

2. 励起パルスデザイン

— 局所励起とマルチバンド技術の原理と技術開発の動向

村田 勝俊

シーメンスヘルスケア(株) ダイアグノスティックイメージング事業本部MRリサーチ&コラボレーション部

MRIにおいて、撮像シーケンスは画像コントラストや撮像時間を決定する根幹技術である。励起パルス(以下、RF)は、撮像シーケンスを構成する基本要素であり、RFデザインを工夫することにより、撮像シーケンスの可能性を広げることができる。昨今、特殊なRFを応用した撮像シーケンスが臨床機でも使用可能になっているが、ここではその応用例である局所励起とマルチバンド技術の原理について紹介する。

局所励起法のRF

通常の二次元MRIでは、スライス選択方向に傾斜磁場をかけることで、空間的に線形なスピンの共鳴周波数分布を形成し、スライス位置に相当する周波数のRFを印加することによりスライス選択が行われている。この場合、スライス選択方向にのみ局所的にスピンの励起され、スライス面内ではスピンはすべて同じフリップ角で倒れることになる。局所励起法は、スライス方向だけでなく、スライス面内にも局所的にスピンを励起する技術である¹⁾。局所励起法のRFを使用して、スライス面内において位相方向に局所的にスピンを励起すれば、位相方向に小さいFOVを設定しても折り返しアーチファクトが発生しないため、空間分解能を低下させずに位相エンコード数を減らすことができる。例えば、拡散強調画像(DWI)で広く使用されているエコープラナー法(以下、EPI)に局所励起法を適用すれば、局所磁場の不均一

性によって読み取り時間内に発生する位相分散を抑えることができるため、画像の歪みを小さくすることが可能となる(図1)。

以下、簡単な例として、位相エンコード、スライス選択、各方向に矩形の局所励起が行われる過程を説明する。二次元MRIと同様、局所励起でもスライス方向の局所化はスライス選択グラディエントをかけ、励起すべき場所の共鳴周波数に対応したRFを印加する。ここで矩形のフーリエ変換である sinc 関数のパルスを使用することにより、スライスプロファイルは矩形となる。一方、局所励起と通常のRFとの大きな違いは、励起パルスを細分化し、細分化したRFごとにスライス選択グラディエントの極性を変化させ、RF-スライス選択グラディエン

ト対の間にブリップグラディエントをかけることである。RF-スライス選択グラディエント対印加後のブリップグラディエントは、スライス面内のRF印加後のスピンの位相を変化させる。結果として、次のRFをかけた際に、ある場所のスピンはより倒れこんで横磁化となり、ある場所のスピンは縦磁化方向に戻されることになる。ここで、細分化されたRFの包絡線を sinc 関数にすることにより、撮像面内のスピンは位相方向にも矩形に励起されることになる。この過程は、EPIのエコー発生現象と対比して考えるとわかりやすいかもしれない(図2)。局所励起のシーケンスチャートにおけるスライス選択、位相エンコードが、EPIのシーケンスチャートのリードアウト、位相グラディエントに対応している。この

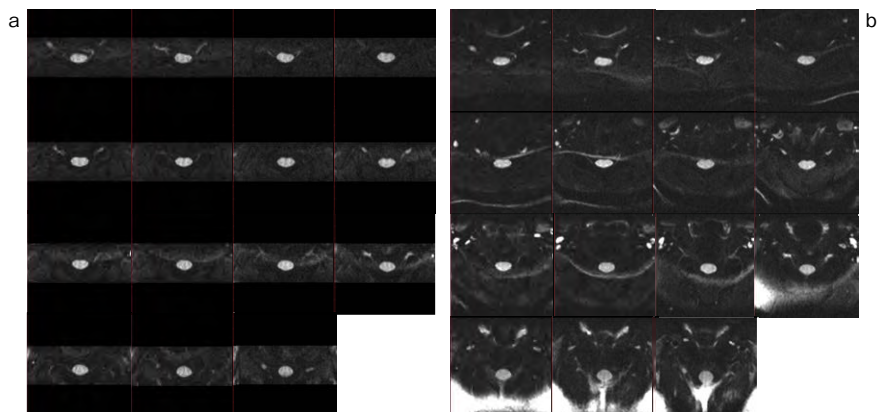


図1 頸部に局所励起DWI-EPIを応用した例 (b = 1000, trace 画像)

aは局所励起法、bは同一ボクセルサイズで撮像した通常のDWI。局所励起では、折り返しアーチファクトの回避だけでなく、位相方向のマトリックスサイズを減らすことができるため、TE短縮、歪みの軽減なども期待できる。