

○吉村 祐樹、鈴木 大介、宮原 可名恵、宮田 一郎、小林 有基  
岡山済生会総合病院 画像診断科

【背景】当院のMRI装置であるSIEMENS社製MAGNETOM ESSENZA 1.5TはVC15からDotエンジンを搭載したVD14へのソフトウェアのバージョンアップが行われた。それに伴い、コイルのハードウェアのバージョンアップも行われ、8chから16chへと受信チャンネル数が拡張された。

【目的】今回我々はバージョンアップの前後でコイルの性能がどのように変化したのか比較するため、性能評価を行ったので報告する。

【使用機器および方法】使用装置はSIEMENS社製MAGNETOM ESSENZA 1.5T。使用コイルはBody Matrix CoilおよびSpine Matrix Coil。使用ファントムは日興ファインズ社製のPVAゲル封入ファントム90-401型。バージョンアップの前後でファントムとコイルの配置は同じとし、SNRと均一性の測定を行った。SNRは差分マップ法、均一性は区分法を用いた。撮像条件はSNR、均一性ともに同じとし、TR = 800msec, TE = 15msec, FOV220mm, FA90°, MatrixSize256 × 256, BW130Hz/Px, スライス厚5mmである。撮像にあたり、Parallel imagingや感度補正フィルタは用いていない。ファントムはT1/T2 = 800/130msec、室温は約22℃であった。

【結果】撮像して得られた画像からSNRmap (Fig.1)を作成した。5箇所ROIを設定しSNRを測定すると、全ての箇所においてバージョンアップ後でSNRは低下した。5箇所のROIの平均値も16.7%SNRが低下した。均一性の画像 (Fig.2)においても5箇所ROIを設定し局所の均一性を測定した。0に近づく程、均一性は向上するが、A領域においてのみ0から遠ざかる結果となり均一性は低下した。しかし、全体の均一性は改善される結果となった。

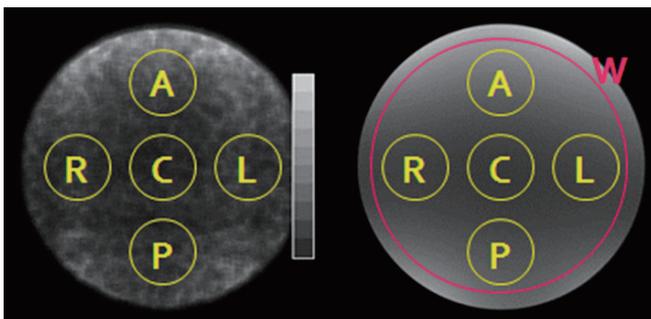


Fig.1 SNRmap

Fig.2 均一性画像

【考察】元々、Body Matrix Coilは6つ、Spine Matrix Coilは9つのコイル素子を有していた。しかし、バージョンアップ前は受信チャンネル数が8chであったため、全ての素子を使うことができず、コンピュータの制御により、Body Matrix Coilは4つ、Spine Matrix Coilは6つの素子として使用していた。バージョンアップ後では受信チャンネル数が16chと拡張したため、全てのコイル素子を使用できるようになった (Fig.3)。

