

# 拡散強調画像の biexponential 信号減衰曲線から fast, slow component の ADC と存在比を求める際の正確性 —ファントム実験—

田村隆行<sup>1,2</sup>, 笛吹修治<sup>3</sup>, 秋山實利<sup>3</sup>

<sup>1</sup>広島原爆障害対策協議会健康管理増進センター放射線科

<sup>2</sup>広島国際大学大学院医療・福祉科学研究科医療工学専攻

<sup>3</sup>同保健医療学部診療放射線学科

## 諸 言

臨床において頭部や体幹部の diffusion weighted imaging (DWI) を行い、拡散の低下が疑われた場合、見かけの拡散係数：apparent diffusion coefficient (ADC) の計測が日常的に行われている。また最近では、腫瘍検出目的で行われる DWI の場合、この ADC の値から腫瘍の良悪の推定や治療効果判定なども行われることがある<sup>1)~6)</sup>。通常、DWI で ADC を算出する場合、二点法と呼ばれる二つの b 値を使用した(1)式が用いられる。

$$ADC = \frac{\ln(S_1/S_2)}{b_2 - b_1} \dots\dots\dots(1)$$

ここで、 $b_1, b_2$  は二つの任意の b 値、 $S_1, S_2$  はその時の DWI の信号強度である。ある均一なファントムを DWI で撮像し、その信号強度を片対数でプロットすると、その信号強度がノイズレベルに達するまでの傾きは直線となり、(1)式で、ノイズレベルに達するまでの、どの b 値で計算した ADC も常にほぼ一定となる。

一方、生体においては、DWI で b 値を大き

くしていくと、同様にプロットした信号減衰は、緩やかなカーブを描き、この場合、二点法で算出した ADC が b 値によって大きく変化することが問題となる<sup>7)</sup>。これは、人体を構成する物質がファントムのように均一ではなく、様々な拡散係数をもつ組織の集合によって構成されているためと考えられている。Kärger ら<sup>8)</sup> は、この複数の微小集合体の信号減衰は、重ね合わせの結果二つのコンポーネント (fast, slow component) で代表されることを計算で証明し、最終的に(2)式のような biexponential な信号減衰<sup>7)</sup>となることが示された。

$$\begin{aligned} \Psi &= \Psi_1 + \Psi_2 \\ &= f_1 \exp \left[ -\gamma^2 \delta^2 g^2 D_1 \left( \Delta - \frac{1}{3} \delta \right) \right] \\ &+ f_2 \exp \left[ -\gamma^2 \delta^2 g^2 D_2 \left( \Delta - \frac{1}{3} \delta \right) \right] \dots\dots(2) \end{aligned}$$

ここで  $\Psi$  は MR 信号減衰、 $\delta$  および  $\Delta$  は、DWI で用いる二つの motion probing gradient (MPG) の印加時間とその間隔、 $g$  は MPG の強度、 $f$  および  $D$  は、各コンポーネントを構成する分子の相対数とその ADC で、下付き文字

キーワード biexponential signal attenuation, diffusion weighted imaging, phantom, apparent diffusion coefficient, component fraction

1,2 はそれぞれ fast component と slow component のものであることを意味する。

(2)式において,  $[\gamma^2 \delta^2 g^2 (\Delta - 1/3 \delta)] = b$  とし, この式を実際の DWI での信号減衰式に置き換えると

$$S_b/S_0 = f_1 \exp(-bD_1) + f_2 \exp(-bD_2) \dots (3)$$

と表わされる。ここで  $S_0$  および  $S_b$  は  $b$  値をかける前後の信号値である。この(3)式で DWI の biexponential な信号減衰を解析すると, 各コンポーネントの拡散係数 ( $D_1, D_2$ ) と, その存在比である component fraction ( $f_1, f_2$ ) を求めることができる。

