

3. SENSEにおけるノイズの考え方

室 伊三男

東海大学医学部付属病院診療技術部放射線技術科

MRIにおけるノイズはコイルで受信されるMR信号が関与するものであり、電気的な白色ノイズとMR信号自体の統計的変動である量子ノイズが挙げられる。MR信号の量子ノイズは、X線撮影系における光子の統計的変動とは異なり、測定値に負の値が存在するので正規分布を示すと考えられる。この信号をフーリエ変換して絶対値で表示しているため、画像上ではレイリー分布となる。電気的なノイズと同様に、この量子ノイズも白色ノイズであり、フーリエ変換してパワースペクトルにすると、すべての周波数で同じ強度となる(図1)。

MRIは、コイルで収集したエコー信号

をフーリエ変換して絶対値表示をしているので、信号をフーリエ変換したパワースペクトルとMR画像は同じものである。したがって、エコーを収集した時に生じた白色ノイズは、MR画像上で強度の等しい一様な分布となる。以上の原理より、MRIにおけるノイズの定量は、信号を含まない背景(空気)の信号を測定することで全体のノイズを測れることがわかる。MRIにおいて、ノイズの強度に位置依存性がないことを前提にした signal to noise ratio (以下、SNR) の測定法がいろいろ提案されている^{1), 2)}。

ノイズの発生機序についてもう少し細

かく考える。コイルで受けた信号は、増幅器で適正な強度に増幅してからデジタル信号に量子化される。収集時の電気ノイズはMR信号とは無関係な大きさを持っているものも多く、バックグラウンドノイズとしてMR信号に加わる。一方、アナログ信号をデジタル信号に変換するAD変換器では、受信信号を適正強度に調整する必要があるため、増幅器によって増幅が減衰が行われる。信号自体が弱い場合は、増幅器による増幅率が大きくなるのでノイズも大きくなる。

Sensitivity encoding 法 (SENSE)

SENSEは、位相方向のデータ収集を間引くことによって高速化を行う撮像法であり、k空間を1つ飛ばしに収集する場合の撮像時間は1/2になり、2つ飛ばしで1/3、3つ飛ばしで1/4に短縮される(図2)。この時、データ収集の間引きはk空間の正の高周波領域から負の高周波領域まで一様に行われるために、SNRの低下は避けられない。SENSEではデータの間引く量を reduction factor または SENSE factor と呼び、reduction factor が2の場合は撮像時間が1/2になり、reduction factor が3の場合は撮像時間が1/3になる(図2)。

データ間引きによる SNRの違い

k空間のデータを一様に間引く長方形

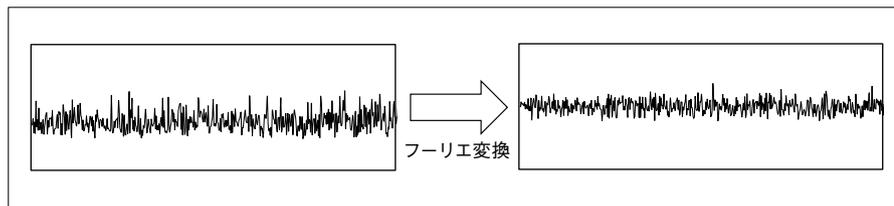


図1 白色ノイズとそのパワースペクトル

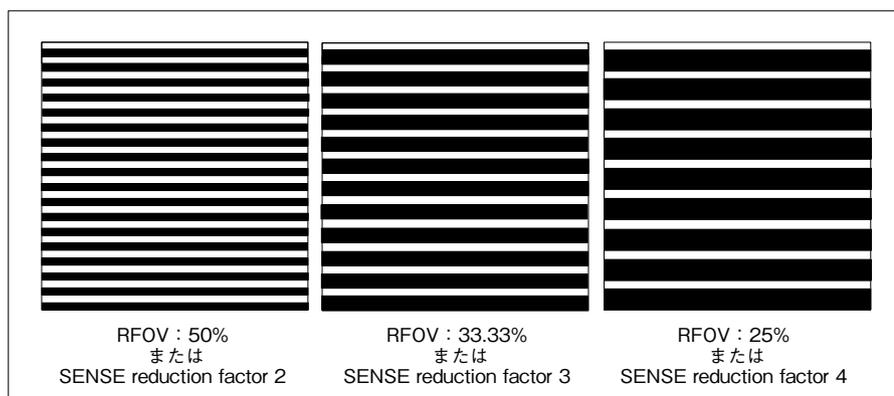


図2 長方形FOVまたはSENSEにおけるk空間のデータ間引き