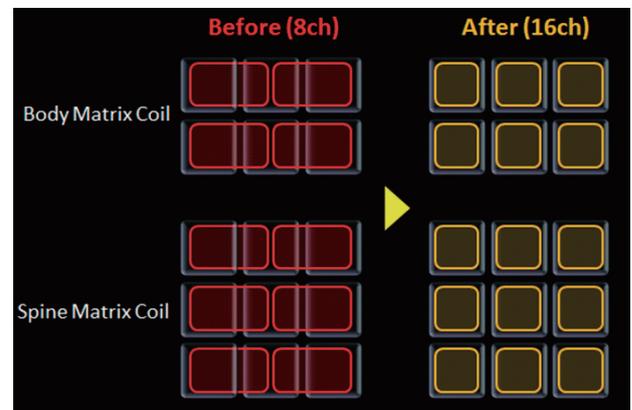


Fig.3 コイル素子の配列

そのため、バージョンアップ後ではコイル素子の径が小さくなり、感度域が狭くなったことがSNR低下の原因と考えられる。また、感度域は狭くなったが、表面の感度が上昇したことで局所の均一性は改善されたと考えられる。A領域のみ均一性が低下した原因は、コイルとファントムの距離であると考えられる。Spine Matrix Coilはガントリーに内蔵されているためファントムとの間に寝台が存在し、常に一定の距離がある。一方、Body Matrix Coilはファントムに密着させたため、Spine Matrix Coilとファントムの距離に比べ短くなった。均一性の画像をAP方向に信号をプロットしていくと、P領域に比べA領域ではコイルとの距離が短いため、信号の変化率が大きくなった。そのためA領域では均一性が低下したと考えられる。

【結語】今回のバージョンアップにより、均一性は改善され、SNRは低下した。しかし、コイル素子の増加によりParallel imagingの選択の幅が広がったため、撮像の高速化が期待できる。また感度補正フィルタの使用により、さらに均一性の改善が見込める。今後は、コイルの性能をさらに考え臨床に活かしていきたい。

○岡本 悠太郎、中河 賢一、小笠原 貴史、川上 雄司、福島 沙知  
倉敷中央病院 放射線センター

【背景】当院では、頸椎領域の撮影において16ch Neuro Vascular coil (以下、NV-coil) を使用している。しかしながら、頸椎損傷により頸椎カラーやハローベストのような固定器具を装着した患者様においては、NV-coil は狭くて撮影することができない。また、脊椎専用として使用される15ch SENSE SPINE coil (以下、SPINE coil) においては、感度領域に限界があるため有用ではない。

そこで今回、複数のコイルを組み合わせることでできる dual coil 法に着目した。その中でも、SPINE coil と Flex-L coil の最適な組み合わせ方法について評価を行った。

【目的】頸椎領域における dual coil 法の最適な配置方法について検討する。

【方法】使用装置は PHILIPS 社製 Intera 1.5T (R2.6) で、コイルは Flex-L coil と SPINE coil を用いた。ファントムは、塩化ニッケル水溶液で満たされた自作ファントムを使用した。

まず、SPINE coil の上に置いた自作ファントムに対し、Flex-L coil の配置方法を変化させながら撮影を行った。検討した配置方法は、自作ファントムに対して AP、RL、ファントムの上で水平方向に FH (parallel-FH)、RL (parallel-RL)、また、SPINE coil のみを使用した場合の計5種類とした。撮像断面は、ファントムの中心における Transversal 方向 (以下、middle) と、middle から頭側に 15 cm 離れた部位 (以下、upper)、middle から尾側に 15 cm 離れた部位 (以下、lower) に加え、ファントム中心における Coronal 方向の計4箇所における撮影を行った。次に、得られた画像から SNR の計測を行った。計測には差分法を用いた。

また、同意の得られた健常ボランティアに対し、上記のファントム実験と同様のコイルの配置で撮影を行い、得られた画像からコイルの感度領域などについて観察した。

【結果】まず、ファントム実験の結果を示す。図1より、Transversal 方向の upper では、parallel-FH、parallel-RL の順に高い SNR を示した。middle では、parallel-RL、parallel-FH の順に高い SNR を示した。lower では、parallel-FH、parallel-RL の順に高い SNR を示した。

