

オープンMRI Apertoの 頭部パラレルイメージングの開発

Development of Head Parallel Imaging on Open MRI Aperto

瀧澤 将宏¹⁾ Masahiro Takizawa 望月 博幸²⁾ Hiroyuki Mochizuki 下田 隆秀³⁾ Takahide Shimoda
立花 美紀⁴⁾ Miki Tachibana 野中 正幸³⁾ Masayuki Nonaka 川崎 真司³⁾ Shinji Kawasaki
高橋 哲彦¹⁾ Tetsuhiko Takahashi 竹内 博幸³⁾ Hiroyuki Takeuchi

¹⁾ 株式会社日立メディコ 技術研究所
²⁾ 株式会社日立メディコ ソフト開発本部
³⁾ 株式会社日立メディコ MRIシステム本部
⁴⁾ 株式会社日立メディコ アプリケーショングループ

MRIの撮影を高速化する手法として、パラレルイメージング(RAPID)がある。RAPID(Rapid Acquisition through a Parallel Imaging Design)は、複数のRF受信コイルを用い、取得データを間引いて撮影を高速化する。RAPIDでは、データ間引きによって生じる折り返しアーチファクトを、RF受信コイルの感度分布の差を利用して展開する。今回、オープンMRI装置Apertoにおいて、RAPID用RF受信コイルや再構成アルゴリズムを開発し、頭部RAPIDを実現した。

Parallel imaging (RAPID) accelerates imaging on MRI. RAPID uses multiple RF receiving coils, reduces the amount of acquisition data and accelerates imaging. RAPID unfolds folding artifact due to reducing the data amount with using sensitivity distribution of each RF coil. In this report we developed dedicated RF receiving coil and image reconstruction algorithm. Thus we realized a head RAPID on Aperto .

Key Words: Open MRI, Parallel imaging

1. はじめに

近年、複数のRF受信コイル(MAC: Multiple Array Coil)を用いた高速撮影法 - パラレルイメージング - の開発と臨床適用が進んでいる¹⁾⁻³⁾。パラレルイメージングの普及は、トンネル型MRIで先行しているが、原理的にオープンMRIにも適用できる。たとえば、われわれはオープンMRIで心臓用RAPIDを開発している⁴⁾⁻⁶⁾。

日立メディコの汎用オープンMRI、Aperto (図1)は、永久磁石方式の世界最高磁場オープンMRIであり、シングルピラー構造および広い開口高さによる開放性と、高い傾斜磁場性能を兼ね備えており、シングルショット拡散強調(DW)撮影をはじめとする高い撮影基本性能を有する⁷⁾。オープンMRIは、一般の臨床診断以外にも、その開口部の広さからインターベンショナル/イントラオペラティブMRIなどに適用できる。

このような汎用オープンMRIにおいて、パラレルイメージングの搭載が望まれていた。そこで今回、Apertoにて頭部RAPIDを実現した。



図1: オープンMRI (Aperto) の外観

シングルピラー型の独創的なデザイン、開口高さ38cm、最大傾斜磁場強度22mT/m、最大スリューレート55T/m/sを有し、シングルショットDWIやBASGシーケンスによる心臓撮影など、高機能撮影が可能な高性能オープンMRI。

2. パラレルイメージング：RF 受信コイルの設計

オープンMRIにおけるパラレルイメージングに関しては、文献4)で紹介済みなため、本稿では概要を説明する。図2は、トンネル型MRI(a)とハンバーガータイプのオープンMRI(b)の構成を模式的に示したものである。静磁場の方向に着目すると、磁石の構成が異なるため、トンネル型MRIでは水平(横)方向であるが、オープンMRIでは垂直(縦)方向となる。この静磁場方向の違いにより、使用するRF 受信コイルの形状が異なり、オープンMRIに最適化したコイル開発が必要である。