Niendorf ら<sup>9)</sup>は, ラットの脳で人工的に細胞浮腫を起こさせて, この biexponential な信号減衰を(3)式を用いて解析した。その結果, 細胞浮腫が起こり始めると同時に  $f_1, f_2$  の変化が始まり, この二つの component fraction が細胞外液腔と内液腔を代表する可能性を示唆した。しかし, その時算出した  $f_1, f_2$  の値は,  $f_1 =$  細胞外液腔,  $f_2 =$  細胞内液腔とすると,  $f_1 : f_2 = 9 : 1 \sim 7 : 3$  となり, 電気インピーダンスから求めた実際の細胞外液, 内液腔の割合,  $1 : 9 \sim 3 : 7$  と大きく乖離した結果となった。Mulkern ら<sup>10)</sup>は同様の結果を, 臨床機で生体脳についても確認し, この乖離は, 細胞膜の透過性による水分子交換のためではないかと推測した。その後, Schwarcz ら<sup>11)</sup>は凍傷により細胞膜を破壊したラットの脳においても同様の biexponential 信号減衰を観測し, この現象は, 組織内のたんぱく質などにより, 構造化された水分子 (slow component) と, それを取り囲む自由水 (fast component) の拡散の違いによって引き起こされている可能性を示唆している。また, Chin ら<sup>12)</sup>はこの biexponential 信号減衰のシミュレーション結果より, 構造水と自由水の  $T_2$  値の違いによっても算出される

ADC や存在比が変化することを示した。このように, この biexponential 信号減衰については, 様々な推測が行われているが, 結局のところ, この成因は今日に至るまで結論が出ていない<sup>7)</sup>。

一方当初, 広く臨床機において行われる DWI は, 様々な制約により, 低い  $b$  値を選択せざるを得なかったが, 最近では  $b = 2000 \text{ s/mm}^2$  を超える DWI の報告<sup>7), 13)</sup> も行われるようになってきている。このような場合, (1)式で算出される ADC が, 上述の原因により,  $b$  値によって大きく変化してしまうことが問題となっており<sup>7)</sup>, ADC 自体の診断への信頼が揺らぐ結果となっている。さらに最近, この biexponential 信号減衰の成因を厳格に求めるよりも, より臨床的な観点から, 組織の性状を特徴づけるパラメータとして  $f_1, f_2$  や  $D_1, D_2$  を利用する動きも出てきているが<sup>7)</sup>, これまでの研究のほとんどは動物<sup>9), 12)</sup> や生体<sup>10), 14)~17)</sup> および培養細胞<sup>18), 19)</sup> などを使用しており, より単純なファントムを用いた biexponential 曲線の解析結果の正確性について検討が必要であると考え

る。本研究では, monoexponential な信号減衰を示す既知の ADC をもった単純なファントムを組み合わせることにより, biexponential な信号減衰を再現し, その解析結果が本来の ADC や存在比をどのくらい正確に算出できるのかを検討したので報告する。

## 方 法

Fast component を模擬するものとして, 精製水および 8 wt% ポリビニールアルコール (以下, PVA ゲル) を用い, slow component を模擬するものとして 30 wt% 試薬スクロース (和光純薬工業) に 10 wt% ゼラチン (SIGMA

2009年5月15日受理 2009年10月27日改訂

別刷請求先 〒730-0052 広島市中区千田町3-8-6 広島原爆障害対策協議会健康管理・増進センター放射線科  
田村隆行

G2500 Type A ~300 bloom) を加え、ゲル化したもの (以下、スクロースゲル) を用いた。精製水には、緩和剤として塩化マンガン ( $\text{MnCl}_2$ , 和光純薬) を 0.05~0.4 mM, PVA ゲルには 0~0.4 mM 加え  $T_2$  値を変化させたものを作成した。スクロースゲルを外径 30 mm のアクリル管で作成し、それを内径 30 mm のアクリル管の途中まで挿入し、その上に、それぞれ緩和剤を加えた精製水または PVA ゲルを注入し境界面を作った。Fig. 1a に、作成したファントムの一つを示す。上が fast component, 下が slow component で, fast および slow component の境界には、水分子交換が行われないようにラバースキンで隔壁が設けてある。また、作成した各ファントムは、どれも境界面の高さがすべて同じになるようにしてある。作成したファントムを直径 25 cm の容器に並べ、周りに DWI で信号を出さないよう 1 mM 以上の塩化マンガン を溶解した水道水を充填し、MRI 装置 (Philips 社製 MRI 装置 Gyroscan INTERA Achiva 1.5T Power R2.6; Netherland) で、以下の条件で撮像した。