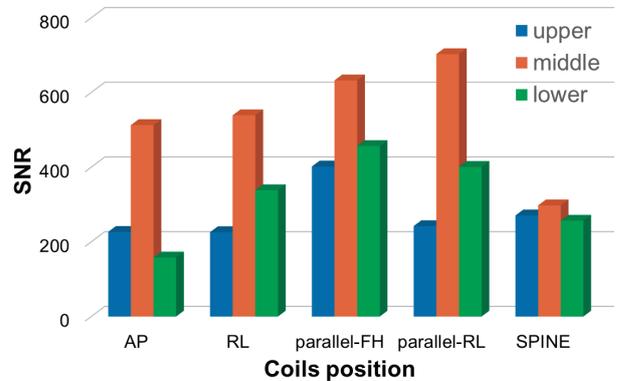


図1 Transversal 方向における SNR の結果

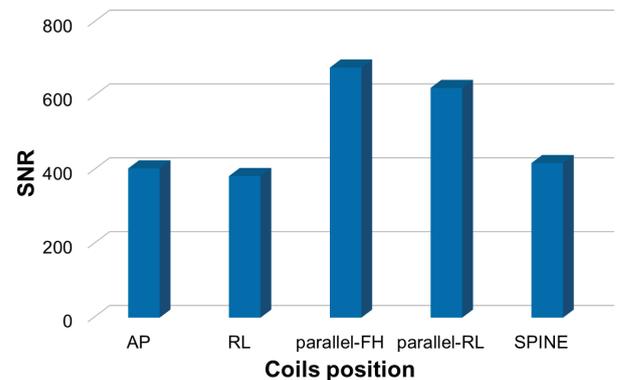


図2 Coronal 方向における SNR の結果

次に、Coronal 方向では、図2に示すように、parallel-FH、parallel-RL の順に高い SNR を示した。

健常ボランティアの撮影では、parallel-FH、parallel-RL の順に広い感度領域をもった信号が得られたように見えた。しかしながら、AP、RL、SPINE coil のみの3種類では感度領域が大きく低下した。特に SPINE coil のみでは SNR の低下が顕著にみられた。

【考察】全体として最も信号が得られたのは parallel-FH であった。しかしながら、コイルの配置方法を変化させることで、SNR の高くなる部位にも変化が生じた。このことから、検査内容に合わせてコイルの配置方法を選択することで、より精度の高い検査ができると考えられる。

また、今回の検討では parallel imaging を併用していないため、今後は parallel imaging を併用した際に生じるアーチファクトについて検討したい。

【結論】頸椎領域における dual coil 法の最適な配置方法は、parallel-FH であったが、検査内容に合わせたコイル配置の選択が望ましいということがわかった。

○守屋 和典<sup>1)</sup>、村上 公一<sup>1)3)</sup>、吉田 耕治<sup>1)</sup>、阿部 俊憲<sup>1)</sup>、森分 良<sup>1)</sup>、中山 健人<sup>1)</sup>、高尾 渉<sup>3)</sup>、柳元 真一<sup>1)</sup>

1)川崎医科大学附属病院 中央放射線部、2)金沢大学大学院医薬保健学総合研究科保健学専攻、3)財団法人操風会 岡山旭東病院

【背景】3T MRI では高い SNR が得られることから、撮像時間の短縮のため Parallel imaging を併用する機会が増加している。Parallel imaging の SNR は以下の式で表され、g の値は撮像条件ではなくコイルの幾何学的配置に依存するとされている。

$$\text{SNR}_{\text{PI}} = \text{SNR}_{\text{full}} / g \cdot R^{1/2}$$

$\text{SNR}_{\text{PI}}$  = Parallel imaging を用いた SNR

$\text{SNR}_{\text{full}}$  = Parallel imaging を用いない SNR

g = Geometry factor (g-factor)、R = Reduction factor

【目的】Parallel imaging において、受信コイルの配置及び使用エレメント数の設定が g-factor に与える影響について検討したので報告する。

【方法】東芝社製 MRI 装置 Vantage Titan 3T の 16ch SPEEDER ボディコイルおよび 16ch SPEEDER スパインコイルを使用し、GE Healthcare 社製 QC ファントム (15 × 15 × 38 cm、成分：シリコンオイル) を parallel imaging 併用 FSE-T2 強調画像で撮像し、得られた画像より以下の検討を行った。なお、SPEEDER factor は 1.0 から 3.0 まで 1.0 ずつ変更し検討した。解析には image-J および日本放射線技術学会学術研究班「MRI 画像の parallel imaging における SNR 測定法の標準化」による SNR 測定プログラムを使用した。また、g-factor の計測は ROI をファントムの断面積の 70% に設定し、g-factor map 上の同一箇所を計測した。

