

1. MRI

拡散テンソル画像 (DTI) が もたらす情報

— 水分子の動きによる筋の微細構造評価を中心に

梅田 雅宏 / 渡邊 康晴 / 河合 裕子 明治国際医療大学医療情報学
樋口 敏宏 / 田中 忠蔵 明治国際医療大学脳神経外科

拡散テンソルイメージング (diffusion tensor imaging : DTI) の研究は、脳内の伝導路や神経線維束の解析を中心に応用されることで急激に発展し、骨格筋についても報告されるようになった。

本稿では、骨格筋で得られる見かけの拡散係数 (apparent diffusion coefficient : ADC) と骨格筋の異方性拡散の機序について、その構造との関連について解説する。また、DTIを利用したマイクロ構造変化の機序についても言及する。

拡散と DTI の基礎

骨格筋は、その線維構造から、神経線維と同様に古くからその異方性拡散について研究されてきた。一般的に、DTIに用いられるパルスシーケンスはスピネコー法で (図1)、180°パルスの両側に等しい大きさ (G) と長さ (δ) を持つ勾配磁場パルスを印加する。勾配磁場パルスの間隔を Δ, 核磁気回転比を γ とし、拡散を観測するための勾配磁場の効率を b 値 [γ²G²δ²(Δ-δ/3)] で表している。特に Δ は、拡散過程における信号変化を決定するため、拡散時間と

呼ばれる。アインシュタインにより、拡散係数と粒子径などの関係が明らかにされており、拡散係数を D とすると、生体において D は温度に比例し、粒子の拡散による直線上における平均的な広がり距離は $\sqrt{2D\Delta}$ (空間では $\sqrt{6D\Delta}$) となる。つまり、拡散時間 (Δ) が拡散する範囲を決めており、拡散時間が長いと広い範囲の拡散過程を、短ければ狭い範囲の拡散過程を調べることができる。このパルスシーケンスによる信号低下は

$$S = S_0 \cdot (1 - e^{-(1/T1)}) \cdot e^{-(1/T2)} \cdot e^{(-bD)}$$

となる。生体では、自由拡散以外に組織内の血流などの影響 (intra voxel coherent motion) があるため、計算された拡散係数は ADC として表される。一般にこの方法では、印加した磁場の勾配方向の ADC が求められる。そこで、XY や -XY, YZ, -YZ, XZ, -XZ などの方向に勾配磁場を印加し、求められた ADC から 3 軸のテンソルを解く方法で固有ベクトルが求められる。最も速い

拡散方向をベクトル e_1 , これと直交し次の速さを持つ拡散方向をベクトル e_2 , これらに直交し最後の速さを持つ拡散方向をベクトル e_3 とする。固有ベクトルの大きさは、それぞれ固有値 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ で表される (図2)。したがって、固有値 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ は、ベクトル e_1, e_2, e_3 方向の ADC を示している。固有値 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ が等しい場合は、等方性拡散と呼ばれる。一方、それぞれの固有値が異なれば、異方性拡散となる。Basser は、この異方性の特徴を表すため、固有値の平均値 (\bar{D}) からの偏差を求めて fractional anisotropy (FA) として表した¹⁾。

$$\frac{\sqrt{3} \sqrt{(\lambda_1 - \bar{D})^2 + (\lambda_2 - \bar{D})^2 + (\lambda_3 - \bar{D})^2}}{\sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}}$$

線維構造では λ_1 が線維と平行方向をとるが、 λ_2 と λ_3 は線維と垂直な方向となる (図3)。線維構造は、線維の垂直方向には対称性があると考えられ、 λ_2 と λ_3 は、便宜的にその方向が決められ

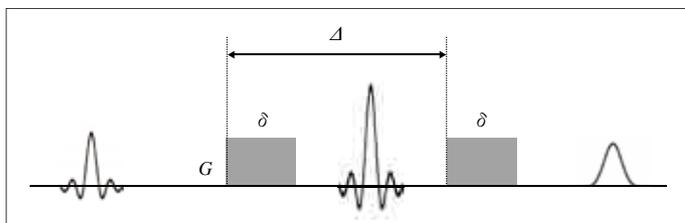


図1 diffusion MRI のパルスシーケンス

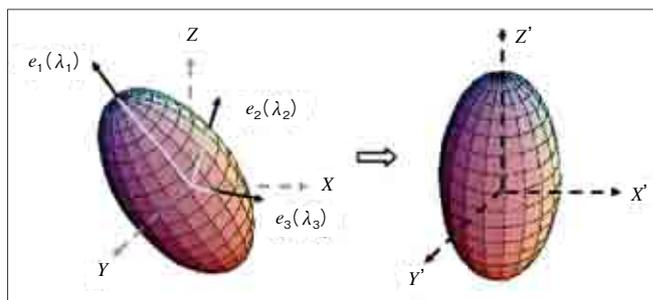


図2 テンソルの e_1, e_2, e_3 の方向