撮影条件 : SE 型 single shot EPI with spectral presaturation with inversion recovery

(SPIR): TR 7000 ms, TE 110 ms, matrix:  $128 \times 128$ , FOV  $250 \times 175$  mm, thickness 15 mm, half scan factor 0.6, b-factor: 0~4000  $\text{s}/\text{mm}^2$  (16 b-factor), 積算 4 回. 使用コイル : QD ヘッドコイル. なお MPG の印加は TE の延長による SNR の低下を防ぐため、3 軸同時印加<sup>20)</sup>を用いた。

撮像スライスは、パーシャルボリューム効果を利用して、二つのコンポーネントの割合がそれぞれ 7 : 3, 5 : 5, 3 : 7 になるように設定した。Fig. 1b に、容器に並べた状態のファントムの様子を示す。どの境界面も水平で、かつ同じ高さになるように作成してある。これにより、スライス位置をスライドさせることにより、すべてのファントムの各コンポーネントの存在比を同様に变化させたデータを、一度の撮像で得られるようにしてある。得られた画像の各ファントムの中心付近に ROI を置き信号値を測定、プロットし、得られたデータを KaleidaGraph Ver 4.01 (Synergy Software. 2006) で(3)式を用いて最小二乗法によりカーブフィッティングを行い、 $f_1, f_2$  および  $D_1, D_2$  を求め、実際のファントムの存在比および ADC と比較した。

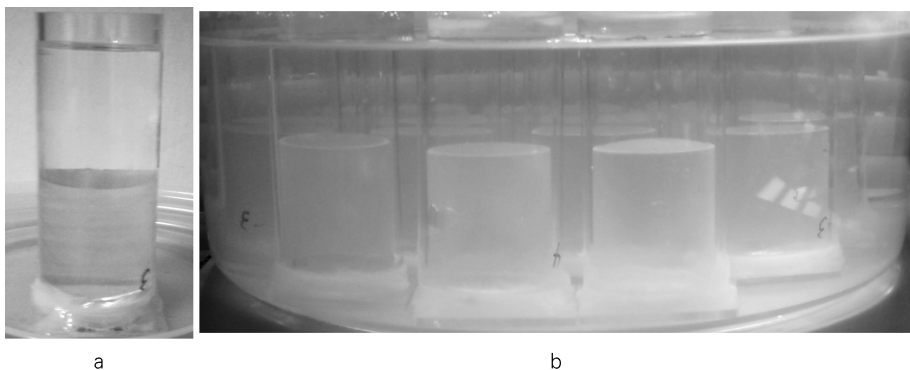


Fig. 1. (a) Appearance of the phantom with two components. The lower is a slow component (sucrose gel) and the upper is a fast component (pure water). (b) The arranged phantoms in  $\text{MnCl}_2$  aqueous solution. All of the border between the fast and the slow component is adjusted to the same level.

## 結 果

Fig. 2 に各ファントムのそれぞれのコンポーネント単体の DWI 信号減衰を示す。緩和剤を添加した精製水、および PVA ゲルは緩和剤の添加量に従い、初期信号値  $S_0$  が変化しているが、それぞれの拡散係数は同じため、グラフの傾きは一定で、 $b$  値の増加とともにノイズレベルまで達した。また、スクロースゲルはファントムのコイル内の配置位置の違いにより多少、初期信号値にばらつきがあるが、どれもほぼ同様な信号減衰を示した。このグラフの直線性より、今回用いた  $b$  値の範囲での傾斜磁場の直線性は担保されていると考える。各データの最

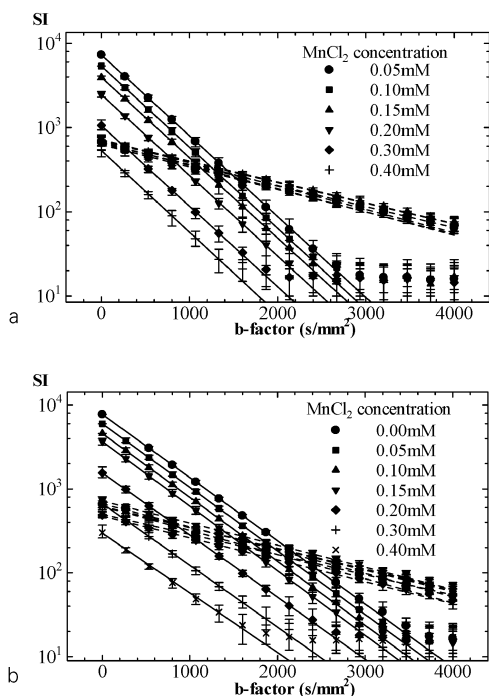


Fig. 2. Signal attenuation of DWI in each phantoms. (a) Water (solid line) and sucrose gels (dotted line). (b) 8 wt% PVA gels (solid line) and sucrose gels (dotted line). Each datum was fitted by a least square method. All indicates monoexponential decay with  $b$  factor.