### (1) 使用セクション数の検討

16ch SPEEDER コイルは 1 セクションあたり 4 つのコイルエレメントを内蔵している。使用セクション数を 2、3、4 と変更した場合の g-factor の変化について検討した。使用セクション数を変更しても撮像断面が磁場中心かつコイル中心でファントム中央を撮像するようファントムの位置を調整して検討を行った。

### (2) 使用セクションの選択箇所による違いの検討

使用セクションの選択箇所による違いを検討するために、2 セクション使用時に中心の 2 セクションを使用した場合を center、外側を含めた 2 セクションを使用した場合を off set とし両者の違いを検討した。使用セクションの選択箇所が異なっても、撮像断面がコイル中心かつ磁場中心でファントムの中央を撮像するようファントム位置の調整を行った (Fig.1)。

### (3) ファントム表面と SPEEDER ボディコイル間距離による影響の検討

SPEEDER スパインコイルを背側に固定し、QC ファントムと SPEEDER ボディコイルの間に厚さ 5 cm のクッションを挿み、SPEEDER ボディコイルと

ファントム表面との距離を 0、5、10 cm と三段階に変更して検討した。コイル設定は 2 セクション center で検討した。

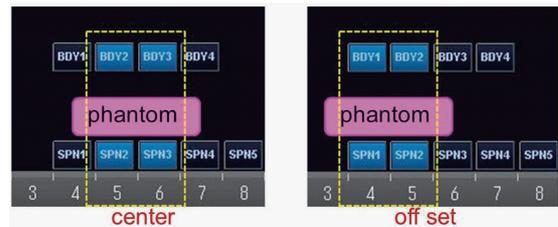


Fig.1 検討項目 2 の実験配置図

【結果】使用セクション数が増加すると g-factor が上昇した (Fig.2)。また、使用セクションの選択箇所が異なる center と off set の間に有意差は認められなかった (Fig.3)。この原因としては装置の信号受信の上限が 16ch であり、16ch SPEEDER ボディコイルと 16ch SPEEDER スパインコイルは 1 セクションあたりそれぞれ 4 つのコイルエレメントを有しているため、2 セクションを選択することで上限の 16ch に達する。そのため使用セクション数が 2 セクション以上では、演算時に信号合成処理が必要となり、合成数が増加することで g-factor が上昇したと考えられる。また、ファントム表面と SPEEDER ボディコイル間の距離が大きくなると、g-factor が上昇した (Fig.4)。これらの結果は SPEEDER factor を 2 から 3 に変更しても同様の傾向を示した。

以上のことから、検査内容に応じて使用エレメント数をできるだけ少なく設定し、被写体コイル間距離ができるだけ小さくなるようコイルを配置することで、g-factor は低減可能であることが明らかとなった。

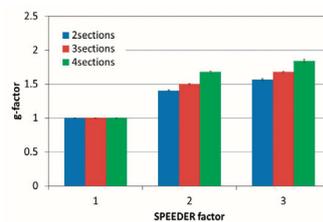


Fig.2 使用セクション数と g-factor の関係

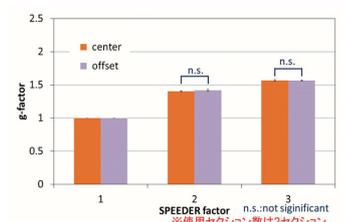


Fig.3 使用エレメント選択箇所と g-factor の関係

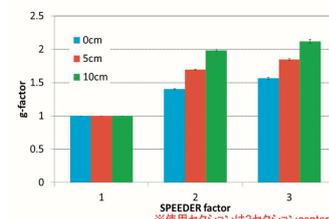


Fig.4 ファントム表面-コイル間距離と g-factor の関係

○森分 良<sup>1)</sup>、吉田 耕治<sup>1)</sup>、佐内 弘恭<sup>1)</sup>、村上 公一<sup>1)2)</sup>、阿部 俊憲<sup>1)</sup>、守屋 和典<sup>1)</sup>、高尾 渉<sup>3)</sup>、柳元 真一<sup>1)</sup>

