

# 4. 骨盤部MRIに見る信号特性と雑音対策

## — 撮像技術と画像処理

金澤 裕樹 徳島大学大学院医歯薬学研究部医用画像情報科学分野

骨盤部領域のMRIは、ダグラス窩(便宜上、男性の場合も本稿ではこのように呼ばせていただく)内にいくつかの臓器が集まっていて、その組織の配置や病態により被検者ごとにさまざまな環境が想定されるため、信号雑音比(signal to noise ratio : SNR)の高い多断面のMRIを設定するには工夫が必要である。さらに、MRIを撮像する際、腸管内のガスの磁化率の影響を受けやすく、呼吸に伴う腹壁の動きや腸管蠕動などのランダムな動きの抑制には苦勞することがある。本稿は、MR信号特性と動きなどの雑音抑制技術を比較しながら、撮像技術と画像処理に焦点を当て、雑音対策について述べていく。

### 信号と雑音

確率密度関数(probability density function : PDF)は、誤差を論じる上で必要不可欠な算術である。一般的にデジタル画像は、母集団として扱うことが可能であり、画像処理を行う際にGaussian分布として扱うことが多い。基本的な事項であるが、MR信号は実数成分と虚数成分から成っていて、通常臨床で使用するMR画像は絶対値画像である。絶対値画像のあるピクセル $j$ の信号値 $S_j$ は、式(1)で表すことができる。

$$S_j = A_j + N_{Rj} + iN_{Ij} \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 $A_j$ はあるピクセルにおける真の振幅、 $N_{Rj}$ 、 $N_{Ij}$ は実数画像と虚数画像のあるピクセルにおける雑音値、 $i$ は虚数単位である。よって信号値の絶対値 $M_j$ は式(2)で表される。

$$M_j = |S_j| = \sqrt{(A_j + N_{Rj})^2 + N_{Ij}^2} \dots (2)$$

この絶対値画像の特性は、信号源がある(プロトンが存在する)場合、確率密度関数はGaussian分布を示す<sup>1)</sup>。一方で、極端にSNRが低い場合、Rician分布を示すことが知られている<sup>2)</sup>。このとき、再構成前後の画像は異なる統計学的雑音分布の影響を受けており、実数成分および虚数成分の信号はおおのGaussian分布に従うが、実数画像と虚数画像の再構成により絶対値画像にな

るとRician分布に従う(図1)。この理由として、絶対値画像が負の信号値を持たないからである。得られた信号の雑音が、系統的誤差であるか、または偶発的な誤差であるかを考える際にも、分布関数を考慮することで対処可能となる。MRIでの系統誤差として、撮像パラメータや装置に依存した雑音が当てはまる。また、偶発的な誤差は、被検者由来のランダムな動きが当てはまる。

### 撮像パラメータによる雑音補正

骨盤部領域では、スピネコー系のシーケンスが使用されてきた。おおむね高速スピネコー法を用いて、多断面像を取得する。高速スピネコー法は、位相エンコーディングステップごとに再収束パルスを複数回使用することにより、磁化率変化による位相分散を低減することが可能になるので、急激な磁化率変化を伴う腸管ガスなどの影響を受けにくい。その一方で、磁化移動(magnetization transfer : MT)効果やJ-couplingによる脂肪信号の高信号化が発生するので、体動によるゴーストが目立ちやすくなる。ゴーストの対策として、まず、MRI装置に依存しにくい手法は、単に加算回数を増やす手法である。この手法は、加算平均することによって、信号の密度分布を高くし分散を小さくすることに起因する。次に、周波数エンコードと位相エンコードをswappingする手法がある<sup>3)</sup>。これは、体動や蠕動に伴うゴーストの発