小二乗フィッティングにより算出した ADC は精製水  $2.26 \pm 0.15 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , 8 wt% PVA ゲル  $1.72 \pm 0.05 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , 30 wt% スクロースゲル  $0.62 \pm 0.04 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  であった (24°C).

Figs. 3, 4 に、パーシャルボリューム効果を利用してファントム内の各コンポーネントの割合を変化させた場合のそれぞれの信号減衰を示す。どれも、biexponential な信号減衰を示した。Fig. 5a は Fig. 3 の、Fig. 5b は Fig. 4 のグラフから算出した  $D_1, D_2$  を、fast および slow component の初期信号値  $S_0$  の比を横軸に用いてプロットしたものである。Fast component の ADC に関しては、fast/slow  $S_0$  比が大きい場合は、おおむね正確な値を算出できたが、 $S_0$  比が小さい場合、PVA ゲルの ADC はやや低めに算出された。Slow component に関しては、全体的にやや低めに算出された。Fig. 6 は同様にして算出した  $f_1$  である。Fast/slow component の  $S_0$  比が 1 に近い場合は本来の存在比を正しく算出できたが、 $S_0$  比が増加するに従い  $f_1$  は急激に増加し、3 を超えるあたりからプラトーを形成した。

## 考 察

ADC および初期信号値  $S_0$  を変化させた二つのコンポーネントをもつファントムの、各コンポーネントの存在比を変化させることにより biexponential な信号減衰を模擬し、さらに biexponential 信号減衰式 (3) で算出された fast/slow component の存在比 ( $f_1, f_2$ ) や ADC ( $D_1, D_2$ ) がどれだけ正確に算出されるのかを検証した。実際の人体での DWI 信号は、もっと様々な ADC, 初期信号値をもった微小集合体により構成されているため、このような単純なファントムで再現できているのかという問題はあがあるが、これまで、生体でしか行われていなかった DWI biexponential 信号減衰の研究を、単純化して見てゆくことに関しては、有効な手

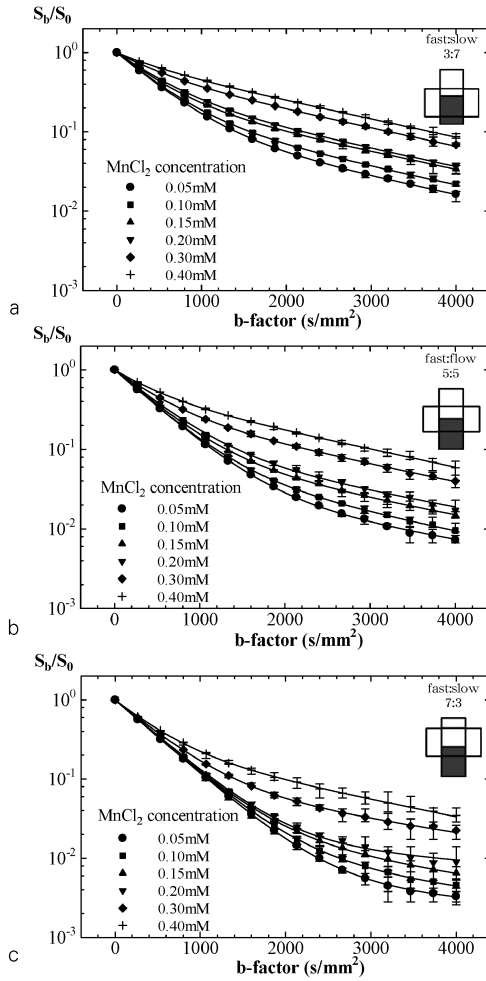


Fig. 3. Signal attenuation of DWI in phantoms combined fast (water) and slow (sucrose gel) component (a) 3 : 7 (b) 5 : 5 (c) 7 : 3 (fast: slow). Each datum was fitted by a least square method with eq. (3). All indicates clear biexponential decay with b factor.

