原 著

撮像パラメータが ADC 測定に与える影響について

尾崎正則¹⁾・小倉明夫²⁾・室伊三男³⁾・宮地利明⁴⁾・田村隆行⁵⁾
高橋光幸⁶⁾・土井 司⁷⁾・丹治 一⁸⁾・高橋順士⁹⁾・滝沢 修¹⁰⁾

- 1) 北里大学医療衛生学部医療工学科
- 2) 京都市立病院放射線科
- 3) 東海大学医学部附属病院放射線技術科
- 4) 金沢大学医学部医学系研究科保健学専攻
- 5) 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
- 6) 国家公務員共済組合連合会横浜栄共済病院放射線科
- 7) 大阪大学医学部附属病院医療技術部放射線部門
- 8) 財団法人仁泉会医学研究所北福島医療センター画像センター
- 9) 国家公務員共済組合連合会虎の門病院放射線部
- 10) シーメンス旭メディテック株式会社マーケティング本部

論文受付
2010年 3 月 3 日

論文受理
2010年 6 月 21 日

Code No. 261

緒 言

近年, magnetic resonance imaging (MRI) 検査において頭部や躯幹部の拡散強調画像 (diffusion weighted imaging: DWI) の臨床応用が急速に広がり, 急性期脳梗塞の評価や悪性腫瘍の検出などに盛んに行われている^{1~5)}。また, DWI から得られた信号よりみかけの

拡散係数 (apparent diffusion coefficient: ADC) が算出可能である。ADC 値は DWI による画像診断と比べ定量的な評価が可能になるため ADC 値による悪性腫瘍の鑑別診断などの研究論文が散見される^{6~11)}。ADC 値の算出方法には 2 点法と多点法が存在する。どちらの算出方法もそれぞれ利点, 欠点が存在する

Influence of Imaging Parameters on the Measurement of Apparent Diffusion Coefficient

Masanori Ozaki,¹⁾ Akio Ogura,²⁾ Isao Muro,³⁾ Tosiaki Miyati,⁴⁾ Takayuki Tamura,⁵⁾ Mitsuyuki Takahashi,⁶⁾ Tsukasa Doi,⁷⁾ Hajime Tanji,⁸⁾ Junji Takahashi,⁹⁾ and Osamu Takizawa¹⁰⁾

- 1) School of Allied Health Sciences, Kitasato University
- 2) Department of Radiology, Kyoto City Hospital
- 3) Department of Radiology, Tokai University Hospital
- 4) Division of Health Sciences, Kanazawa University Graduate School of Medical Science
- 5) Department of Radiology, Hiroshima Atomic Bomb Casualty Council, Health Management & Promotion Center
- 6) Department of Radiology, Federation of National Public Service and Affiliated Personnel Mutual Aid Associations, Yokohama Sakae Kyouzai Hospital
- 7) Department of Radiology, Osaka University Hospital
- 8) Imaging Center, Jinsenkai Medical Foundation, Northern Fukushima Medical Center
- 9) Department of Radiological Technology, Federation of National Public Service Personnel Mutual Aid Associations, Toranomon Hospital
- 10) Siemens Asahi Medical Technologies Ltd. Marketing Division, R&C Group

Received March 3, 2010; Revision accepted June 21, 2010; Code No. 261

Summary

The apparent diffusion coefficient (ADC) values are calculated by using signal intensity in diffusion-weighted images (DWIs) with two or more different b-value. Therefore, the signal to noise ratio (SNR) of DWI with higher b-value may have a big influence on the measured ADC value. We examined the influence of the imaging parameters on the calculated ADC values. The SNR of DWI increased by using a larger voxel size, by means of a decreased number of matrix, an increased slice thickness, and an increased field of view (FOV). However, when the number of excitations was increased to improve the SNR of DWI, the signal intensity of background noise was observed to be slightly increased. It was suggested that the consistency of measured ADC was not preserved when the signal of the DWIs with higher b-value dropped close to the noise level.

Key words: apparent diffusion coefficient, background noise, signal to noise ratio, diffusion weighted image

別刷資料請求先: 〒 252-0373 神奈川県相模原市南区北里 1-15-1
北里大学医療衛生学部医療工学科 尾崎正則 宛

が、現在は撮像時間が短く、簡便な 2 点法が主流になっている。2 点法における ADC 値は

$$\text{ADC values} = -\ln(\text{SI}(b1)/\text{SI}(b2))/(b1-b2) \quad \cdots \cdots (1)$$

