

パラレルイメージングについて考える

座長 東北大学病院 診療技術部放射線部門 伊藤 大輔

【座長集約】

今回は、「パラレルイメージング」をテーマとして取り上げました。パラレルイメージングは、MRIの大きなテーマの一つである「高速化」に革命的な進歩を与えた技術の一つです。その歴史は古く、20年近く前から臨床で活躍しています。初期の頃は使えるシーケンスに限られ、高速化の効果も限定的でした。しかし、それから各メーカーの技術開発により進歩を重ね、現在では多くのシーケンスで当たり前のように使えます。

それだけに、普段からパラレルイメージングを深く意識して使うことが少なくなっているのではないのでしょうか。

パラレルイメージングは、大きく分けてSENSE系とSMASH系の2つに分類されます。K空間の位相エンコードラインを間引くのは同じですが、展開手法が大きく違います。また、画像に与える影響やアーチファクトの出方も違います。

パラレルイメージングをしっかりと理解することで、臨床でより役立てることができると考えます。

今回は、パラレルイメージングの基礎、臨床使用での注意点などを中心に2人の演者に発表していただきました。

秋田県立脳血管研究センターの高橋一広さんには原理編として、パラレルイメージングの原理についてSENSE系、SMASH系に分けて解説して頂きました。それぞれの展開の原理、アーチファクトやSNRについても実験結果を提示してお話して頂きました。

青森県立中央病院の工藤紫織さんには臨床編としてパラレルイメージングを臨床で使うときの注意点や上手な使い方について臨床画像を提示しながらお話いただきました。

パラレルイメージングは、これまで通りの高速撮像だけでなく、圧縮センシングにも併用されることで、ますます活躍が期待される技術です。

今回のテクニカルミーティングが皆様の理解や臨床利用に役立てば幸いです。

パラレルイメージングについて考える(原理編)

秋田県立脳血管研究センター 放射線科診療部 高橋 一広

【はじめに】

パラレルイメージングは複数のコイルを使用し、位相エンコードを間引くことで短時間撮像が可能な技術である。位相エンコードが間引かれると長方形FOVとなり折り返しが発生するが、パラレルイメージングではコイル毎ごとの感度マップを使用し、展開処理を経ることで折り返しのない画像を取得することができる。展開処理を実空間上で行うSENSE系と、k空間上で行うSMASH系がある。

【原理】

SENSE法はリファレンススキャンとして各コイルの感度マップを取得する。本スキャンではコイルごとに間引いてデータ収集を行い、それぞれのコイルの折り返し画像を取得する。それを実空間上にて展開処理することで折り返しのない画像を取得す

る。

2chの場合の展開処理をFig.1に示す。均一なファントムを感度差のあるコイルで撮像すると感度差のある像が得られる。位相エンコードを間引いてデータ収集を行うと折り返しのある画像となり、パラレルイメージングを使用してコイルごとに取得している画像である。Fig.1にて、折り返し画像の信号I1は、感度差のある像の元の位置と折り返してきた位置の信号の加算となる。均一なファントムの同じ位置の信号をX1、X2、感度差をS11、S12とすると折り返し画像I1の信号は $I1 = S11 \times X1 + S12 \times X2$ となる。