段ではないかと考える。

今回用いたファントムの ADC は、それぞれ、精製水  $2.26 \pm 0.15 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , 8 wt% PVA ゲル  $1.72 \pm 0.05 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , 30 wt% スクロースゲル  $0.62 \pm 0.04 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  であり、その差を取った  $\Delta\text{ADC}$  (fast-slow) は約  $1.1 \sim 1.64 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  であった。これは、

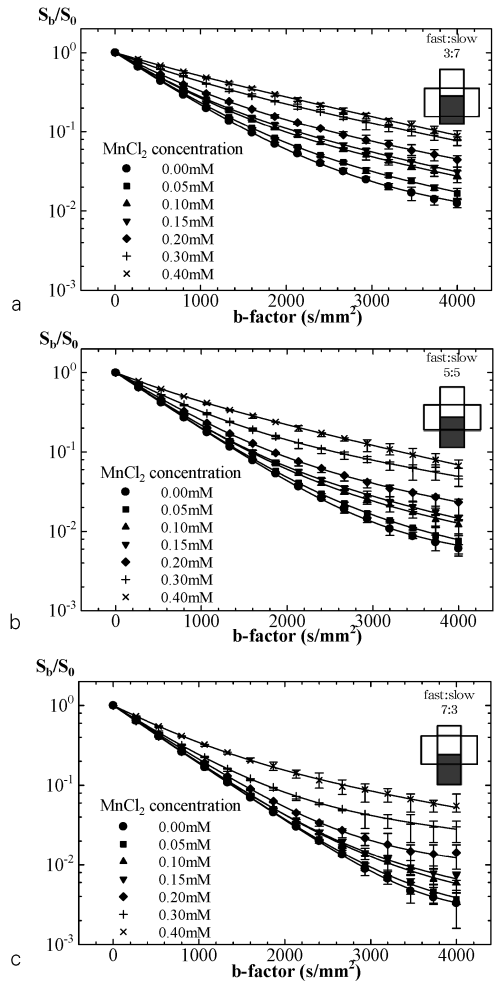


Fig. 4. Signal attenuation of DWI in phantoms combined fast (PVA gel) and slow (sucrose gel) component (a) 3 : 7 (b) 5 : 5 (c) 7 : 3 (fast: slow). Each datum was fitted by a least square method with eq. (3). All indicates clear biexponential decay with b factor.

Brugières ら<sup>16)</sup>の報告したボランティアの生体脳で解析した fast component の ADC:  $1.02 \sim 1.97 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , slow component の ADC:  $0.08 \sim 0.36 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  より得た  $\Delta\text{ADC}$  (fast-slow) : 約  $1.1 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  と比較してもそれほど離れてはいない。

次に、biexponential 信号減衰から算出され

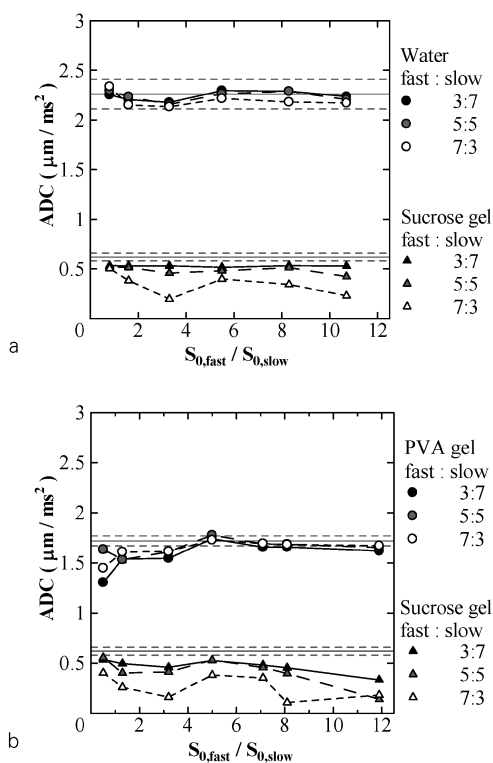


Fig. 5. Correlation between the ADCs and  $S_0$  ratio of fast and slow components in the combined phantoms a) water and sucrose gels, b) PVA gels and sucrose gels. Straight lines are original ADCs (solid lines) and the standard deviation (broken lines) of each components.