1)川崎医科大学附属病院 中央放射線部、2)金沢大学大学院 医療保健学総合研究科、3)一般財団法人 操風会 岡山旭東病院

【背景】近年、MRI 装置は静磁場のショートマグネット、ワイドボア化が進み、静磁場均一性が低下している。そのため、脊椎矢状断面像の頭尾方向辺縁部においては、大きな撮像範囲(Field of view : FOV)を設定すると、画像歪みを生じている。

【目的】今回、大きな FOV による画像の SNR や歪みの基礎的な検討を、1.5T, 3.0T MRI について行った。

【方法】検討項目として、①静磁場中心部と辺縁部の信号雑音比(SNR)の変動係数(CV)と②静磁場辺縁部の画像歪みについて検討を行った。使用機器は EXCELART Vantage 1.5T MRT-2003、Vantage Titan 3.0T MRT-3010(東芝社製)。撮像条件は1.5T, 3.0T MRI 共に、当院臨床条件に準じて T2, T1WI の条件を用いて行った。また、検討項目①、②それぞれ、Pixel サイズは  $1.6 \times 1.0\text{mm}$  になるようにマトリクスサイズの調整を行った。受信コイルは Atlas SPEEDER ボディコイル(腹側)、Atlas SPEEDER スパインコイル(背側)を用いた。使用ファントムは GE 社製の Quality Control (QC) Phantom  $15 \times 15 \times 38\text{cm}$ 、シリコンオイル・ $0.263\% \text{Gd}$  (TMHD) 3含有を用いた。検討項目①では、正中矢状断面の画像を FOV : 25, 30, 35, 40cm にて撮像し、Image J と日本放射線技術学会学術研究班「MR 画像の parallel imaging における SNR 測定法の標準化」による SNR 測定プログラムを用いて、SNRmap を作成した。ファントム背側から 7cm の所にプロファイルカーブを作成し、その中央領域と辺縁領域(頭側、尾側)(Fig.1)の SNR の CV を算出した。計算式を以下に示す。

$$\text{CV}(\%) = \frac{\text{各領域のSNRの標準偏差(SD)}}{\text{各領域のSNRの平均値(mean)}} \times 100$$

検討項目②では正中矢状断面の画像を FOV : 40 cm 一定で、QC ファントムを移動させて撮像した。静磁場中心から頭側 12cm の所を基準に、頭側に 2cm ずつずらし、20cm の所まで 4カ所撮像を行った(Fig.2)。ファントム背側から 7cm、頭側端から 10cm の所に Marker を設定し、そこからファントムの端(頭側)まで

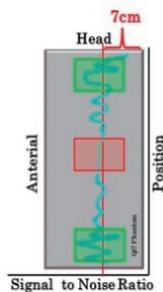


Fig.1 SNRのCVの測定位置

の距離の計測を4カ所それぞれで行った。静磁場中心に最も近い場合(中心から12cm)のMarkerからファントムの端までの計測値を基準に、歪みを以下の式にて算出した。

$$\text{歪み}(\%) = \frac{|\text{計測値}(\text{cm}) - \text{基準位置}(\text{中心から}12\text{cm})\text{の計測値}(\text{cm})|}{\text{基準位置}(\text{中心から}12\text{cm})\text{の計測値}(\text{cm})} \times 100$$

【結果】検討項目①は、両装置において、T2, T1WI

ともに、FOV が大きくなっても、中心部はほぼ一定の値を示した(約4.0%)が、辺縁部ではCVが高値を示した。また、辺縁部において、どのFOVでも尾側が頭側に比べて高値を示す傾向にあった。FOV = 40の辺縁部では中心部を基準にすると、最大で1.5T-T2WIは8倍、3.0T-T2WIでは6倍、1.5T-T1WIは5倍、3.0T-T1WIでは15倍の高いCVを示した(Fig.3)。検討項目②は、両装置において、撮像条件による傾向の違いは認められるが、T2, T1WIともに、静磁場中心から離れるほど、画像歪みは高値を示した。しかし最も歪みの大きかった3.0TのT2WIで2.7%程度の歪みであった(Fig.4)。