コイルごとに画像を取得しているので、コイル2の折り返し画像でも同様に方程式が成り立つ。

感度マップのSと折り返し画像の信号強度Iは既知なので、連立方程式を解くと折り返しのない画像

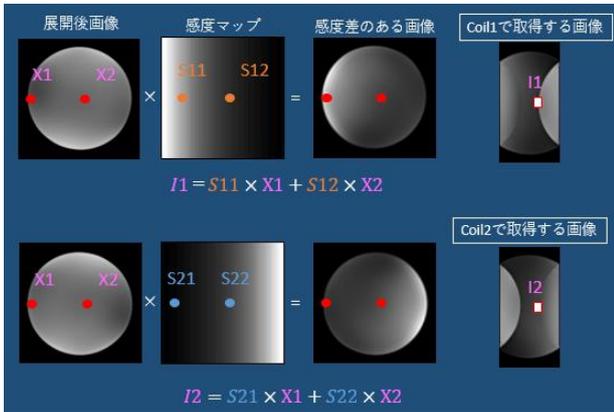


Fig.1 SENSE法の展開処理

の信号強度Xが求められる

SMASH法は、複数のコイルの空間感度差を利用し、一回の位相エンコードから複数の位相エンコードを作り出してk空間を充填する。

展開処理をFig.2に示す。従来の撮像法では傾斜磁場による位相エンコードによって位相変化を生じさせている(Fig.2左)。SMASH法は複数のコイルの感度分布を重み付けて合成することで、位相エンコードによって得られるプロフィールに相似した正弦波・余弦波の合成感度を作り出す(Fig.2右)。基準となる位相エンコードとコイルの合成感度を用いることで、複数の位相変化を計算によって取得することができる。

臨床現場ではSMASH法を改良したGRAPPA法が使用されている。GRAPPA法はコイルの感度分布を取得せずに、k空間中心部のデータを間引かず収集する(autocalibration signal ; ACS)。ACSのデータを利用してコイル毎の間引いたデータを充填する。

データ充填の例をFig.3に示す。例ではコイル1のACSのターゲットの信号を、異なるコイルを含む周囲のデータに“重み”づけて再現する。この重みを用いて、間引いたデータをその周囲のデータを組み合わせることで合成する。この操作はコイルごとに行われ、合成されたデータからコイルごとに画像が作成される。コイルごとの画像を合成することで折り返しのない画像を取得する。

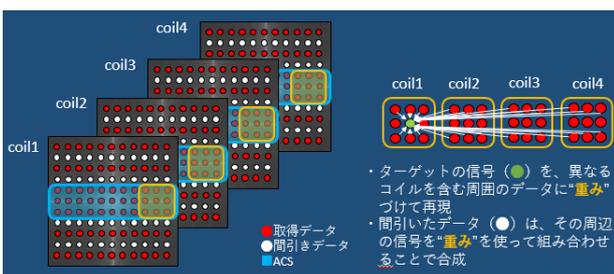


Fig.3 ACSと重みづけ

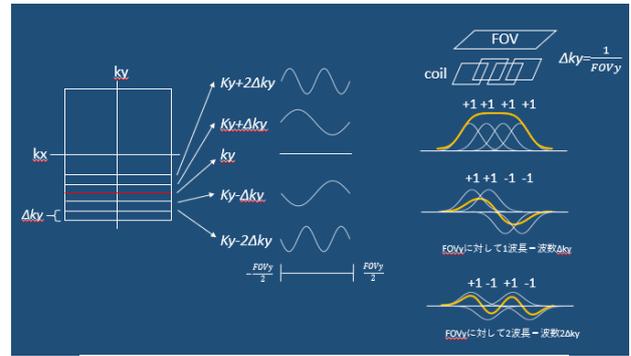


Fig.2 位相エンコードによる位相変化とコイルの合成感度

【画像特性】

パラレルイメージングの画像特性として、SNRの低下やリップアーチファクトの出現、磁化率アーチファクトの抑制効果などがある。

【SNR】

$$SNR_{parallel} = \frac{SNR_{conventional}}{g\sqrt{R}}$$

上式はパラレルイメージングを使用したときのSNRの算出式である。 $SNR_{parallel}$ がパラレルイメージング使用時のSNR、 $SNR_{conventional}$ がパラレルイメージング使用しないときのSNR、gはジオメトリファクターと呼ばれ、コイル配置に依存するパラメータであり、展開処理の不正確さによって増減し雑音に関係する。Rがリダクションファクターで、どれだけ高速化するか(位相エンコードの間引き率)を表す。

収集する位相エンコード数が少ないとSNRは低下するため、パラレルイメージングではRに応じてSNRが低下することになる。また、Rが大きいほど間引くデータが多くなり展開処理の不正確さが増すため、gは大きくなり雑音が増大する(Fig.4)。

