

技 術

脊椎 MRI における Parallel Imaging の  
応用とアーチファクト

真壁 武司 中村麻名美 守山 亮

New Application and Artifacts of Parallel Imaging  
for Spine Magnetic Resonance Images

Takeshi MAKABE, Manami NAKAMURA, Ryo MORIYAMA

Key words : MRI Spine Parallel imaging  
GRAPPA artifacts

はじめに

従来, MRI における高速撮像法の開発はハードウェアによる方法が中心で磁場の強さを高めることや磁場を高速にスイッチングし高速撮像可能なシーケンスを作り出すことなどが行われてきた<sup>1)</sup>。しかし, この開発方法ではパルスシーケンスそのものを変更する手法であり, これによって画像コントラストが変化したり被検者へ対する神経刺激や発熱の危険性が危惧される状況になってきた。

一方で近年は, Parallel Imaging<sup>2,3)</sup>と呼ばれる方法でフェイズドアレイコイルの各コイル素子の持つ感度分布を把握することによりパルスシーケンスを変更する必要がないソフトウェア上の時間短縮技術が盛んに行われるようになった。これはデータを大量かつ高速に処理できる画像計算コンピュータが必要であるが, 装置のもつ磁場強度や特殊な撮像シーケンスなどに左右されず, またハードウェアを入れ替えることなく検査時間の短縮が可能である。

我々の使用している装置でこの Parallel imaging は「Image Domain」の mSENSE (modified Sensitive Encoding)<sup>4)</sup> と k-スペースデータを複数のアレイコイルを使用して得られたデータから計算する SMASH (Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics)<sup>5)</sup> ベースの「k-space Domain」の GRAPPA (GeneRalized Auto-calibrating Partially Parallel Acquisitions)<sup>4,6)</sup> の2種類の再構成法が使用できる。mSENSE は使用コイルが対向して配置しなくては使用できない手法であるが, GRAPPA はコイルが並列配置されていても使用可

能である。そこで今回, GRAPPA 法を使用した脊椎 MRI についてファントム実験により画質及びアーチファクトを解析し, それを元に臨床応用したので報告する。

Parallel imaging における GRAPPA (グラッパ) 法とは GRAPPA は SMASH の発展したものであるが, その変遷を図 1 に示す。SMASH は複数の位相エンコードステップを 1 回の位相エンコードから作り出すため, 計算して作り出す位相エンコードのラインデータを Fitting という技術により合成する(これを Spatial Harmonics<sup>5,6)</sup> という)。従って, 実際の位相エンコード数が減り撮像時

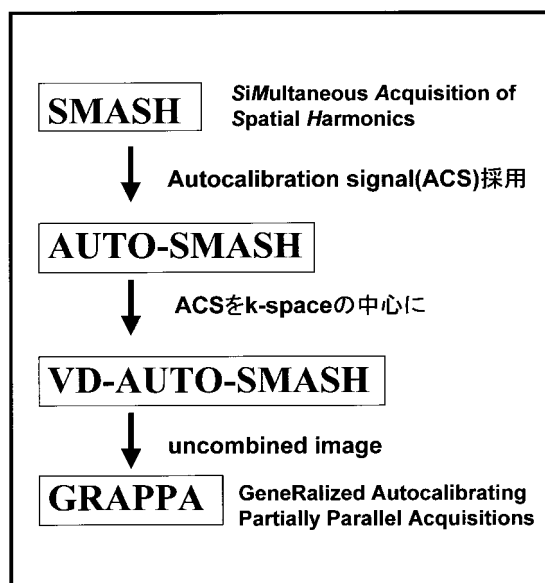


図 1

SMASH 法から GRAPPA 法への変遷

間の短縮が可能になる。SMASHによる画像はSpatial Harmonicsをいかにきれいに作れるかという点で制限を受け、収集されるデータ量によって折り返しなどのアーチファクトが出現する。AUTO-SMASH法<sup>7)</sup>は撮像ごとにコイルの感度マップを収集すると撮像時間が延長してしまう。また、感度マップと本撮像の位置がずれるとFittingができなくなるため、本撮像中に auto calibration signal<sup>7)</sup>(以下ACS)としてk-スペースのデータを多めに収集しFittingすることで問題解決を図った手法である。

一方、k-スペースを疎にサンプリングすると、低周波成分が支配的な折り返しアーチファクトが発生する。<sup>2)</sup>そこで、k-スペースの中心を密にデータ収集し重み付けをしたFittingをすることでアーチファクト対策とSNRの向上が行うことが可能となったのがVariable Density (VD)-AUTO-SMASH法<sup>8)</sup>である。

