#### 「Spin Echo 法の基礎」

GE ヘルスケア・ジャパン株式会社 MR 営業推進部 平田 直樹

#### はじめに

Spin Echo 法は Gradient Echo 法と並び、MR を理解する上で重要な基礎原理である。今回は Spin Echo およびその発展型である Fast Spin Echo (FSE)、Fast Recovery Fast Spin Echo (FRFSE) について解説する。

#### Spin Echo 法

Spin Echo シーケンスは、90° RFパルスを印可後、ある程度の時間をおいて180° RFパルスを印可することでSpin Echo 信号を収集するシーケンスである。スライス選択傾斜磁場と同時に90°パルスを印可すると、プロトンは XY 平面に倒れるが同時に位相分散が始まる。このプロトンを反転し、コントラストを得たいエコータイム(TE)でプロトンが収束するようにするのが180°パルスである。TEにおける信号が最大となるよう、180°パルスは TE/2 の時間において印可される(図1)。

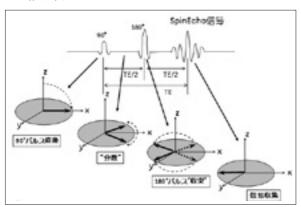


図 1. Spin Echo による信号収集の様子

Spin Echo シーケンスでは1回の励起でKスペースの位相方向1回分のデータが埋められる。もし位相マトリクスサイズ256のT2強調画像を撮像す

る場合、256回のデータ収集が必要となる(図2)。

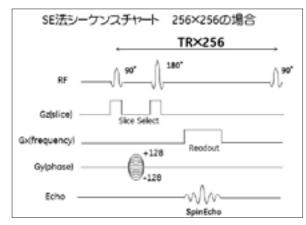


図2. Spin Echo のシーケンスチャート

仮に TR が 4000ms とすると、撮像時間は 17 分となる。実際のスキャンでは S/N 比を向上させるため複数の加算 (NEX) を行うことが多いため、撮像時間は非常に長くなる (図 3)。



図 3. Spin Echo の撮像時間

#### Fast Spin Echo 法

撮像時間の問題を克服したのが Fast Spin Echo (FSE) 法である。FSE 法では、1回の励起で複数のエコーの収集が可能である。この複数のエコーをエコートレイン (ETL) という。90°パルス励起後複数の180°パルスが与えられ、そ

· 込A 書X

の都度エコーを収集する(図 4)。エコーの収集のタイミングが異なるため複数の TE によるデータが K スペースに埋められるが、得たいコントラストの TE となるエコー(Effective TE、実行 TE)を K スペースの中心に配置し画像を作成する。 仮に T2 強調画像の場合、100 ms 前後のエコーを K スペースの中心に配置することになる。

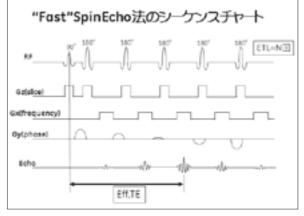


図 4. Fast Spin Echo 法のシーケンスチャート

FSE 法では撮像時間を大幅に短縮することが可能である。1 度に複数のエコーを収集するため、SE 法のスキャン時間を ETL で割った値が FSE 法のスキャン時間となる(図 5)。図 3 と同じ位相マトリクスサイズ 256、TR4000ms の T2 強調画像を撮像する場合、仮に ETL の数を 8 に設定すると撮像時間は約 2 分となる。SE 法の 17 分と比べると 8 分の 1 の時間で撮像可能となり、臨床で実用可能な撮像時間となる。

# 撮像時間 (SE v.s. FastSE) • SE法 Scan Time = TR×Phase Matrix×NEX • "Fast"SE法 Scan Time = TR×Phase Matrix×NEX ETL ETLの効果によってスキャン時間の短縮を実現

図 5. SE 法と FSE 法の撮像時間の比較

#### MT 効果

FSE 法は撮像の高速化において非常に有用な テクニックであるが、いくつか注意点も存在す る。 その1つが MT (Magnetization Transfer) 効果である。FSE においては短時間に多数の 180° パルスを印加する。すると結合水を含めた広い周 波数領域のプロトンを励起することになり、MT 効果を生じる(図6)。また多スライスの時には 別のスライスで印加した 180° パルスがオフレゾ ナンスとして働くため、MT 効果が生じる。MT 効果の強い組織(脳実質、肝臓、筋肉、腫瘍)な どは信号の低下が生じて、コントラストが低下す る。これに比べて自由水の多い組織、脳脊髄液や のう胞などは MT 効果が働かないため、これら の信号は上昇する。このため、通常の SE に比べ て、FSE では脂肪や、脳脊髄液の信号が上昇し て、組織コントラストは低下する。

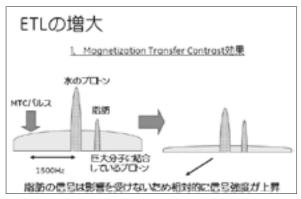


図 6. Magnetization Transfer 効果

#### T2 フィルター効果

ETLの増大によって、画像にブラーリング、すなわち画像にボケが生じる。FSE 法では1回の励起パルスにおいて複数のエコーが収集されるため、Kスペース上に埋められる各データにはTEの異なる信号が混在する形になる。データ収集中にもT2緩和は起こっているため、各TEのエコー信号に含まれる各組識の信号強度は変化する。ETLの数が多い方が最初のエコーと最後のエコーとの間にT2緩和によってできる信号強度

