

2. MSDE

— 臨床応用の拡大に向けた改良と
臨床応用の実際

小原 真 (株) フィリップスエレクトロニクスジャパン MR クリニカルサイエンス

血流信号抑制技術, black blood imaging (以下, BBI) と呼ばれる手法は, MRI が有するユニークな撮像技術の一つである。BBIの主な目的は, 高信号として描出される血流信号を抑制することで, 目的とする組織の病的変化をより明瞭に描出することである。例えば, 急性期心筋梗塞による浮腫に伴う心筋の信号変化や, 動脈硬化性変化に伴う頸動脈血管壁の信号変化に対する検出感度が高いことが知られている。

BBIにはいくつかの手法が存在するが, なかでも広く臨床で用いられている手法が, ダブル反転パルス法 (double-inversion recovery : DIR) である¹⁾。この手法は, 高いコントラストと信号雑音比 (以下, SNR) を有し, 臨床的有用性が確立されている。しかし, 撮像時間の短縮と撮像可能な空間領域の大きさに限界があることから, 臨床応用の範囲が限られてきた。この制限を打破するアプローチの一つが, 最近報告された motion-sensitized driven-equilibrium (以下, MSDE) と呼ばれる手法である^{2),3)}。本稿では, MSDEの血流信号抑制原理, 応用範囲を広げるための改良型デザイン, 実際の臨床応用例を, すでに発表された報告を含めて紹介する。

MSDE 基本原理

1. 基本シーケンスデザイン

MSDEは, 拡散強調撮像 (diffusion weighted imaging : DWI) シーケンスをプリパルスに用いて血流信号を抑制す

る新しいBBIとして報告された³⁾。図1に, MSDEのシーケンスデザインを示す。SEパルス系列にSTG (Stejskal-Tanner gradient) パルスが組み込まれており, 最後に -90° パルスを印加して横磁化を縦磁化成分に戻した後に, データ収集シーケンスがスタートする。DWIが秒間 $10\mu\text{m}$, intra voxel incoherent motion (IVIM) などの perfusion-weighted imaging (PWI) が $100\mu\text{m}$ オーダの水分子の移動を標的としているのに対して, MSDEが標的とするスピンの移動は秒間 1cm のオーダであるため, 撮像に用いられる b 値も $3\sim 10\text{s}/\text{mm}^2$ 程度と, DWIに比べて低い。また, MSDEの信号変化は, 拡散とは異なるメカニズムであるため, 傾斜磁場パルスの指標に b 値ではなく, m_1 や velocity encoding (以下, VENC) ($= \pi / \gamma / m_1$) を使うケースもある (γ : 磁気回転比, m_1 : 傾斜磁場パルスの一次モーメント)。

2. 血流信号抑制原理

図2に, MSDEによる血流信号抑制原理を示す。MSDE印加前は, 血管内のスピンの位相はコヒーレントな状態となる (図2 a)。ここで, 血流を一般的な層流モデルと考えると, スピンはその位置によって異なる速度ベクトルを持

(図2 b) ため, MSDEを印加すると, スピンの速度に応じたインコヒーレントな位相シフト (位相分散) が生じる (図2 c)。MSDEは, ボクセル内に位相分散が生じるような VENC を用いて, 血流などの動いている組織信号を抑制する技術である。従来の DIR と異なり, 血流の信号抑制原理が血液の流入流出効果に依存しないことから, 広範囲の撮像に有利となる。

iMSDE

図1に示す従来型 MSDE シーケンスは, 静磁場 (B_0) および照射 RF 磁場 (B_1) の不均一と渦電流の影響により, 信号の不均一が発生しやすいという課題がある。この課題克服のために, 図3に示す改良型シーケンスである improved MSDE (以下, iMSDE) が開発されている^{4),5)}。励起プロファイルの均一性を高めるために, RF の位相角を対にして B_0 , B_1 の影響を受けにくくした MLEV デザインを採用し, 渦電流の影響を抑制するために傾斜磁場一つひとつの印加時間を短くしたバイポーラ型傾斜磁場パルスを使用している。また, 90° パルスの前には, 渦電流の影響の抑制効果を高めるためのプレパレーション傾斜磁場も印

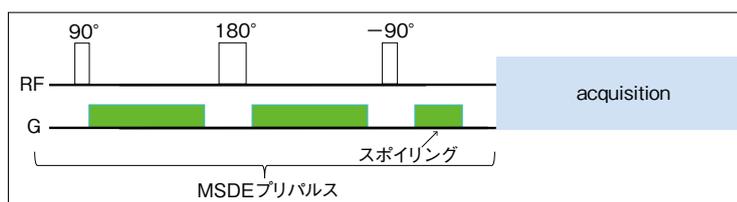


図1 MSDE シーケンスデザイン