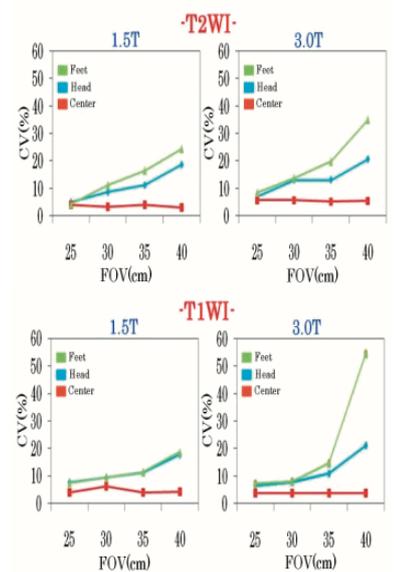


Fig.3 SNRのCVの測定結果

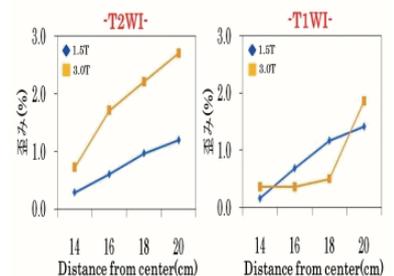


Fig.4 歪みの測定結果

【考察】1.5T, 3.0T MRI ともに、静磁場頭尾方向に FOV が大きくなるほど、SNR の変動、歪みが大きくなること示された。特に、この傾向は3.0T MRI の方が顕著であり、FOV = 40cm を用いた場合、辺縁部で SNR の変動があることを考慮する必要がある。

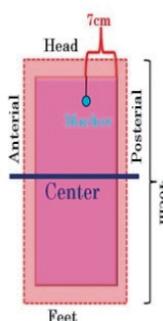


Fig.2 歪みの測定位置

○橋本 伸生

鳥取大学医学部附属病院

【背景】近年のMRI装置では、bore径を大きくした large bore を採用している機種が増加している。large bore とすることで閉塞感を軽減し、検査部位を磁場中心に設定しやすいなどの利点がある。

しかし一方、静磁場やRF磁場が不均一になりやすく、画像の均一性が低下することが知られている。

【目的】今回、我々はNEMA法による均一性および32ch head coilと24ch head-neck coilについてSNRの測定を行ったので報告する。

【方法】均一性は、QD coilを用いてNEMA法に準拠し、次式(1)より求めた。

$$U = 100 \times \frac{S_{max} - S_{min}}{S_{max} + S_{min}} \quad \begin{matrix} S_{max}: \text{最大信号値} \\ S_{min}: \text{最小信号値} \end{matrix} \quad \dots (1)$$

撮像条件は、FOV: 200 mm、TR: 800ms、TE: 15ms、BW:  $\pm 15.63$ kHz、slice thickness: 5mmとした。

SNRについては差分法を用いて測定を行い、次式(2)より求めた。

$$SNR = \frac{SI}{SD_{sub}/\sqrt{2}} \quad \begin{matrix} SI: \text{平均信号値} \\ SD: \text{標準偏差} \end{matrix} \quad \dots (2)$$

【結果】均一性の評価で得られた画像を Fig.1 に示し、式(1)より求めた結果を table1 に示す。

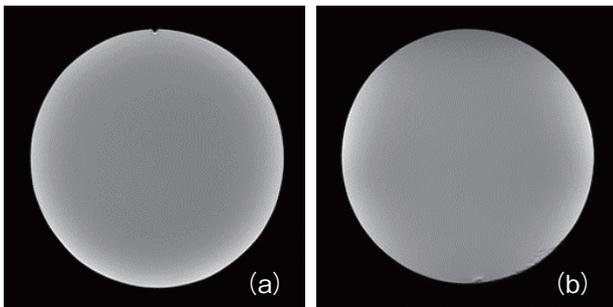


Fig.1 均一性の評価で得られた axial 画像 (a) と coronal 画像 (b)

	uniformity
axial	15.5
coronal	21.5
sagittal	20.6

また、Image Jにてグレースケールに変換したものを Fig.2 に示す。画像中心部の400pixelの平均値との変化率が-20%以下をBlack、-20%～-10%をDark Gray、-10%～+10%をNatural Gray、+10%～+20%をLight Gray、+20%以上をWhiteで表示している。

table1の結果より coronal、sagittal 画像の均一性が axial 画像より劣っているものの Fig.1 では、それらの影響は見られない。しかし、Fig.2のグレースケール表示では、それらの均一性の違いが視覚的に確認できた。

