

1. 拡散イメージングの最新動向

鈴木 雄一 東京大学医学部附属病院放射線部

拡散強調画像 (diffusion weighted imaging : DWI) は、現在の臨床現場では欠かせない画像の一種である。見かけの拡散係数 (apparent diffusion coefficient : ADC) が1986年にDenis Le Bihanらによって報告¹⁾されて以来、急性期脳梗塞検出をはじめとして、これらの画像は臨床のさまざまな場面で用いられている。

その後DWIの拡散異方性を利用したdiffusion tensor imaging (DTI) が報告され²⁾、fractional anisotropy (FA) などの定量値による診断補助や研究報告は今でも盛んである。

DWIおよびDTIは、現在の臨床では一般的となってきたが、あくまでも拡散現象が正規分布に従うという原理³⁾の下に撮像および解析がされている。しかし、生体内拡散のすべてが正規分布拡散であるとは言えず、DWIおよびDTIでは生体内の情報を完全には表現できないことがわかっている。そこで、「非」正規分布拡散を対象とした解析や撮像が、今日までにたくさん提案されてきた。

本稿では、すでに臨床応用されている、またはこれから臨床応用が期待されている非正規分布拡散解析や撮像技術を紹介します。

Diffusional kurtosis imaging

まずは、diffusional kurtosis imaging (DKI)⁴⁾である。DKIは、正規分布からの逸脱度 (尖度) に特化した画像である。理論上、正規分布であれば尖度が0、正規分布から逸脱するほど数値が大きくなるという特徴を持つ。正規分布の尖度を0とする定義と3とする定義があるが、MRIにおいては0を用いることが一般的である。本稿で紹介するDKIの解析手法は、正規分布からの逸脱度を近似する方法であるため、正規分布を表現しているStejskal-Tannerの式

$$S(b) = S(0) * \exp(-bD_{app})$$

および

$$b = \gamma^2 G^2 \delta^2 (\Delta - \delta / 3)$$

を基として、正規分布との差異を以下の式で求めるものである。

$$S(b) = S(0) * \exp\{-bD_{app} + 1/6 * b^2 (D_{app}^2 * K_{app})\}$$

ここで K_{app} は拡散尖度であるが、Stejskal-Tannerの式を拡張していることから、見かけの拡散係数(D_{app})同様に、見かけの拡散尖度と言われる。また、これらの式において、 $S(b)$: DWIの信号強度、 $S(0)$: $b=0$ 画像の信号強度、 b : b 値、 γ : 磁気回転比、 G : motion probing gradient (MPG)の強さ、 δ : MPG印加時間、 Δ : MPG間の時間である。

DKIは、 D_{app} および K_{app} の2つの未知数を求めるために、 $b=0$ を含む最低3つの b 値を用いた計測で求めることができる。その際、 b 値 = 2500 ~ 3000 s/mm²程度が上限によく用いられており、現在の臨床MRI装置への負荷としてはさほど大きいものではないと言える。各MPG印加軸方向で計算された K_{app} の平均を取った平均尖度 (mean kurtosis : MK) が用いられ、ADCやFAとはまったく異なるコントラストを有する (図1)。また、DTIでは最低6方向のMPGを用いることで、FAなどの拡散異方性に関する定量値を求めることができたが、DKIにおいても最低15方向の異なるMPGを用いることで拡散尖度における異方性を算出することが可能で、さまざまな定量画像を得ることができる⁵⁾ (図2)。MPG印加軸数としては、30軸程度で結果がロバストになるという報告⁵⁾がある。スライス枚数や空間分解能、装置性能に依存はするが、 b 値 = 0, 1000, 2000 s/mm², MPG 30軸, スライス厚 2.5 mm, スライス枚数 60枚程度であれば、10分程度での撮像が可能であり、多断面同時励起撮像技術^{6), 7)}を併用すれば、5分程度での撮像も可能である。

K_{app} により構造の複雑さや均一性などの評価をすることは可能であり、臨床的な有用性としては、MKを用いた良悪性脳腫瘍鑑別⁸⁾が有名である。細胞密度が低く、構造がそこまで複雑化していないと思われるlow grade gliomaにおいてはMKの値が低く、細胞密度が上昇し構造が複雑化していると思われる gli-