

# 高 b 値拡散強調画像： Fast component と Slow component のマッピング

吉浦 敬<sup>1</sup>, 三原 太<sup>1</sup>, 田中厚生<sup>1</sup>, A Gregory Sorensen<sup>2</sup>,  
増田康治<sup>1</sup>

<sup>1</sup>九州大学大学院医学研究院臨床放射線科学

<sup>2</sup>Massachusetts General Hospital, NMR Center

## 目 的

拡散強調画像は、水分子の拡散運動を画像化する撮像法で<sup>1)</sup>, echo planar 法などの高速撮像法の普及とともに臨床ルーチン検査の一部として広く用いられるようになった。急性虚血性脳疾患をはじめ、種々の中枢神経疾患への応用も盛んに試みられている<sup>2)~4)</sup>。近年、強力な傾斜磁場を発生できる撮像装置の出現とともに、これまでより高度な拡散強調を行った際の脳組織の信号変化について、少しずつ研究されるようになってきた。拡散強調の程度は b 値で表現されるが、拡散強調画像の信号強度  $S_b$  は、これを用いて次のように表される。

$$S_b = S_0 \exp(-bD) \dots\dots\dots (1)$$

ここで、D は見かけ上の拡散係数 (apparent diffusion coefficient, ADC),  $S_0$  は  $b=0$  s/mm<sup>2</sup> のときの信号強度である。通常臨床で用いられる程度の b 値 (約 1000 s/mm<sup>2</sup>) では、脳のような生体組織の信号変化も、この monoexponential model によく従うことが知られている。ところが、脳組織では、単一のボクセル内でも異なる拡散係数をもつ複数のコンポーネントが存在するため、b 値をさらに高めていくと、それぞれのコンポーネントからの信号が分離し始め、multiexponential な信号変化を示す

ことが明らかになってきた<sup>5)~9)</sup>。b 値が 5000 s/mm<sup>2</sup> 程度では、次のような biexponential model が当てはまると報告されている。

$$S_b = A_{fast} \exp(-bD_{fast}) + A_{slow} \exp(-bD_{slow}) \dots\dots\dots (2)$$

ここで、 $D_{fast}$ ,  $D_{slow}$  はそれぞれ ADC の大きな fast diffusing component (fast component) と ADC の小さな slowly diffusing component (slow component) の ADC,  $A_{fast}$ ,  $A_{slow}$  はそれぞれそれらの amplitude を表す。

通常の拡散強調画像は、主に fast component を反映しているものと考えられるが、slow component の情報を加えることで、正常および病的な組織のより詳細な characterization が可能になることが期待される。本研究では、高 b 値拡散強調画像を用いて、正常脳組織の fast component と slow component を分離してマッピングすることを目的とする。

## 対象および方法

正常被験者 5 名 (男性 3 名, 女性 2 名, 20 ~ 40 歳) を対象とした。MRI 撮像装置は、1.5 Tesla 臨床用装置 (Signa LX, GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) および頭部用コイルを使用した。拡散強調画像の撮像シーケ

キーワード MRI, diffusion, diffusion MRI, b-value

ンスは、6 方向に拡散強調傾斜磁場を加える標準的な full tensor diffusion-weighted sequence を用い、以下のようなパラメータで撮像を行った：TR/TE=4000 ms/108 ms, matrix size=128×128, FOV=200 mm, slice thickness=10 mm, NEX=36. b 値は、3, 500, 1000, 1500, 2000, 2500, 3000, 3500, 4000 および 5000 s/mm<sup>2</sup> の 10 段階に変化させて実験を行った。

画像解析は、eddy current による画像のひずみを補正した後、Matlab version 5.3 (Math Works Inc., Natick, MA, USA) を用いて、以下の二つの方法で解析を行った。解析法 1 (biexponential fitting)：6 方向のそれぞれについて上記(2)式を適用し、最小 2 乗法を用いて各方向での  $D_{fast}$  および  $D_{slow}$  を計算した。これらを用いて、fast component と slow component の trace ADC を計算した。解析法 2 (簡便法)：b = 3 および 1000 s/mm<sup>2</sup>, b = 3000 および 4000 s/mm<sup>2</sup> のそれぞれの 2 点間に monoexponential model (上記式(1)) を適用し、求められたそれぞれの ADC で  $D_{fast}$  および  $D_{slow}$  を近似した。上記二つの方法により  $D_{fast}$  および  $D_{slow}$  のマッピングを行い、それぞれのマップで、灰白質 (被殻) と白質 (内包後脚) に 3×3 pixel の ROI を置き、ADC を測定した。

### 結果・考察

解析法 1 による  $D_{fast}$  のマップでは、灰白質の ADC は白質の ADC よりやや小さくなった。これに対して  $D_{slow}$  のマップでは、白質の ADC は灰白質の ADC より小さくなり、明瞭な灰白質/白質コントラストが認められた。解析法 2 では、 $D_{fast}$  のマップは通常の ADC マップと同じだが、 $D_{slow}$  のマップでは、白質の ADC は灰白質の ADC より小さくなり、明瞭な灰白質/白質コントラストが認められ、解析法 1 によるマップと定性的には類似した結果

