

1. 拡散MRIにおける統計学的モデル

押尾 晃一 慶應義塾大学医学部放射線診断科

NMRにより水の拡散の定量計測ができることはMR画像法の出現以前から知られており、拡散MRIの臨床応用もまた長い歴史を持っている。しかしながら、生体での詳しい拡散コントラストメカニズムは、長いこと不明と言われてきた。過去10年ほどの間に生体組織での基本的なコントラストに対する理解は急速に進歩したが、腫瘍に代表される複雑な組織での拡散コントラストの理解、特に臨床上重要な組織学的な情報との関連に対する理解はいまだに十分ではない。近年、統計学的モデル (statistical model) と呼ばれる考え方が提唱されており、病変での拡散コントラストの変化を理解する上で有用と考えられる。統計学的モデルは、測定対象を多様な組織の混合物と見て、測定データから元の組織の構成を推定しようとするものである。以下、統計学的モデルの考え方を解説する。

非ガウスの拡散

物理的な障壁がない状態での拡散、いわゆる自由拡散では、ある場所にあった分子が一定時間後には正規分布 (gaussian distribution) に従って広がる。この状態で motion probing gradient (MPG) を用いた拡散MRIの測定を行うと、信号強度はb値に対して指数関数的に減衰する。b値とはMPGの強度や形によって決まる定数である。通常、拡散MRIはこの仮定の下に行われるが、多くの生体組織ではこの状態から外れることが知られている。この現象を指して、一般的に「非ガウスの拡散 (non-gaussian diffusion)」と呼ぶことがある。この名前は分子の拡散による分布の形 (probability density function : PDF) が正規分布となるかどうかというところから来ているが、MRIの信号減衰の形に注目して「非指数関数的 (non-exponential)」とも呼ばれる。b値による信号減衰が単純な指数関数にならないものは、すべて非ガウスの拡散ということになる。統計学的モデルは、この現象を扱うためのアプローチの一つである。

歴史的経緯

非ガウスの拡散は、当初 intra-voxel incoherent motion (IVIM)¹⁾ として扱われた。この考え方では、拡散MRIの信号減衰は2つの成分が重なって観測されたものであり、速い方は拡散ではな

く血流 (以下、パーフュージョン) によるものであるとしている。この論文でのb値は最大300程度であり、真の意味での非ガウスの拡散とは異なるものと考えた方がいいかもしれない。その後、b値を大きくすることで、血流の影響を含まない拡散自体も単純な指数関数的な減衰から外れることが示された^{2), 3)}。通常、この減衰は bi-exponential decay (減衰の速さが異なる2つの指数関数を足し合わせたもの) で表されるが、YablonskiyらはこれがADCが連続して分布するようなモデルで説明できることを示し、このモデルを statistical model と呼んだ⁴⁾。ここまでの話はおおむね信号減衰自体の解析であり、拡散係数が変化するメカニズムまでには踏み込んでいない。

その後、主に腫瘍と虚血性脳疾患の診断との関連で拡散MRIのコントラストメカニズムの研究が急速に発展し、これらのコントラストにおける制限拡散の役割が注目されるようになった^{5), 6)}。制限拡散とは、水分子の動きが細胞膜などの物理障壁により制限されている時、MRI上で観測される拡散係数 (D) の値が実際より小さくなる現象である。臨床に使われるパルスシーケンスでは、撮像中の分子の移動距離がほぼ細胞のサイズと同程度のため、細胞のサイズの変化が拡散係数の変化として観測される。単純化して言えば、これらの病態で拡散係数が低下しているように見えるのは、実際には細胞のサイズの変化を見ているということになる。