLVEはseg・ES・PIF・MSを変更させるとバンド幅が自動的に変化するため、ひずみ低減を目的としたパラメーター設定には注意が必要である。

ボランティア頭部の検討において、定量評価では、PIFを大きくすると画像ひずみは小さくなり、各PIF間いずれも有意差が認められた。しかしながら、定性評価では、評価部位②-iで全てのPIF間、その他の評価部位では、PIF3と4の間で有意差が認められなかった。理由として、評価部位②-iでは、薄い骨板が複雑に入り組んだ篩骨蜂巣が存在し、その内部に含有している空気との磁化率差によりひずみが生じる。さらに蝶形骨洞および前頭葉とも隣接し、それらの磁化率差によるひずみも加わるのでひずみが低減されづらく、視覚評価のスコアに差が生じなかったのではないかと

考えられた。一方、その他の評価部位では、評価画像のSNRが同一でなかったことが、視覚評価のスコアに影響を及ぼしたのではないかと考えられた。

また本研究には制約が2つある。第一は、スライス厚をルーティン検査で使用している5mmのみで検討したことである。AzumaらによるRESOLVEを使用した側頭骨領域の病変描出では、スライス厚1.5mm, MS 226×226を用いることで病変描出が改善されたとの報告¹²⁾もあり、薄いスライス厚を用いた検討も今後実施する予定である。第二は、PIF4でNEXを5としたため、PIF2, 3に比べSNRの低い画像で視覚評

価をせざるを得なかったことである。マルチスライス同時収集法¹³⁾を利用できれば、NEXを大きくしても、撮像時間の大幅な短縮が期待できるため、視覚評価の結果も違った可能性が考えられる。

4. 結 語

RESOLVEで、頭蓋底の画像ひずみを低減させ、病変診断の精度を向上させる至適撮像条件は、seg7, ES 0.36ms, PIF3, MS 192×192が最適と考えられた。

表の説明

Table 1	ファントム実験に用いた撮像条件 (a) segを変更させた時のRESOLVEの撮像条件 (b) ESを変更させた時のRESOLVEの撮像条件 (c) PIFを変更させた時のRESOLVEの撮像条件 (d) MSを変更させた時のRESOLVEの撮像条件 (e) T ₂ 強調像の撮像条件
Table 2	ボランティア頭部の検討に用いた撮像条件 (a) RESOLVEの撮像条件 (b) T ₂ 強調像の撮像条件

図の説明

Fig.1	頭蓋底模擬ファントム a. コイルへの固定のためのアクリル容器 b. 脳実質部 c. 頭蓋底含気部 d. 脳室部
Fig.2	ひずみ率を算出するためのスライス位置およびスライス画像 a. ひずみ率を算出するためのスライス位置 b. ひずみ率を算出するためのスライス画像
Fig.3	頭蓋底模擬ファントムの底辺幅計測法 Fig.3のように、ファントム側面に接線を引き、T ₂ 強調像の底辺幅(W _T)、RESOLVEの底辺幅(W _R)を計測した。
Fig.4	眼球ひずみ率算出のための眼球長径計測法 Fig.4のように、視神経の延長線上において、T ₂ 強調像の眼球長径(L _T)、RESOLVEの眼球長径(L _R)を計測した。
Fig.5	ボランティア頭部における画像ひずみの評価部位 ① 前頭洞と前頭葉の境界 ②-i 篩骨洞・蝶形骨洞と前頭葉の境界 ②-ii 篩骨洞・蝶形骨洞と側頭葉の境界 ③ 側頭骨錐体と側頭葉の境界 ④ 側頭骨錐体と小脳の境界 ⑤ 側頭骨錐体と側頭葉・小脳の境界 図の円内部を画像ひずみの評価部位とした。
Fig.6	segを変更させた時のひずみ率の比較
Fig.7	ESを変更させた時のひずみ率の比較
Fig.8	PIFを変更させた時のひずみ率の比較
Fig.9	MSを変更させた時のひずみ率の比較
Fig.10	seg・ES・PIF・MSを変更させた時のSNRの比較
Fig.11	各PIFにおける平均眼球ひずみ率
Fig.12	各評価部位における頭蓋底部のひずみの平均スコア

参考文献

- 1) Turner R, et al.: Echo-planar imaging of diffusion and perfusion. Magn Reson Med, 19 (2), 247-253, 1991.
- 2) Bastin ME: Correction of eddy current-induced artefacts in diffusion tensor imaging using iterative cross-correlation. Magn Reson Imaging, 17 (7), 1011-1024, 1999.
- 3) Bammer R, et al.: Improved diffusion-weighted single-shot EPI in stroke using SENSE. Magn Reson Med, 46 (3), 548-554, 2001.
- 4) Atkinson D, et al.: Sampling and reconstruction effects due to motion in diffusion-weighted interleaved echo planar imaging. Magn Reson Med, 44 (1), 101-109, 2000.
- 5) Porter DA, et al.: High resolution diffusion-weighted imaging using readout-segmented echo-planar imaging, parallel imaging and a two-dimensional navigator-based reacquisition. Magn Reson Med, 62 (2), 468-475, 2009.
- 6) Kanda Y: Investigation of the freely-available easy-to-use software "EZR" (Easy R) for medical statistics. Bone Marrow Transplantation, 48, 452-458, 2013.
- 7) 梶迫正明, 他: シーメンスのRESOLVE (readout segmented EPI DWI)の使用経験について. Rad Fun, 10 (5), 11-14, 2012.
- 8) 今井 広, 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, 64 (8), 930-936, 2008.
- 9) 小倉明夫, 他: Parallel MRIを用いた臨床画像のSNR測定法検討. 日放技学近畿部会雑誌, 14 (2), 10-12, 2008.
- 10) 佐々木真理: 日本磁気共鳴医学会研究プロジェクト「脳梗塞におけるMRI検査の標準化に関する研究」成果報告. 日本磁気共鳴医学会誌, 27 (3), 136-138, 2007.
- 11) 青木隆敏, 他: 骨盤部のMR診断—3T MRIと1.5T MRIとの比較—. 日獨医報, 52 (1), 47-52, 2007.
- 12) Azuma T, et al.: Optimal imaging parameters for readout-segmented EPI of the temporal bone. Magn Reson Med Sci, 14 (2), 145-152, 2015.
- 13) Frost R, et al.: Scan time reduction for readout-segmented EPI using simultaneous multislice acceleration: diffusion-weighted imaging at 3 and 7 tesla. Magn Reson Med, 74 (1), 136-149, 2015.