となった。

ROI 解析では、解析法 2 による  $D_{fast}$  は他の報告による脳の ADC の値によく一致した。これに対し、解析法 1 による  $D_{fast}$  は、灰白質で  $0.97 (\pm 0.04) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 、白質で  $1.40 (\pm 0.08) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  と、灰白質で約 40%、白質では約 90% 高い値となった。解析法 1 による  $D_{slow}$  は、灰白質で  $0.23 (\pm 0.02) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 、白質で  $0.13 (\pm 0.03) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  と、同じ解析法による  $D_{fast}$  の灰白質では約 24%、白質で約 9% と小さな値となった。解析法 2 による  $D_{slow}$  は、灰白質で  $0.42 (\pm 0.04) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 、白質で  $0.20 (\pm 0.03) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  と、同じ方法による  $D_{fast}$  の灰白質で約 60%、白質で約 27% と小さくなったが、 $D_{fast}$  との差は解析法 1 に比べると小さく、絶対値でも解析法 1 による  $D_{slow}$  に比べると大きくなった。 $D_{fast}$  のマップの灰白質/白質コントラストは、解析法 1 では 1.4、解析法 2 で 1.1 (いずれも灰白質 < 白質) であった。 $D_{slow}$  のマップの灰白質/白質コントラストは、解析法 1 で約 1.8、解析法 2 で約 2.1 (いずれも灰白質 > 白質) となり、比較的類似した結果となった。

本研究では、正常脳組織における二つの異なる拡散係数をもつコンポーネント、fast component と slow component を biexponential fitting により別々にマッピングすることができた。また、より簡便で実用的な方法として、b = 3000 および 4000 s/mm<sup>2</sup> の間で 2 点法を適用し、slow component のマッピングを行った。この簡便法によるマップは定量的には正確とはいえないが、定性的には slow component の情報を反映し、臨床的に有用と考えられた。拡散強調画像の multi-component 解析は最近になって研究されはじめたが、fast component と slow component がそれぞれ脳組織の何を反映しているかはいまだに明らかにされていない。それぞれが、細胞外、細胞内の拡散を反映

しているという仮説も示されているが、意見の一致はみられていない。このように、その成因が明らかでないため、臨床応用も比較的限られているが、本研究で示したような簡便な方法を用いることで、これからさらに臨床応用が進むことが期待される。

### ま と め

高  $b$  値拡散強調画像を用いることで正常脳組織の fast component と slow component を別々にマッピングし、その簡便法について報告した。

### 文 献

- 1) Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Aubin ML, Vignaud J, Laval-Jeantet M : Separation of diffusion and perfusion in intravoxel incoherent motion MR imaging. *Radiology* 1988 ; 168 : 497-505
- 2) Moseley ME, Kucharczyk J, Mintrovitch J, Cohen Y, Kuhnewicz J, Derugin N, Asgari H, Norman D : Diffusion-weighted MR imaging of acute stroke : correlation with  $T_2$ -weighted and magnetic susceptibility-enhanced MR imaging in cats. *AJNR* 1989 ; 11 : 423-429
- 3) Warach S, Gaa J, Siewert B, Wielopolski P, Edelman RE : Acute human stroke studied by whole brain echo planar diffusion-weighted magnetic resonance imaging. *Ann Neurol* 1995 ; 37 : 231-241
- 4) Sorensen AG, Buonanno FS, Gonzalez RG, et al. : Hyperacute stroke : evaluation with combined multislice diffusion-weighted and hemodynamically weighted echo-planar MR imaging. *Radiology* 1996 ; 199 : 391-401
- 5) Kwong KK : Functional magnetic resonance imaging with echo planar imaging. *Magn Reson Q* 1995 ; 11 : 1-20
- 6) Niendorf T, Dijkhuizen RM, Norris DG, van Lookeren CM, Nicolay K : Biexponential diffusion attenuation in various states of brain tissues : implications for diffusion-weighted imaging. *Magn Reson Med* 1996 ; 36 : 847-857
- 7) Assaf Y, Cohen Y : Non-mono-exponential attenuation of water and N-acetyl aspartate signals due to diffusion in brain tissue. *J Magn Reson* 1998 ; 131 : 69-85
- 8) Mulkern RV, Gudbjartsson H, Westin C-F, et al. : Multi-component apparent diffusion coefficients in human brain. *NMR Biomed* 1999 ; 12 : 51-62
- 9) Yoshiura T, Wu O, Zaheer A, Reese TG, Sorensen AG : Highly diffusion-sensitized MRI of brain : dissociation of gray and white matter. *Magn Reson Med* 2001 ; 45 : 734-740

## High b Value Diffusion-weighted MR Imaging : Mapping of Fast and Slow Diffusion Components

Takashi YOSHIURA<sup>1</sup>, Futoshi MIHARA<sup>1</sup>, Atsuo TANAKA<sup>1</sup>,  
A Gregory SORENSEN<sup>2</sup>, Kouji MASUDA<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*Department of Clinical Radiology, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University  
3-1-1 Maidashi, Higashi-ku, Fukuoka 812-8582*

<sup>2</sup>*Neuroradiology Section and MGH-NMR Center, Massachusetts General Hospital*

The purpose of our study was to separately map two diffusion components of human brain tissue, i.e., a slowly diffusing component (slow component) and a fast diffusing component (fast component), using high b value diffusion-weighted MR imaging. The brains of 5 normal volunteers were studied with full-tensor diffusion-weighted imaging at 10 different b values (from 3 to 5000 s/mm<sup>2</sup>). Apparent diffusion coefficients (ADCs) of the fast and slow components ( $D_{fast}$  and  $D_{slow}$ ) were calculated by fitting a biexponential model to the diffusion-weighted MRI data set. The estimated  $D_{fast}$  was higher than previously reported ADCs of brain tissue mapped at conventional b values (approx. 1000 s/mm<sup>2</sup>).  $D_{slow}$  was lower than conventional brain ADC values. In addition, the maps of  $D_{fast}$  showed a strong gray-white contrast. Our results demonstrate that the fast and slow components of brain tissue can be mapped separately by biexponential fitting. Although the biological basis of the multicomponent diffusion behavior is still unclear, mapping of the fast and slow components may add useful information for tissue characterization.