結果として、パラレルイメージングでは間引いたデータによるSNRの低下よりも更にSNRが低下することになり、極端に大きなRの使用は現実的ではない。

【アーチファクト】

撮像対象に対してFOVが小さい場合やFOV外に信号源がある場合に、FOV外の像が画像内に移りこむアーチファクトが折り返しアーチファクトである。SENSE系のパラレルイメージングでは、画像が完全に展開することができなくなって、画像の中央部にアーチファクト(リップアーチファクト)が発生する(Fig.5)。

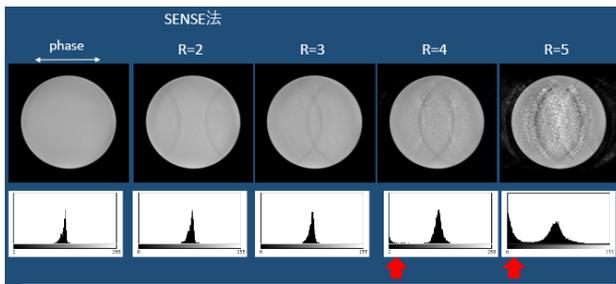


Fig.4 パラレルイメージングの雑音の空間分布

大きなFOVの設定や、位相方向のオーバーサンプリングを使用することでアーチファクトを回避可能であるが、大きなFOVの設定は分解能の低下を招き、オーバーサンプリングの使用は撮像時間の延長を伴うため、検査部位に適した撮像条件の設定が重要である。

【磁化率アーチファクト】

磁化率が異なる組織が隣接する部位で、磁場不均一のために信号低下や画像のゆがみが発生する。EPI法を使用したDWIでは頭蓋底や前頭洞付近に生じるため診断の妨げとなる。パラレルイメージングを使用すると、画像化のためのデータ収集数が減少することでTEを短く設定することが可能となり、磁化率の影響が抑制できる (Fig.6)。

【参考文献・図書】

- 1) 荒木 力；決定版 MRI 完全解説-第2版 秀潤社 2014
- 2) 室 伊三男 他編著；現場で役立つMRI読本 PILAR PRESS 2016
- 3) 金森勇雄、藤野明俊、丹羽政美、他編著；診療画像検査法 MRIの実践 基礎から読影まで 医療科学社 2011
- 4) MRI応用自在-第3版 高原太郎 他編著 MEDICAL VIEW 2013
- 5) MR画像のparallel imagingにおけるSNR測定法の標準化班；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 日本放射線技術学会雑誌 2008 第64巻 第8号
- 6) 町田好男；MRI高速撮像のためのイメージ処理：パラレルイメージング INNERVISION 2005 第20巻 第8号
- 7) Sodickson DK, Manning WJ；Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. Magn Reson Med 38(4):591-603, 1997
- 8) Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P; SENSE: Sensitivity encoding for fast MRI. Magn Reson Med 42:952-962, 1999
- 9) Anagha Deshmane, Vikas Gulani; Parallel MR Imaging. JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING 36:55-72, 2012

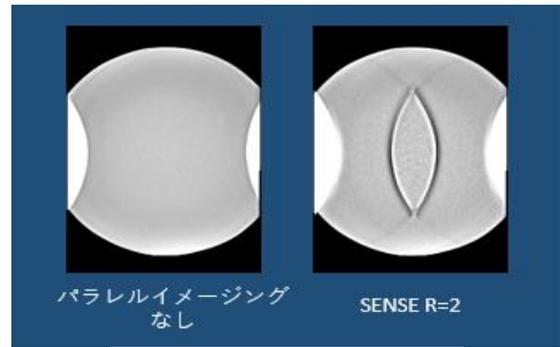


Fig.5 リップアーチファクト

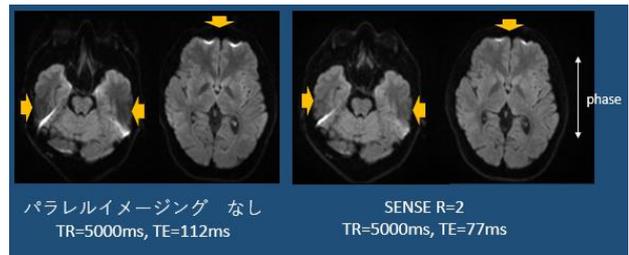


Fig.6 磁化率アーチファクト

【まとめ】

パラレルイメージングは位相エンコードを間引くことによって短時間で撮像が可能な技術であり、画像特性としてSNRの低下やリップアーチファクトの出現、磁化率アーチファクトへの影響などがある。広く臨床で用いられている技術であるので、これらの特徴をふまえて利用することが重要であると考えられる。