次にステップアップした手法がGRAPPAである。従来の手法では一度の過程でアーチファクトとSNRの最適化を同時にやることになるが、GRAPPAではコイルごと分割してFittingしたローデータを作成し、sliding block approach<sup>6)</sup>の手法を行い通常のアレイコイルの再構成法と同じ様に画像が足しあわせられる。これによりSpatial Harmonicsを作る組み合わせのデータが複数選べることになり、きれいなSpatial Harmonicsを作る作業ができる。また、分割することによりアーチファクトとSNRに改善の余地がある場合はSNRの悪いラインを使うとFittingも悪くなるので重み付けを変化させるなどすることで画像の最適化を図ることができる。

## 方 法

### 1. 使用機器

MAGNETOM Symphony 1.5テスラ  
(SIEMENS社)、  
Spine アレイコイル、ボトルファントム  
Uniformity and Linearity phantom 76-907  
(極光株式会社)

ファントム充填物: per 1000g H<sub>2</sub>O dist.: 1.25g  
NiSO<sub>4</sub> × 6 H<sub>2</sub>O, 5g NaCl

### 2. 実験方法

ファントムにて通常、脊椎撮像に使用する spine アレイコイル(図2)を用いてGRAPPAの有無の違いによる画像のSNR及びアーチファクト出現の仕方について比較検討する。我々の使用できるGRAPPAはコイルの数とデータの収集領域の違いによりParallel imaging factor(以下PATファクター)として2, 3, 4と選択できる。この数字は逆数にするとそのまま元の撮像時間の短縮率になるがデータ量も減ることにな

る。また、Parallel imagingは画像展開するための感度分布を知るためのリファレンス画像を必要としておりpre-scanとして事前に得る方法と検査中にデータ収集する方法がある。<sup>2)</sup>我々の使用しているGRAPPAは通常撮像時間の中でこのリファレンス画像を得ている。リファレンス画像として出来上がる画像と同じ100%のエンコードラインを使って撮像するとGRAPPA無しの画像と同じことで、このライン設定によっても撮像時間や画像のSNRは変化する。そのため、PATファクターと感度分布を知るためのリファレンスライン数の関係を調べると共にSNRについて比較した。SNRの評価は、得られたファントムの持つ信号強度変化とノイズの量によって評価した。撮像シーケンスは、スピンエコー法(以下SE法)で繰り返し時間(以下TR)200msec, エコー時間(以下TE)13msec, 撮像視野(以下FOV)500mm, 画像Matrix size 256\*256, band width(以下BW)150Hz/pxで、PATファクターを2, 3, 4と変化させた。

臨床画像ではファントム実験の結果を踏まえて頸椎、胸椎、腰椎の矢状断画像にGRAPPAを付加した画像を比較検討した。

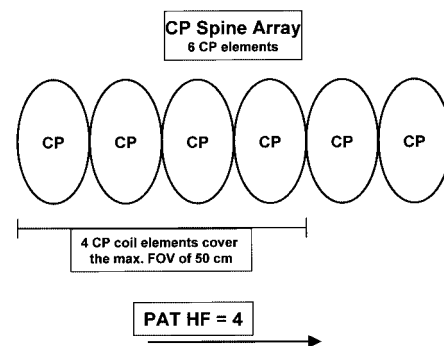


図2

Spine Array coilの概観と構造



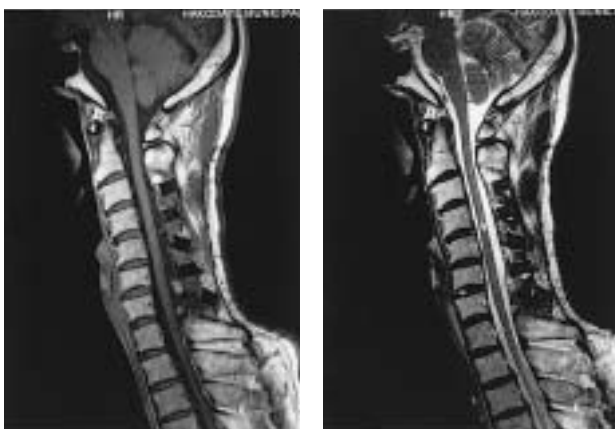
### 3. 臨床応用

ファントム実験からPATファクター3, 4ではSNRが低すぎるとアーチファクトの出現率が高いため臨床では使用できなかった。そのためPATファクター2で脊椎矢状断画像を撮像した。図7にGRAPPAを使用する以前の画像, 図8にGRAPPAを使用した頸椎画像を示す。図8に見られるように検査時間を半分にすることにより体動の影響が少ないシャープな画像が得られた。図9にGRAPPAを使用する以前の画像, 図10にGRAPPA使用の胸椎画像を示す。胸椎はFOVが広い時間短縮ではなく画像の分解能を2倍にした。検査時間は変わらないが図10のように高分解能画像が通常検査の中で得られた。図11にGRAPPA使用の腰椎画像を示す。腰椎では時間短縮, 画像の高分解能化とどちらの方向に持っていても特定部位にアーチファクトが出現した。