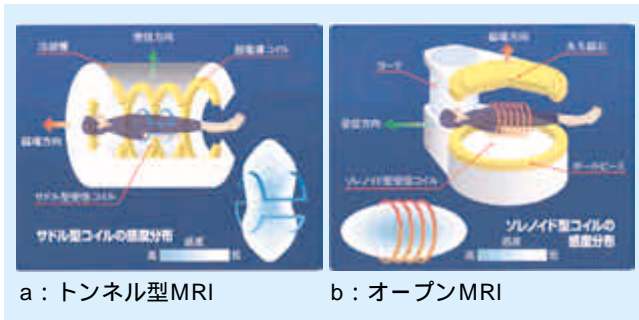


図2：磁場方向と受信方向の違い

また、パラレルイメージングでは、使用するRF 受信コイルの感度分布が画像に大きく影響するため、専用コイルの設計が重要である。パラレルイメージングの信号雑音比(SNR: Signal to Noise Ratio)は、MAC撮影に対して、

$$SNR_{Parallel} = \frac{SNR_{MAC}}{g \cdot R} \quad (1)$$

と表すことができる。ここで、Rはパラレルイメージングの倍速数、gはg-ファクタである。

g-ファクタはコイルの形状によって変化する値であり、理想的にはg=1が望ましい。われわれは、RF 受信コイル開発に、生体負荷を加味したRF コイルシミュレータを用い⁸⁾、最適な形状(すなわちg=1)を探索した。表1は今回開発した頭部用RAPIDコイルの設計指針であり、MACとして使用した場合も、従来型受信コイル(QDコイル)と同等以上の性能を有することを目標とした。このようにすることで、臨床適用時にRAPIDの使用/未使用に関わらず、受信コイルを取り換える必要がなく操作性が向上する。図3に今回開発した頭部用4チャンネルRAPIDコイルの外観を示す。本コイルでは、頭部臨床撮影で最も多いTRS断面撮影において、A-P/R-L(Anterior-Posterior/Right-Left)両方向のRAPIDが安定して行える。また、本コイルはコイル近傍の感度が高いため、頭部TOF撮影において、QDコイルと比べ末梢血管の描出が向上している(図4)。

表1：頭部用RAPIDコイルの設計指針

項目	目標
MAC時のSNR	頭部用QDコイルとほぼ同等のSNR
2倍速RAPID時のSNR	MAC時の1/2倍
画像均一度	各断面において50%以上

$$\text{均一度} = \left[1 - \frac{\text{画像最大値} - \text{画像最小値}}{\text{画像最大値} + \text{画像最小値}} \right] \times 100$$



図3：頭部用RAPIDコイルの外観

4つのアレイコイルを組み合わせ、MAC撮影時の性能はQDコイルと同等、RAPIDはA-P/R-Lの方向に可能となる構造。

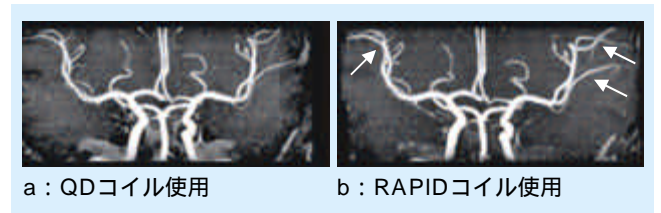


図4：3D-TOF画像の比較(健康者、MIP表示)

RAPIDコイルでは、コイル近傍の感度が高いため、末梢血管(図中矢印)の描出能が向上している。

3. シェーディング補正アルゴリズム

パラレルイメージングでは、画像再構成時に画像の折り返しを安定的に除去できるよう各RF 受信コイルの感度分布を、チャンネル毎に異なる設定で設計する。このため画像に強い

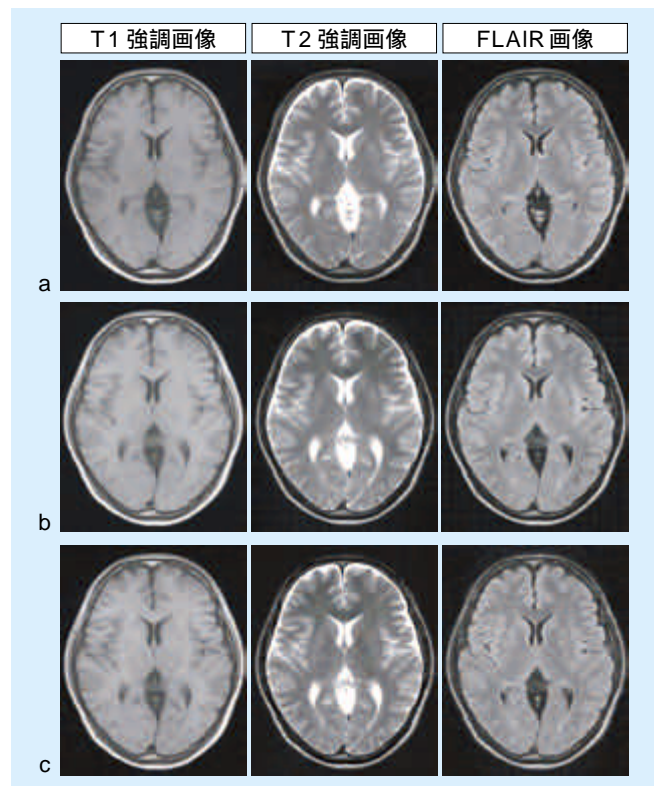


図5：頭部撮影結果の比較(健康者)