Parallel Imaging について考える(臨床編)

青森県立中央病院 放射線部 工藤 紫織

【はじめに】

Parallel Imaging は複数のコイルを使用し、k-spaceに充填するデータを間引くことで撮像時間の短縮を図る撮像法である。名称と詳細な補正処理方法は各装置メーカーによって異なり、当院ではGE社製装置を使用している。そこでSENSE系であるArray Spatial Sensitivity Encoding Technique(以下 ASSET)とSMASH系である Auto calibrating Reconstruction for Cartesian imaging(以下ARC)について、それぞれの特徴とメリット、デメリットを提示するとともに臨床での使い分けについて報告する。

【ASSETの特徴】

ASSETはk-spaceを間引いてスキャンし、折り返しを含む画像を作成後、Calibrationデータを元に折り返し画像を展開する方法である。主なメリットとして、撮像時間の短縮、空間分解能の向上とスライス枚数の増加、ETLの減少による効果が挙げられる。撮像時間の短縮により、呼吸や消化管に伴うモーションアーチファクトの低減や時間分解能の向上に繋がる(Fig.1)。ETLの減少による効果としては、EPI系の歪み軽減(Fig.2)、jカップリングや位相分散による影響を抑えることによる画像コントラストの改善、Blurring効果の抑制、高速傾斜磁場の反転による神経刺激や発熱の回避などが上げられる。デメリットとしては、加算回数が小さくなることによるSNRの低下、本スキャン前のCalibration Scan、小FOVの使用が困難である点が挙げられる。

【ARCの特徴】

ARCはk-spaceの中央部分の間引きをせず、そのデータを元に周辺の間引いたデータを逆算し、

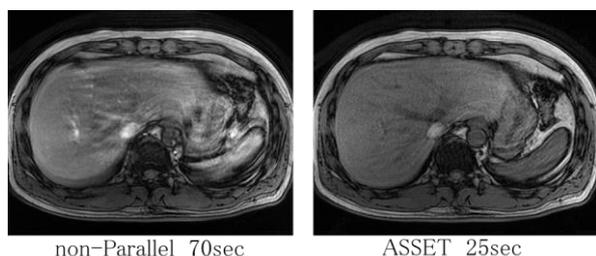


Fig.1 撮像時間短縮による Motion Artifact の低

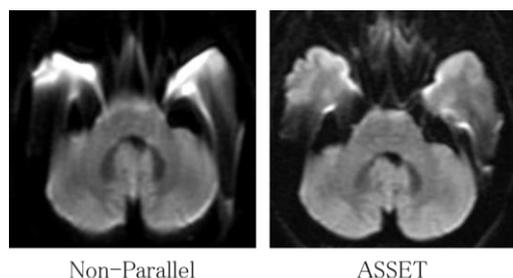


Fig.2 EPI-DWI 歪み軽減

コイル毎に作成された画像を合成する方法である。k-spaceを間引いて時間短縮を行う点はASSETと同じであるが、間引き方は均一ではない。ARCのメリットにはASSETで挙げたメリットが全て含まれる他、小FOVや、長方形FOV(Phase FOV)が使用可能、位相方向の折り返しアーチファクト防止機能である No Phase Wrap(以下NPW)の併用可、Calibrationが不要なことから動きや呼吸による補間ミスが無い(Fig.3)ことが挙げられる。また、3DスキャンにおいてSlice方向に適用することで更なる高速化も可能である。デメリットとしては、シーケンス、コイル、パラメータなどに制限がある点である。