(a) (b)

図7 GRAPPA 導入前の頸椎矢状断画像  
(a) T1強調画像 (b) T2強調画像



(a) (b)

図8 GRAPPA 使用による頸椎矢状断画像  
(a) T1強調画像 (b) T2強調画像



(a) (b)



(c)

図9 GRAPPA 導入前の胸椎矢状断画像  
(a) T1強調画像 (b) T2強調画像  
(c) 全脊椎 T2強調画像



(a) (b)



(c)

図10 GRAPPA 使用による胸椎矢状断画像  
(a) T1強調画像 (b) T2強調画像  
(c) 全脊椎 T2強調画像



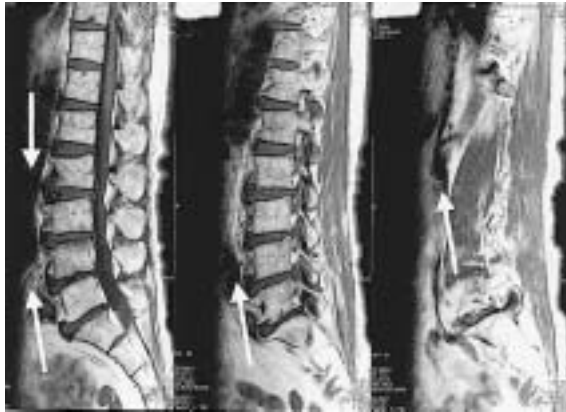


図11 GRAPPA 使用による腰椎矢状断 T1 強調画像  
(中心から外側へ連続)  
矢印：線状のアーチファクトが出現している

### 考 察

Parallel Imaging 法は高価なハードウェアを入れ替えることなく撮像時間短縮が可能な方法であり、急速に普及しつつある。開発当初は、特異なアーチファクトにより制限を受けたり、SNRの低下がおこるため造影剤によるコントラストを高めた MRA などの応用が多く報告されている。<sup>10,11)</sup>

しかし、Parallel Imaging も撮像部位により mSENSE と GRAPPA を選択することにより撮像方向などの自由度が高まっている。今回、特にコイルが並列で使用可能な GRAPPA について検討し、脊椎における矢状断画像について臨床応用した。

ファントム実験から GRAPPA を使用することで画像の SNR は低下することが確認された。また、特有のアーチファクトも存在し使用方法には制限と限定が必要であることが示唆された。これは PAT ファクターを上げると顕著で PAT ファクター 4 では時間は 75% 短縮可能であるが SNR は 50% 以下になり臨床では使用できない。そのため臨床現場では PAT ファクター 2 と決定し検査時間を半分にして他のパラメータを調整することで対応した。また、感度分布を得るためのリファレンスラインの設定も 30 ラインでプラトーに達し、後は数値を上げて時間も延長するだけで Parallel imaging の目的とする時間短縮に寄与しないため臨床ではリファレンスラインを 30 と設定した。

頸椎・頸髄 MRI の矢状断画像は、嚥下、呼吸による体動と脳脊髄液 (以下 CSF) による流れのアーチファクトが出現しやすく通常の MRI 検査の中でも撮像に工夫と苦勞が強られる部位である<sup>12)</sup>。従って、できるだけ GPARRA が有効に活用できる部位であると期待された。従来は 3 分以上かけて T1, T2 強調画像 (以下 T1 WI, T2 WI) をそれぞれ撮像していたが GRAPPA 使用で

T1 WI が 1 分 59 秒, T2 WI で 1 分 53 秒と従来の 1 シーケンス分の時間で撮像することができた。SNR は従来画像から比べると 30% 程度低下するものの体動が抑えられ、頸椎症などで脊髄腹側と脊髄くも膜下腔のわずかな隙間の CSF も描出することが可能になった。また横断像はコイルが対向していなければ撮像できないので GRAPPA は使用していないが、矢状断が短時間になったことで体動や動脈, CSF による影響を補正する技術を横断像に使う時間が確保された。従って、現在ルーチンの検査は矢状断 T1 WI, T2 WI と横断 T1 WI, T2 WI を撮像して 15 分以内に検査が終了可能である。