た ADC の正確性に関しては、fast component では、PVA ゲルの初期信号値  $S_0$  が低い場合を除いては、おおむね正確に算出されたが、slow component の ADC は、実際よりもやや低めに算出される傾向があった。これらは、元々の信号値が低く、DWI 信号減衰に関与する割合が少ないために生じた結果であろう考える。特に  $T_2$  値が短く、かつその存在比がわずかなものは、biexponential 信号減衰に関与する割合が少ないため、そのような状況で算出された値は誤差が大きくなるのではないかと考える。しかし、この点に関しては、我々が調べた中では過去に報告例がない。実際、生体におい

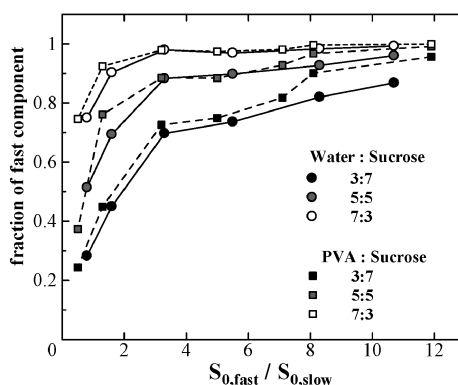


Fig. 6. Correlation between the derived fast component fractions and the  $S_0$  ratio of fast and slow components in the combined phantoms.

て正確な ADC が知られていないためであるが、今回の結果をふまえると、過去に報告されている ADC、特に slow component に関しては、実際よりもやや低めに算出されている可能性が示唆された。

また、算出した各コンポーネントの存在比に関しては、ほぼ正確に算出できているのは、fast/slow component の初期信号値  $S_0$  の比が 1 付近である場合のみであり、その後、 $S_0$  比の上昇とともに急激に上昇し、3 を超えたあたりからは、実際の存在比とは大きくかけ離れたままプラトーを形成していた (Fig. 6)。 $S_0$  比を変える要因の一つとしては、fast/slow component の  $T_2$  値の差があり、実際の人体での細胞内外の  $T_2$  値の差は不明であるが、Stewart ら<sup>21)</sup>の報告による豚の神経細胞外/内の  $T_2$  値は 215 ms/76 ms、また Does ら<sup>22)</sup>はラットの神経細胞では 121 ms/41 ms と報告されており、これらを踏まえて fast/slow の  $S_0$  比をおおむね 3~5 倍程度として今回の結果と比較すると、実際 fast/slow の存在比が 3 : 7 であったものは、7 : 3 程度と算出されており、過去に報告された細胞内外の存在比のミスマッチ<sup>9)</sup>と一致した結果となった。これに関して Clark ら<sup>14)</sup>は生体脳で、TE を 84~170 ms まで変化

させて component fraction を算出し、その変化がないことから、細胞内外の  $T_2$  値の差による影響を否定したが、この TE の範囲内で細胞内外のプロトン密度を同等とした場合での  $S_0$  比の変化は 1.9~4.5 であり、今回の結果からみると、その範囲での fast component の割合は 0.6~0.7 程度で大きな変化はなく、やはり、biexponential 信号減衰における、各コンポーネントの  $T_2$  値の差の影響は否定できないのではないかと考える。このような結果になったのは、今回使用したフィッティング式(3)に問題があると考えられる。つまり、各コンポーネントの  $S_0$  は同じであるという前提で計算が行われているが、実際にはこの  $S_0$  の値は各コンポーネントで違う可能性がある。Kärger ら<sup>8)</sup>の論文によると、横緩和は、あるピクセル内すべての磁化の振る舞いの総和であり、ピクセル一つを考えた場合、同一であるという前提で計算が行われている。しかし、生体の  $T_2$  値についても複数成分の存在が指摘されている<sup>23)</sup>。実際の生体内での細胞内外などのコンポーネントについて、それぞれの  $S_0$  値を知ることは困難であり、このような条件下で、生体の正確な fast/slow component の存在比を求めることは不可能なのかも知れない。ただ、生体におけるミスマッチの原因として、細胞膜透過性などの様々なファクターの影響も指摘されている中、このような単純なファントムによっても、生体と同様の結果が得られたのは興味深い事実であると考えられる。

