

2. 圧縮センシングを用いた 肝ダイナミックMRI

藤永 康成*1/木藤 善浩*2/愛多地康雄*2/丸山 克也*3
川口 浩和*3/角谷 眞澄*1

*1 信州大学医学部画像医学教室 *2 信州大学医学部附属病院放射線部
*3 シーメンスヘルスケア (株)

MRIにおいて、画質と撮像時間はトレードオフの関係にある。しかしながら、コイルの感度分布を利用した parallel imaging, 一部のデータ収集を省略する zero filling や partial Fourier 法, 一部のデータを共有する time-resolved imaging など、画質を維持しつつデータ収集の高速化を図るために、さまざまな技術が使われている。近年、新たな技術である圧縮センシング (compressed sensing : CS) が臨床応用され始めている。本稿では、肝における CS の応用について、当院での経験を踏まえながら概説する。

原理的な側面から

MRI の画像データは、もともとフーリエ変換されたデータが k 空間に収まっており、エルミート対称性も相まって冗長性の高

いデータの集まりである。当初、k 空間のデータをすべて収集して画像を作成していたが、前述のとおり、さまざまな技術を用いてデータ収集をある程度省略し、撮像時間を短縮することが可能となった。

CS とは、観測対象のデータがある表現空間では「スパース (疎)」, すなわち、ほとんどの成分がゼロであると仮定して、必要とする数よりも少ない観測データから、ある条件の下で対象を復元する手法である。この条件は冗長性の高い MRI データに即しているものの、再現に要する演算能力が不十分であったため実臨床には応用されなかった。これは技術の進歩に伴い解決され、近年では各メーカーが CS を用いたシーケンスの開発を行っている。

CS の基本的な流れは、①まず、計測された推定画像を作成、②ウェーブレット

変換を用いてノイズ成分を除去することで推定画像のスパース性を改善、③計測データとの整合性を確認するために差分データを作成、④フーリエ変換した後、最初の推定画像に加算することで推定画像の整合性を改善、以下②~④の過程を繰り返す (iteration) (図1)。これはあくまで基本的な流れであり、実際には CS に parallel imaging を併用しているメーカーも多い。ただし、収集した元データが不適切であった場合、CS で再現した画像は良好なものにならないということは十分理解しておく必要がある。

Improved VIBE の 肝ダイナミックMRI への応用

improved VIBE は CS を用いた 3D VIBE であり、データ収集は直交座標系 (以下、Cartesian) で行われる。われわれは、これまで radial VIBE with k-space image contrast reconstruction を用いて動脈優位相を 8 分割し、時間分解能を向上することの有用性を報告してきた。improved VIBE では、任意の分割数に設定することが可能で、8 分割すると 3 秒以下の時間分解能を有し、かつこれまで以上に高画質な画像を得ることが可能となった。図2の画像は improved VIBE を用いた肝ダイナミック MRI であるが、それぞれのサブフレーム画像の時間分解能が 2.4 秒であるにもかかわらず、3mm スライス厚、320 × 320 マトリックスという高分解能の画像

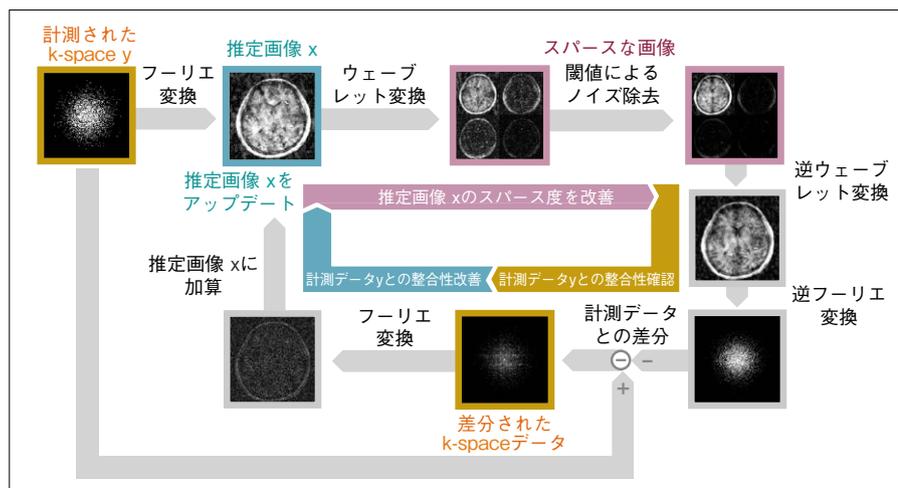


図1 圧縮センシング法の基本的な流れ
(画像提供: シーメンスヘルスケア株式会社)