a：QDコイル撮影
b：RAPIDコイルによるMAC撮影
c：1.5倍速のRAPID撮影

シェーディングが発生する。トンネル型MRIでのパラレルイメージングでは、比較的感度分布の様な送受信兼用コイルを利用してシェーディングの発生を抑制している。

一方、われわれは画像からシェーディングを検出・演算し補正するアルゴリズムを開発した。これにより、信号処理のみで従来コイルと同等のコントラストの画像を取得できた。図5はQDコイルおよび開発したRAPIDコイルを用いた健常者の撮影例であり、T1強調画像、T2強調画像、FLAIR画像をそれぞれ示した。図5(a)のQDコイル撮影、(b)のMAC撮影の比較から、RAPID用コイルはQDコイル使用時と同等のコントラストを得られることがわかる。また、図5(c)は1.5倍速RAPIDの結果であり、撮影時間を短縮して同様のコントラストの画像を取得できる。

4. RAPID用画像再構成：感度分布取得方法

図6は、RAPIDの画像再構成を模式的に示したものである。位相エンコードを等間隔に間引いて取得した間引き計測データには、画像に折り返しが生じる。RAPIDでは、各RF受信コイルで取得した感度分布算出用データからコイル毎の感度分布を作成し、この感度分布を用いて画像の折り返しを除去し、最後にシェーディング補正を行い結果画像を得る。

感度分布算出用のデータは、本計測とは別に付加的に取得するので、この取得時間を可能な限り短くすることが必要である。そこでRAPIDでは、感度分布算出用のデータ取得方法として、前計測時に取得するPCM(Prescan Calibration Mode)と本計測データ中に併せて取得するSCM(Self Calibration Mode)の2通りを開発した。図7に2倍速RAPIDにおける感度分布取得方法の例を示す。図7(a)の通常撮影と比べ、図7(b)のPCMのRAPIDでは、検査の最初に感度分布取得のための前計測を行っておき、後に続く本計測(Scan A、B、...)の折り返し除去に使用する。この場合、本計測ではRAPIDの倍速数だけデータを間引いて計測できるので、撮影時間の短縮効果が大きい。

この方法は、被検体が動かない頭部撮影や同一断面を数々のシーケンスで撮影する場合に適する。一方、図7(c)のSCM

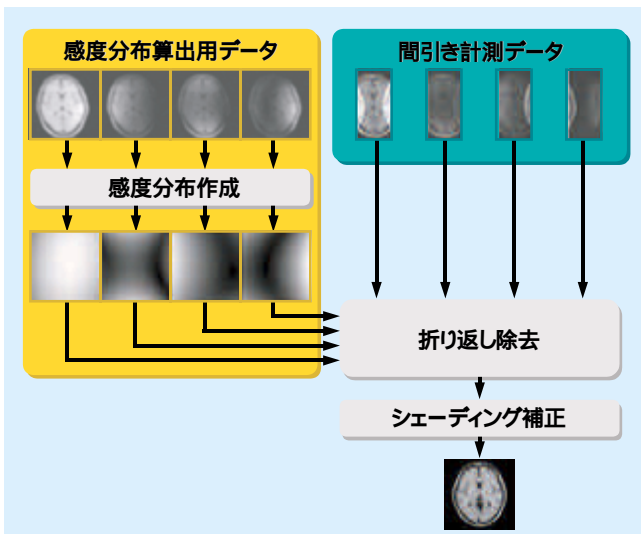


図6：RAPID再構成処理

のRAPIDは、本計測中に感度分布用のデータを併せて取得する。SCMで取得した計測データは、図7(d)に示すように、計測空間の低空間周波数領域のデータと、位相エンコードステップが等間隔な位置のデータとを選択し、それぞれ感度分布計算用データと間引き計測データとに分割する。この方法は、PCMの場合と比較して本計測の計測時間が若干延長するが、スキャン間で撮影断面が変わる場合や撮影スライス数が多い場合、または心臓⁴⁾⁵⁾など呼吸の影響が大きい部位の撮影に効果がある。RAPIDでは、目的に応じてこれら2通りの手法を使い分ける。