## 結 語

DWI biexponential 信号減衰曲線から、fast/slow component の情報を引き出す際の正確性について、単純なファントムを用いて検討を行った。その結果、fast component の ADC に関してはかなり正確に、slow component の ADC に関してはやや低めに算出されることがわかった。またそれぞれの存在比については、

各コンポーネントの  $T_2$  値の違いにより変化し、正確に算出できるのは、fast/slow component の初期信号値  $S_0$  の比が 1 付近のときのみであった。さらに、過去に報告されている fast/slow component を、細胞内外の成分と見なしたときの存在比の矛盾<sup>9),10),14)~17),19),24)</sup>を、ファントムで再現することができた。しかし、実際に生体で起こっている現象は複雑で、今回の研究に用いた単純なモデルでの結果を当てはめるのは十分ではないかもしれない。実際の生体検査では、他の様々な要素が関与しているため、今後さらに詳細なシミュレーションにより、この DWI biexponential 信号減衰についての解明が必要である。

## 文 献

- 1) Sugahara T, Korogi Y, Kochi M, et al. : Usefulness of diffusion-weighted MRI with echo-planar technique in the evaluation of cellularity in gliomas. *J Magn Reson Imaging* 1999 ; 9 : 53-60
- 2) Guo Y, Cai YQ, Cai ZL, Gao YG, An NY, Ma L, Mahankali S, Gao JH : Differentiation of clinically benign and malignant breast lesions using diffusion-weighted imaging. *J Magn Reson Imaging* 2002 ; 16 : 172-178
- 3) Kuroki Y, Nasu K, Kuroki S, Murakami K, Hayashi T, Sekiguchi R, Nawano S : Diffusion-weighted imaging of breast cancer with the sensitivity encoding technique: analysis of the apparent diffusion coefficient value. *Magn Reson Med Sci* 2004 ; 3 : 79-85
- 4) Hosonuma T, Tozaki M, Ichiba N, Sakuma T, Hayashi D, Yanaga K, Fukuda K : Clinical usefulness of diffusion-weighted imaging using low and high b-values to detect rectal cancer. *Magn Reson Med Sci* 2006 ; 5 : 173-177
- 5) Pierallini A, Caramia F, Falcone C, et al. : Pituitary macroadenomas : preoperative evaluation of consistency with diffusion-weighted MR imaging - initial experience. *Radiology* 2006 ; 239 : 223-231
- 6) Woodhams R, Matsunaga K, Kan S, Hata H, Ozaki M, Iwabuchi K, Kuranami M, Watanabe