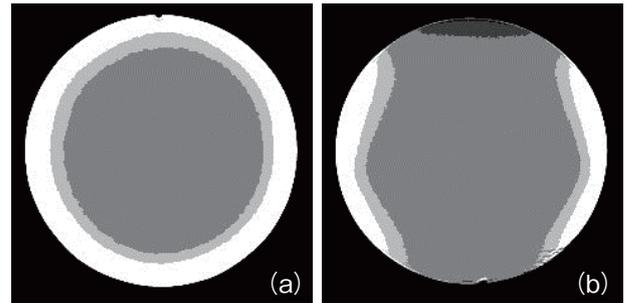


Fig.2 グレースケール表示した axial 画像 (a) と coronal 画像 (b)

次に Table2 に、32ch head coil と 24ch head-neck coil の SNR を示す。32ch head coil は、均一性は低いもののスタンダードで用いる 24ch head-neck coil より高い SNR を示した。

Table2 それぞれの coil より求めた均一性および SNR の値

	uniformity	SNR
32ch head coil	52	296.7
24ch head-neck coil	15	255.8

【考察】QD coil を用いた均一性の評価では、axial 画像が最も良く、coronal、sagittal 画像が同等な値を示した。この原因のひとつには、Z軸方向の gradient coil が X、Y 軸に比べ長いことが考えられる。

しかし、いずれの場合も临床上において、問題となる値ではなかった。したがって、磁場の均一性が困難と予測される large bore においても、高度な技術により均一性は保たれていると考えた。

phased array coil は、撮像対象物と coil による幾何学的な位置の影響を強く受け、一般的に均一性の評価には適していない。本実験においてもエレメント数の多い32chでは、上記の影響が含まれ均一性は低い結果を示した。しかし、エレメント数の増加は信号受信感度を上げSNRにおいては、24chより高い値を示した。

したがってエレメント数の多い coil を用いることで、高いSNRが確保できるが、適切な画像フィルターやキャリブレーション等で画像の均一性を上げる工夫が必要と考えられる。

○福田 喜脩、大野 誠一郎、松浦 龍太郎、大村 佑一、林 邦夫、今城 聡、田原 誠司  
岡山大学病院 医療技術部 放射線部門

**【背景】** 昨年度、当院に新しく導入された3T-MRI 装置 SEIMENS 社製 MAGNETOM Skyra は DirectRF 機能により検査室内のガントリー内に RF 送信および受信制御システムが配置されている。

これにより従来の3T-MRI 装置 SIEMENS 社製 MAGNETOM Verio に比べ正確な RF 送信とノイズの少ないデータ転送が可能となった。

**【目的】** 新しく導入された3T-MRI 装置 MAGNETOM Skyra と Verio の2機種種についてそれぞれ SNR を測定し比較検討する。

**【方法】** 装置は SEIMENS 社製 MAGNETOM Skyra と Verio を使用。装置本体の Body Coil を使用し Spin Echo 法と Gradient Echo 法にてファントムを撮像。得られた画像から差分法を用い下記の式から SNR を求める。

$$\text{SNR} = \text{Sp} / (\text{Ns} / \sqrt{2}) \quad \text{Sp: 平均信号値} \quad \text{Ns: 雑音値}$$

次に各装置付属のサーフェスコイルを用いて Spin Echo 法と Gradient Echo 法にてファントムを撮像。得られた画像から差分法を用いて SNR を求める。

撮像条件は Spin Echo 法が TR = 800ms、TE = 20ms、FOV = 140ms、Matrix = 256 × 256、Slice = 1、Gradient Echo 法は TR = 150ms、TE = 5ms、FOV = 140ms、Matrix = 256 × 256、Slice = 1 とする。