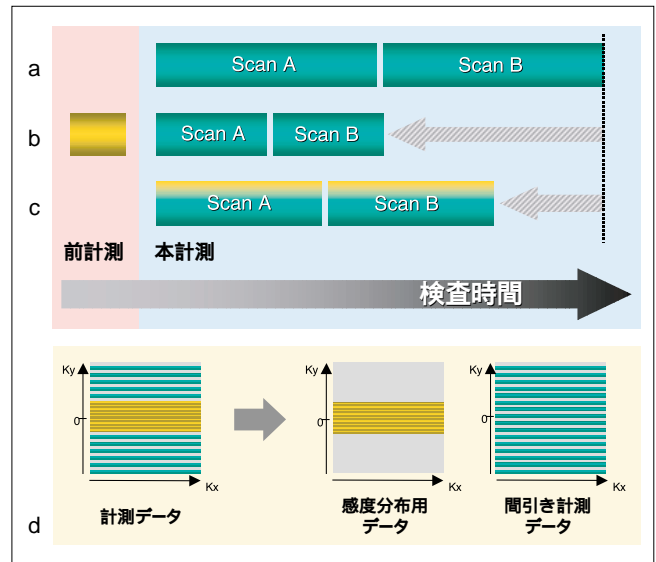


図7：感度分布取得方法

- a：通常(MAC)撮影の場合。
- b：PCMのRAPIDでは、前計測時に感度分布計算用データを取得するため、本計測データ計測時間を短く設定可能。
- c：SCMのRAPIDでは、本計測中に感度分布取得用データを併せて取得するため、PCMと比較して本計測計測時間は延長するが、体動の多い領域や、撮影断面を撮影毎に変える場合に有効である。
- d：SCMで取得したデータの分割を示す。計測空間の低空間周波数領域のデータを抜き出して感度分布用データとし、位相エンコードステップが等間隔の位置に有るデータを抜き出して間引き計測データとする。

5. EPI(Echo Planar Imaging)での歪み低減効果

マルチエコータイプのシーケンスであるEPIは、シングルエコータイプのシーケンスと大きく異なる特長を持つ。図8(a)はDW-EPIシーケンス図であり、図8(b)(c)はEPIのエコー信号の減衰を模式的に示したものである。エコー番号が増加するとT2*減衰により信号強度が減衰するため、SNRが低下し画像にBlurringアーチファクトが生じる。図8(c)はRAPIDの適用によりエコー数を減らした場合でありSNRやBlurringアーチファクトが改善する。また、EPIでは生体の磁化率変化の影響で、画像に歪みが生じることが知られている。この画像歪みの大きさは、RF励起後の経過時間とともに増加するエコー信号の位相回転量と計測空間のエコー配置間隔の関係で決まる。RAPIDを適用すると、計測空間を間引いて取得する(すなわち、計測空間のエコー配置間隔を広く取得する)

ため、画像歪みが減少する。

図9はシングルショットEPI(左、中)/シングルショットDW-EPI(右)の撮影例であり、図9(a)(b)はそれぞれMAC撮影、1.5倍速RAPIDの結果を示した。図9(左)は脳基底核を含む断面のシングルショットEPI画像である。MAC撮影(a)でも歪みがほとんど無いが、RAPIDの適用により(b)、さらにBlurringアーチファクトが改善するとともに、取得するエ