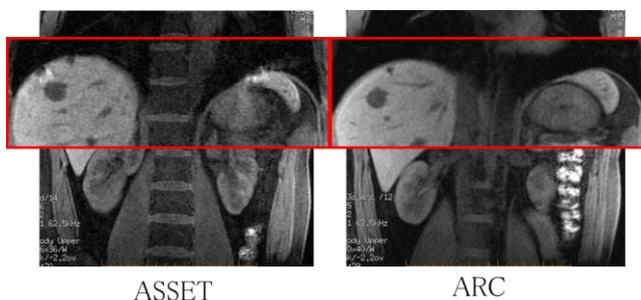


Fig.3 Calibration との位置ズレ

【ASSET vs. ARC】

前述の特徴を踏まえると、ARCに制限が無ければ臨床で使用するParallel Imagingは全てARCを使用した方が良いのかという結論に至る。そこで当院の protocolsを確認し、ARC使用可であるが敢えてASSETを使用している protocolsを検証した。検証 protocolsは頭部: MRA 3D TOFと、腹部: MRCP SSFSE Coronalである。

使用装置は GE 社製 3T 装置 Discovery MR750w(Ver.26)、使用コイルは頭部: 24ch Headコイル、腹部: 体幹部用 GEM Anterior Arrayコイルである。ASSETとARCのFactorを1~3まで変更し、ファントムスキャンとボランティアスキャンを行った。なお、腹部領域はARCとNPWを併用したものもスキャンした。

①頭部: 3D MRA TOF

ファントムスキャンでは、ASSET Factor=2(以下ASSET=2)とASSET=3、ARC=3でアーチファクトが発生した。結果を踏まえ、臨床と同範囲のボランティアスキャンをFactor=2と3で行ったところ、Factor=3でMRAの元画像の中央部分にアーチファクトが発生した。スキャン時間はASSET=2で5分、ARC=2で5分47秒、ASSET=3で3分29秒、ARC=3で4分12秒となり、ASSETの方がスキャン時間が短いという結果が得られた。MIP処理を行うと、元画像のアーチファクト部分の背景信号の

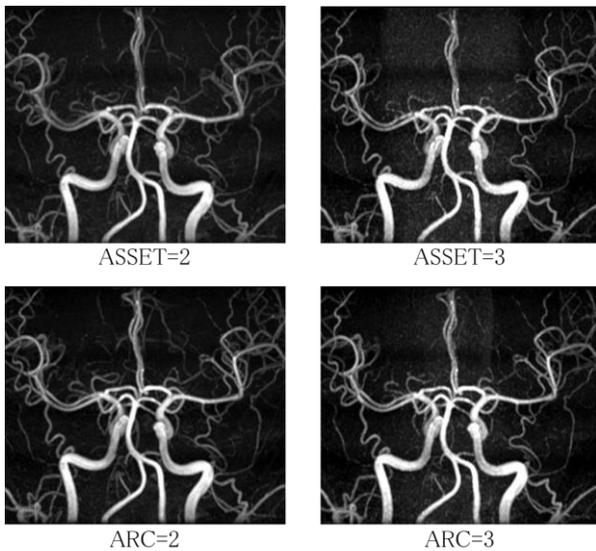


Fig.4 MRA 主要血管

上昇がみられたが、主要血管の描出は良好だった(Fig.4)。微小血管に注目すると、アーチファクト部分の描出能は低下しているがFactorの値によらずARCの方が微小血管が描出されていた(Fig.5)。当院では臨床においてASSET=2を使用している。

スキャン時間はARCの方が1slubあたり10秒ほど長くなるが、微小血管の描出能はARCの方が良い。そのため、3D-PCなどの他のシーケンスをスキャンする時間はないが、微小血管も捉えた方が好ましい場合にはARCの設定も考慮出来る。頭部サイズによってはPhase FOVを使用しスキャン時間の短縮も可能であった。