- M, Hayakawa K : ADC mapping of benign and malignant breast tumors. *Magn Reson Med Sci* 2005 ; 4 : 35-42
- 7) 新本 弘, 押尾晃一 : High b-value 拡散強調画像. *日磁医誌* 2008 ; 28 : 114-121
  - 8) Kärger J, Preifer H, Heink W : Principles and application of self-diffusion measurements by nuclear magnetic resonance. *Adv Magn Reson* 1988 ; 12 : 1-89
  - 9) Niendorf T, Dijkhuizen RM, Norris DG, van Lookeren Campagne M, Nicolay K : Biexponential diffusion attenuation in various states of brain tissue : implication for diffusion-weighted imaging. *Magn Reson Med* 1996 ; 36 : 847-857
  - 10) Mulkern RV, Gudbjartsson H, Westin CF et al. : Multi-component apparent diffusion coefficients in human brain. *NMR Biomed* 1999 ; 12 : 51-62
  - 11) Schwarcz A, Bogner P, Meric P et al. : The existence of biexponential signal decay in magnetic resonance diffusion-weighted imaging appears to be independent of compartmentalization. *Magn Reson Med* 2004 ; 51 : 278-285
  - 12) Chin CL, Wehrli FW, Hwang SN, Takahashi M, Hackney DB : Biexponential diffusion attenuation in the rat spinal cord : computer simulations based on anatomic images of axonal architecture. *Magn Reson Med* 2002 ; 47 : 455-460
  - 13) 戸崎光宏, 丸山克也 : 乳房のマルチ b ファクター拡散強調画像が果たしうる役割. *Siemens Future* 2008 ; 15 : 7-19
  - 14) Clark CA, Le Bihan D : Water diffusion compartmentation and anisotropy at high b values in the human brain. *Magn Reson Med* 2000 ; 44 : 852-859
  - 15) Maier SE, Bogner P, Bajzik G, Mamata H, Mamata Y, Repa I, Jolesz FA, Mulkern RV : Normal brain and brain tumor : multicomponent apparent diffusion coefficient line scan imaging. *Radiology* 2001 ; 219 : 842-849
  - 16) Brugières P, Thomas P, Maraval A, et al. Water diffusion compartmentation at high b values in ischemic human brain. *AJNR Am J Neuroradiol* 2004 ; 25 : 692-698
  - 17) Maier SE, Mulkern RV : Biexponential analysis of diffusion-related signal decay in normal human cortical and deep gray matter. *Magn Reson Imaging* 2008 ; 26 : 897-904
  - 18) Pilatus U, Shim H, Artemov D, Davis D, van Zijl PC, Glickson JD : Intracellular volume and apparent diffusion constants of perfused cancer cell cultures, as measured by NMR. *Magn Reson Med* 1997 ; 37 : 825-832
  - 19) Roth Y, Ocherashvili A, Daniels D, Ruiz-Cabello J, Maier SE, Orenstein A, Mardor Y : Quantification of water compartmentation in cell suspensions by diffusion weighted and T<sub>2</sub> weighted MRI. *Magn Reson Imaging* 2008 ; 26 : 88-102
  - 20) Hori M, Kim T, Murakami T, et al. : Isotropic diffusion-weighted MR imaging with tetrahedral gradients in upper abdomen. *Magn Reson Med Sci* 2006 ; 5 : 201-206
  - 21) Stewart WA, MacKay AL, Whittall KP, Moore GR, Paty DW : Spin-spin relaxation in experimental allergic encephalomyelitis. analysis of CPMG data using a non-linear least squares method and linear inverse theory. *Magn Reson Med* 1993 ; 29 : 767-775
  - 22) Does MD, Gore JC : Compartmental study of diffusion and relaxation measured *in vivo* in normal and ischemic rat brain and trigeminal nerve. *Magn Reson Med* 2000 ; 43 : 837-844
  - 23) 俵 紀行, 新田 収, 伊藤彰義 : ヒト骨格筋の横緩和時間計測のための撮像法の比較. *日磁医誌* 2008 ; 28 : 25-34
  - 24) 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



## **Accuracy of Fast and Slow Component Fractions and their ADCs Derived from the Biexponential DWI Signal Attenuation Curve: Phantom Experiments**

Takayuki TAMURA<sup>1,2</sup>, Shuji USUI<sup>3</sup>, Mitoshi AKIYAMA<sup>3</sup>

*<sup>1</sup>Department of Radiology, Hiroshima Atomic Bomb Casualty Council,  
Health Management & Promotion Center  
3-8-6, Sendamachi, Naka-ku, Hiroshima 730-0052*

*<sup>2</sup>Major in Medical Engineering and Technology, Graduate School of Medical Technology and  
Health Welfare Sciences, Hiroshima International University*

*<sup>3</sup>Department of Clinical Radiology, Faculty of Health Sciences, Hiroshima International University*

A decrease in diffusion is observed in diffusion-weighted imaging (DWI) when apparent diffusion coefficient (ADC) is measured in clinical diagnoses. ADC is used to assess acute brain infarction, tumor malignancy, and therapeutic effects of chemotherapy. However, ADCs vary when calculated with 2 different b-factors because the real signal decrement of DWI is a biexponential function of the b-factor, assuming that the environment of water molecules is different in the intra- and extracellular spaces. The component fraction estimated from least squares analysis of the biexponential DWI curve differs from the actual component fraction.

We reproduced the biexponential signal attenuation using 2 phantoms that individually controlled both diffusion and relaxation time, and we compared the measured ADC and component fraction with their actual values. We found that the ADC of the fast component was obtained accurately, but the ADC of the slow component was underestimated. Analyzing each component fraction accurately was difficult because of the differences in initial signal intensity from the variation of  $T_2$  relaxation times and proton densities. It is noteworthy that the mismatch between the derived and actual component fraction was also observed in this phantom experiment.