の差が大きく異なる。FSE は同一内に信号強度の異なる信号が含まれていることになるため、画像化した際にボケとして観察される。これをT2フィルター効果という。ボケの度合いについは各組織の持っているT2値によって異なる。T2値の短い組織は信号強度の落差が激しくなるためETL延長によって見られるボケの度合いは大きくなる。これに対して水のようにT2値の長いものは同じETLの変化によっても信号強度の落差が小さくてすむためボケの度合いは小さくなる。

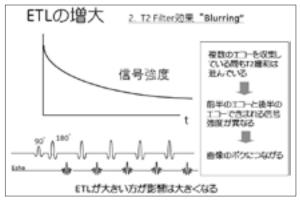


図7. T2フィルター効果

#### Jカップリング

Jカップリングは、電子雲の歪みにより生じる2つの核スピンの相互作用である(図 8)。Jカップリングでは同じ分子でもその相互作用によって周波数が異なるが、脂肪の場合は5~20Hzである(図 8)。これをJ定数と呼ぶ。仮に双方のスピンの周波数が20Hz 異なる場合、25ms毎に逆位相となり、5Hzの場合には100ms毎に逆位相となる。よってSE法の場合、TEが25ms~100msの範囲にある場合に脂肪信号が低下する現象が見られる。ただしこのJカップリングによる相互作用は、180°パルスがJ定数よりも短い間隔で照射される場合には相互にスピン状態を認識されないため起こらない。FSE法では180°パルスの照射間隔は脂肪のJ定数よりも短いため、脂肪の信号が低下しない(図 8)。

このように FSE 法では SE 法には見られない

特性があるため、その特性を理解してシーケンス を使用する必要がある。

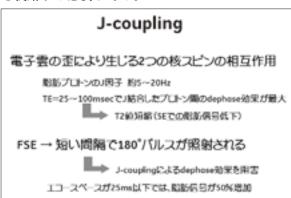


図8. J-カップリング

#### Fast Recovery Fast Spin Echo 法

Fast Recovery Fast Spin Echo(FRFSE) 法はFSEのデータ収集に続き、-90°パルスを与えることで緩和しきれていない横磁化の成分を強制的に縦磁化に戻し、縦磁化の回復を早めるシーケンスである(図 9)。これによりFSE より短いTR での水・CSF など長いT2 値を持つ組織のコントラスト強調が可能である。注意点としては、小さいETLで短いTRの画像コントラストは従来と異なること、またFSE と比較してフローや動きに敏感であることが挙げられる。

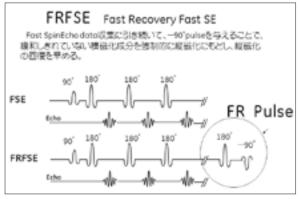
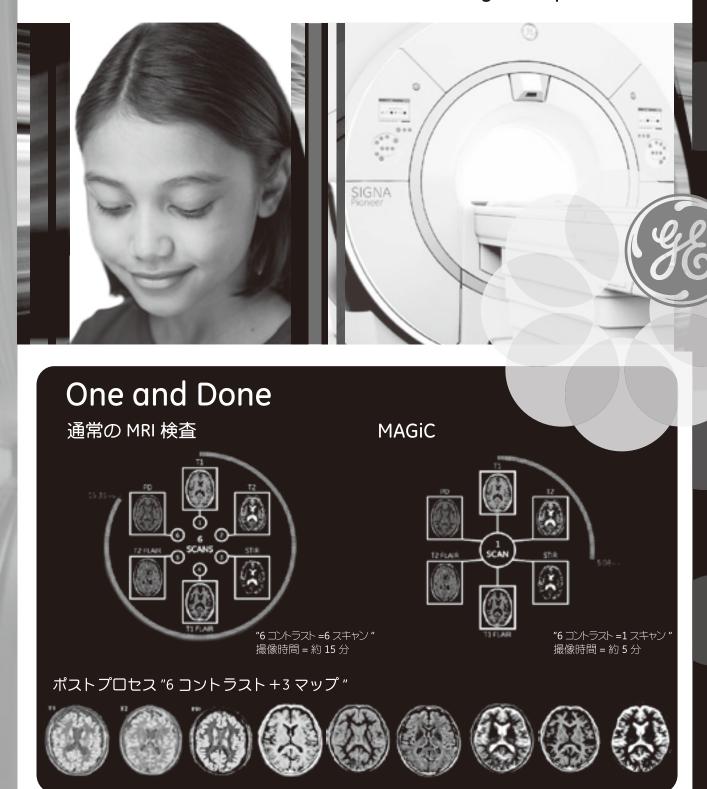


図 9. FRFSE 法のシーケンスチャート

以上、SE 法、FSE 法、FRFSE 法の基礎について述べさせていただいた。次回は、Gradient Echo 法について解説する。

Advancing healthcare...together.

## MAGIC (MAGnetic resonance image Compilation)



### MRI の検査時間を変える新たなイノベーション

MAGIC は『One and Done』のコンセプト通り、1回の撮像で、6種類(+3マップ)すべての画像が、後処理(ポストプロセッシング)で再構成可能。しかも、撮像後にTR,TE,TIを自由自在に変更できます。この革新的技術はMRIの検査時間の短縮、診断への新たな寄与などに期待されます。

ぜひ、MAGiC を動画でご体験下さい。Web 検索 【GE ヘルスケア MAGiC】

Imagination at work

販売名称: シグナ Pioneer 医療機器認証番号: 227ACBZX00011000 JB32821JA