胸椎・胸髄も頸椎・頸髄同様に動きや心臓によるアーチファクトが出現しやすい部位である。更に、観察したい範囲が広く通常 FOV を 350mm と大きくとり、1 画素当たりの大きさが荒い画像になりがちである。そこで GRAPPA を用いて時間を短縮できる分、面積分解能を上げ高画質の画像を撮像することにした。T2 WI では通常ベースマトリクスが 256 であるところを 384 と 50% 分解能を上げ、更に画像表示の際に倍密化させ 768 マトリクスを可能とさせた。これにより T2 WI の面積分解能としては 1 mm × 0.9 mm となり撮像時間は 3 分となった。また、T1 WI はベースマトリクス 320、表示マトリクス 640 で面積分解能 1.4 mm × 1.1 mm、撮像時間 2 分である。更に胸椎・胸髄検査では高さが問題となるため必ず、頸椎あるいは腰椎を含めた FOV 500mm の全脊椎矢状断画像を撮像している。この画像にも GRAPPA を用いており、ベースマトリクス 512 で表示マトリクスは 1024 と高分解能化を図っているが撮像時間は 2 分で終了する。この様に胸椎・胸髄検査では、GRAPPA を併用して時間短縮される分で高分解能化を行い動きに対する付加条件を加え安定した画像を得ている。

腰椎・腰髄は、比較的動きが少なく従来から安定した画像が得られている部位である。そのため MRI の適応が以前からクローズアップされ、腰椎椎間板ヘルニアでは必須の検査のひとつである<sup>13)</sup>。臨床画像では、T1 WI, T2 WI 共に 2 分前後で撮像可能であったがファントム実験で経験した画像内側の特定部位に出現するアーチファクトが発生した。図 11 にも示すように弓状のアーチファクトが画像上に現れこれが椎体に重なった場合、誤診をまねく恐れがある。頸椎、胸椎では見られなかったアーチファクトで使用するコイルの数やマトリクスサイズ、PAT ファクター等を変化させても消失しなかった。このアーチファクトは、装置固有のものと考えられ足側のコイルを用いて GRAPPA を使うと出現することが確認できたが原因は不明である。従って、腰椎・腰髄矢状断では GRAPPA は使用していない。あえて使用する場合は、痛みにより仰臥位が持続できない場合や閉所に長

い時間いられない場合など、どうしても時間短縮が必要な場合にのみ限定している。

以上、GRAPPAを脊椎・脊髄の矢状断検査に応用した。使い方によっては同一時間で更に高い空間分解能を求める方向に使用すること、分解能が同じであれば更なる時間短縮をはかることができ、ルーチン検査の中でも目的により応用可能となった。しかし、腰椎・腰髄においてはアーチファクトの出現によりルーチンワーク内では使用できなかった。そのためGRAPPAのような新しい技術は臨床応用する前に使用状況を考えた検証が必要であり、それにより検査精度も担保されると考えられた。MRI検査は、比較的時間がかる検査であり画像の高分解能化と検査時間はトレードオフの関係にあるが常に質の高い検査をめざして行くべきであると考えられる。

### ま と め

MRIにおける新しい時間短縮技術であるParallel Imaging法のひとつであるGRAPPAを脊椎・脊髄矢状断画像に応用した。頸椎、胸椎では時間短縮あるいは高分解能化が可能であったが、腰椎では画像内部の特定部位にアーチファクトが出現した。従って、GRAPPAの使用には検査部位や撮像条件の制限があり目的によって使用する必要がある。

### 文 献

- 1) 松田哲也：高速撮像法．画像診断，2002；22(12)：1336-1343.
- 2) 町田好男：Parallel Imagingの基礎．日磁気共鳴医学会誌，2002；22(4)：166-169.
- 3) Cauteren MV：Parallel Imagingの原理．日独医報，2002；47(1)：6-11.
- 4) Pruessmann KP, Wiger M, Scheidegger MB, et al：SENSE：Sensitivity Encoding for Fast MRI.MRM，1999；42：952-962.
- 5) Sodickson DK, Manning WJ：Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics (SMASH)：Fast Imaging with Radiofrequency Coil Arrays.MRM，1997；38：591-603.
- 6) Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, Nittka M, Jellus V, et al：Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA).MRM，2002；47：1202-1210.
- 7) Jakob PM, Griswold MA, Edelman RR, Sodickson DK：AUTO-SMASH：a self-calibrating technique for SMASH imaging. MAGMA，1998；7：42-54.
- 8) Heidemann RM, Griswold MA, Haase A, Jakob PM：VD-AUTO-SMASH Imaging.MRM，2001；45：1066-1074.
- 9) 宮地利明：装置の性能評価法．放射線医療技術学叢書<sup>(18)</sup>MR撮像技術，〃日本放射線技術学会放射線撮影分科会編，京都，2000，p212-237.
- 10) 市川智章：Parallel Imagingの臨床応用．日磁気共鳴医学会誌，2002；22(4)：170-181.
- 11) Wiger M, Pruessmann KP, et al：Contrast-enhanced 3D MRA using SENSE.JMRI，2000；12：671-677.
- 12) 真壁武司，守山 亮，中村麻名美ほか：広範囲・高分解能画像による頸椎・頸髄T2強調矢状断撮像の工夫．北海道放射技誌，2002；62：67-71.
- 13) 宮坂和男：腰椎椎間板ヘルニアのMRI診断．画像診断，1999；19(8)：866-874.