**【結果】** 装置本体の Body Coil における Spin Echo 法の比較結果を示す (Fig.1)。実線が測定値、点線を測定値から求めた計算値とする。2機種種の装置間で約 1.25 倍の SNR 上昇がみられた。

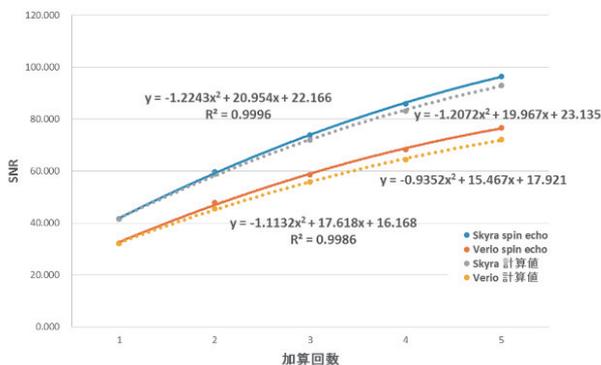


Fig.1 Spin Echo 法における SNR の比較

次に Gradient Echo 法の比較結果を示す (Fig.2)。こちらも実線が測定値、点線を測定値から求めた計算値とする。こちらも2機種間で約 1.4 倍の SNR 上昇がみられた。

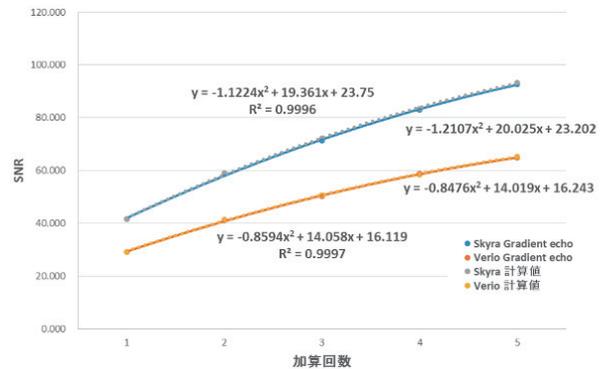


Fig.2 Gradient Echo 法における SNR の比較

サーフェスコイルにおける SNR の比較結果を示す (Fig.3)。全てのサーフェスコイルにおいて約 1.2 ~ 1.4 倍の SNR 上昇がみられた。

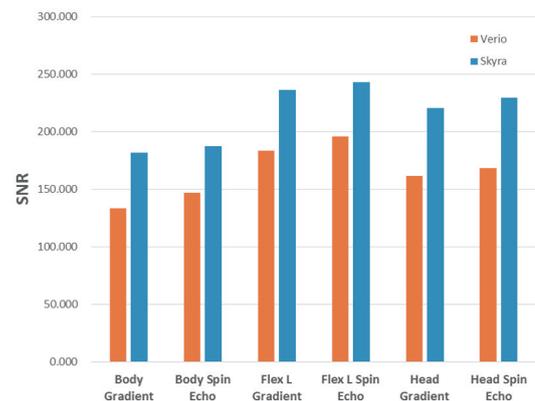


Fig.3 サーフェスコイルにおける SNR の比較

**【考察・検討】** 今回の実験結果から MAGNETOM Skyra における SNR の上昇には DirectRF 機能が大きく影響しているものと考えられる。また、Fig.2 において2機種間に大きく差が出たのは DirectRF 機能に加え磁場均一性と Gradient Coil の向上によるものと考えられる。

今後はファントムのサイズや幾何学的配置、パルスシーケンスについて検討していきたい。また臨床画像における画質評価も今後の検討項目である。

**【結論】** 新しい3T-MRI 装置は DirectRF 機能搭載により従来に比べ SNR の上昇がみられた。これにより高速撮像・高分解能撮像が可能となり通常検査の画質向上が期待される。

#### 【参考文献】

- 1) 宮地 利明『標準 MRI の評価と解析』2012.8.25. オーム社 出版