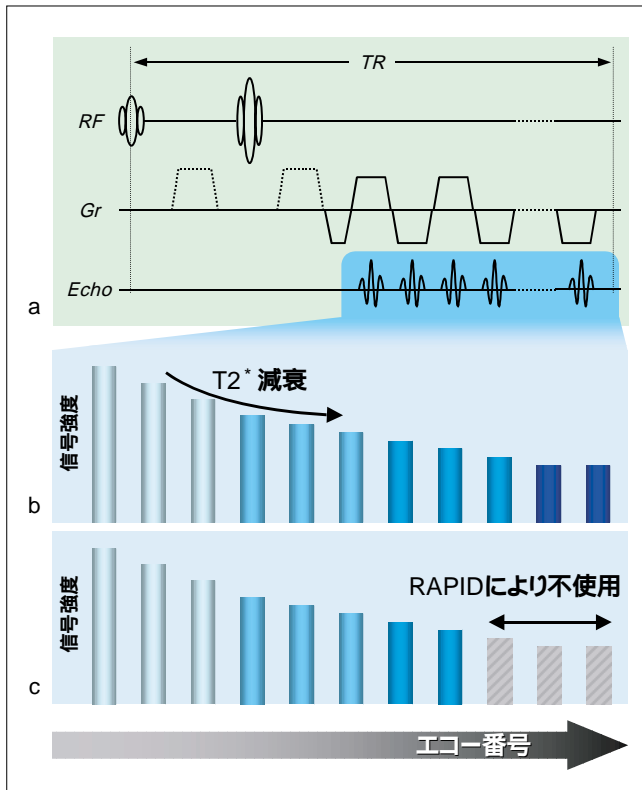


図8 : DW-EPIシーケンスとエコー信号の減衰
a : DW-EPIのシーケンス図(RF、Gr、Echoのみを示す)
b : 通常撮影の場合のエコー信号の減衰。
c : 1.5倍速のRAPIDを適用した場合。

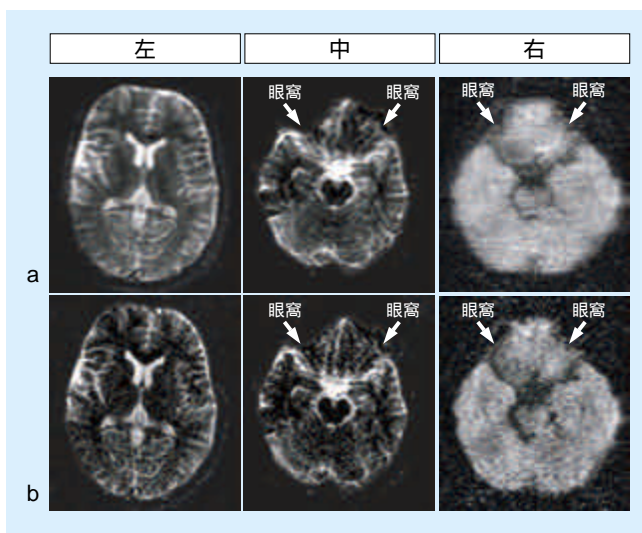


図9 : EPIへの適用結果(健常者)
左、中、右いずれも a. MAC撮影 b. 1.5倍速のRAPID適用
左 : 脳基底核を含む断面のシングルショットEPI画像。
中 : 眼窩を含む断面のシングルショットEPI画像。
右 : 眼窩を含む断面のDW-EPI画像。

コー数が低減できるので、同じ撮影時間でより多くのマルチスライスの撮影ができる。図9(中)は、眼窩を含む断面のシングルショットEPI画像であり、高磁場MRIと比べMAC撮影(a)でもすでに画像歪が少ないが、RAPIDの適用により(b)、さらにBlurringアーチファクトと歪みが改善した。また、図9(右)のDW-EPI画像もシングルショットEPIと同様にBlurringアーチファクトと歪みの少ない画像が得られ、これにより眼窩を含む断面でも梗塞の診断が容易になると期待される。以上の結果、RAPIDによりEPIの画質が改善することが確認できた。

6 . まとめ

今回、Apertoでの頭部RAPIDを開発した。RAPIDの適用により、撮影時間の短縮、アーチファクトの低減などができる。今後は、頭部以外の部位についても、RAPIDを適用するための開発を継続する予定である。

Apertoは株式会社日立メディコの登録商標です。

参考文献

- 1) Ra JB, et al : Fast imaging using sub-encoding data sets from multiple detectors. Magn Reson Med 30 : 142-145, 1993.
- 2) Pruessmann KP, et al: SENSE: Sensitivity encoding for fast MRI. Magn Reson Med 42 : 952-962, 1999.
- 3) Sodickson DK, et al : Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH) : fast imaging with radiofrequency coil arrays, Magn Reson Med 38 : 591-603, 1997.
- 4) 高橋哲彦, ほか : オープンMRI装置における新技術開発. MEDIX, 39 : 40-44, 2003.
- 5) 瀧澤将宏, ほか : 0.7TオープンMRIによるパラレルイメージング. 映像情報, 35(1) : 36-41, 2003.
- 6) Takizawa M, et al: Cardiac cine parallel imaging on an open 0.7T MRI apparatus. 20th Annual Meeting ESM-RMB : 428, 2003.
- 7) 吉野仁志, ほか : 永久磁石オープンMRI Apertoの開発. MEDIX, 37 : 29-34, 2002.
- 8) Taniguchi Y, et al : A computer simulator for designing receiver-coil arrays for parallel MRI. Proc. 10th Scientific Meeting ISMRM : 862, 2002.