②腹部:MRCP SSFSE Coronal

ASSET=1はNPWと同じ効果が得られ、それ以外では折り返りや展開エラーが発生する可能性がある。特にSSFSEの場合はARCにNPWを併用すると画像がボケる。

ファントムスキャンの結果、ASSET=1以外ではPhase方向にアーチファクトが発生し、NPW併用はボケが強い画像が得られた。ARC=2とARC=3、およびARC=3のNPW併用でボケが少ない画像が得られた。そこで、臨床で使用しているASSET=1と上記3つの条件でボランティアスキャンを行った。

ボランティアスキャンの結果、Factorを上げるとファントムスキャンでは目立たなかったざらつきが大きくなった。視覚評価ではARC=2の画像がボケが少なく、コントラストが良いという結果が得られたが、折り返りが出現した。また、ARC=3のNPW併用画像とASSET=1の画像を比較すると、ASSET=1の方が膵管の描出能が良いという結果

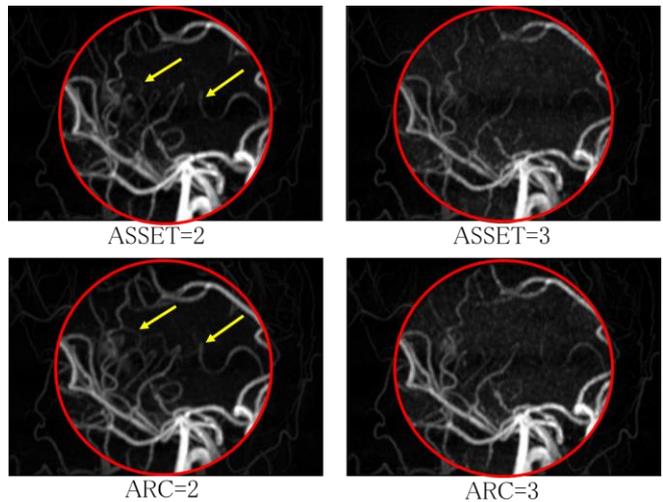


Fig.5 MRA 微小血管

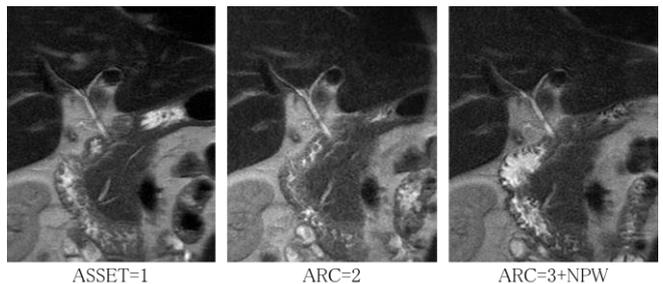


Fig.6 膵管の描出能の比較

が得られた(Fig.6)。当院では臨床においてASSET=1を使用している。

【まとめ】

ASSETとARCの特徴から、使用可能であればどのシーケンスもARCを推奨する。しかし、Coronalは部位によってASSETとARCの使い分けが必要である。頭部や副鼻腔、頸部はFOV外に折り返るものが無い場合が多い為ARCを、体幹部は腕の折り返りを考慮し、ASSET=1かARCのNPW併用を使用すると良い。また、撮像範囲に腕が入らないよう挙上させる、胸の上に乗せるなどの対策をすると、NPWを外すことが出来る。

ルーチン撮影のプロトコルの作成は可能だが、身体のあらゆる部位や病変部に合わせたプロトコルを予め作成しておくことは難しい。そのため、似たような部位やFOVのプロトコルを使用し、検査中適宜パラメータを変更していくが、その中でどのParallel Imagingが最適なのかを理解しておかなければならない。

検査内容や患者状態に合わせてParallel Imagingを使いこなし、有用な画像と苦痛の少ない検査を提供出来るよう、我々放射線技師は意識していく必要がある。

【参考文献・図書】

- 1) MRI応用自在-第3版 高原太郎 他編著 MEDICAL VIEW 2013
- 2) 決定版 MRI 完全解説-第2版 荒木 力 秀潤社 2014