上記式(1)より算出される。

ADC 値算出には異なる複数の b 値から得られた信号強度より算出されるため、信号雑音比(signal to noise ratio: SNR)に影響を与える撮像パラメータが ADC 値の測定に影響を与える可能性がある。傾斜磁場変動による振動の影響による ADC 値の変化¹²⁾、ADC 測定における呼吸の影響¹³⁾、 b 値および、測定する対象物の T_1 値、 T_2 値によっては repetition time (TR)、echo time (TE) が ADC 値に影響を与えるという報告¹⁴⁾はあるが、その他の撮像パラメータが ADC 値に与える影響に関しては検討されていない。しかし、呼吸などの bulk motion や b 値、TR、TE 以外に SNR に直接影響を与える撮像パラメータの設定によっては ADC 値の信頼性が低下することが予想される。また、最近では生体での ADC 値の bi-exponential decay に関する研究^{15, 16)}、q-space imaging^{17, 18)} など非常に高い b 値で測定する研究が盛んに行われており、SNR が測定される ADC 値に与える影響を把握しておく必要性が高いと考える。

そこで今回われわれは SNR に直接影響を与える撮像パラメータが測定される ADC 値に与える影響について検討を行ったので報告する。

1. 方 法

1-1 使用装置

MRI 装置は SIGNA HDxt 1.5 T ver15.0 (GE Healthcare 社製, Milwaukee), 受信コイルは送受信型 QD HEAD コイルを用いた。ファントムは 20 cm 径の円筒状で中性洗剤(界面活性剤 18%, 安定化剤, T_1 値: 620 ms, T_2 値: 321 ms)を封入したファントムを用いた。

1-2 撮像条件

撮像パルスシーケンスは spin echo 型 single-shot echo-planar imaging 法を用いた。基準とした撮像パラメータは TR10000 ms, TE138~152 ms, 受信バンド幅 ± 250 kHz, field of view (FOV) 30 cm, スライス厚 5 mm, マトリクス数(周波数エンコード数 $\times$ 位相エンコード数)128 $\times$ 128, b 値 0~8000 s/mm², 拡散測定時間 56.2 ms, である。

1-3 加算回数, スライス厚, FOV, マトリクス数が ADC 値に与える影響について

基本撮像パラメータに対して SNR に直接影響を与

える撮像パラメータのうち加算回数を 1, 4, 16, スライス厚を 2.5 mm, 5 mm, 10 mm, FOV を 21.2 cm, 30 cm, 42.4 cm, マトリクス数を 64 $\times$ 64, 128 $\times$ 128, 256 $\times$ 256 におのおの変化させて撮像を行い、ファントムの信号強度、標準偏差(standard deviation: SD), および、バックグラウンドの信号強度および SD を測定し、ADC 値および SNR を算出した。

1-4 ADC 値および SNR の算出方法

ADC 値は実験結果から得られた $b=0$ s/mm² および各 b 値の信号強度から、式(1)を用いて算出した。

SNR 測定は 1 回測定法¹⁹⁾を採用し、

$$\text{SNR} = (4 - \pi/2)^{1/2} \times \text{SI}(b) / \text{SDair}(b) \quad \cdots \cdots (2)$$

SI(b): 各 b 値におけるファントムの region of interest (ROI)内信号強度の平均値

SDair(b): 各 b 値における画像の四隅のバックグラウンド測定 ROI 内の標準偏差の平均値

上記式(2)を用いて算出した。

2. 結 果

b 値を変化させた場合、どの撮像パラメータを変化させた場合も低い b 値では一定の ADC 値を示し、 b 値がより高くなるにしたがい ADC 値が小さくなる傾向があった(Fig. 1)。加算回数を変化させた場合、得られる ADC 値に変化はなかった(Fig. 1a)。スライス厚を変化させた場合、スライス厚が厚くなるにしたがいより高い b 値まで一定の ADC 値が得られた(Fig. 1b)。FOV を変化させた場合、FOV が大きくなるにしたがいより高い b 値まで一定の ADC 値が得られた(Fig. 1c)。マトリクス数を変化させた場合、マトリクス数が小さくなるにしたがいより高い b 値まで一定の ADC 値が得られた(Fig. 1d)。

SNR については、加算回数を変化させた場合、加算回数を大きくするにしたがい、より高い SNR が得られた(Fig. 2a)。スライス厚を変化させた場合、スライス厚が厚くなるにしたがいより高い SNR が得られた(Fig. 2b)。FOV を変化させた場合、FOV が大きくなるにしたがいより高い SNR が得られた(Fig. 2c)。マトリクス数を変化させた場合、マトリクス数が小さくなるにしたがいより高い SNR が得られた(Fig. 2d)。

Fig. 3~6 に各撮像パラメータを変化させた場合のファントムの信号強度およびバックグラウンドの信号強度と b 値の関係のグラフを示す。各グラフのエラーバーはファントムの信号強度を測定した ROI 内の SD $\times 2$ を示す。Fig. 3~6 のすべてのグラフにおいて、ファントムの信号強度は b 値が大きくなるにしたがい

Fig. 1 Relation between b-value changes and ADC values in each imaging parameter.

(a) When number of excitations changed.

(b) When slice thickness changed.

(c) When FOV changed.

(d) When matrix changed.

a	b
c	d

Fig. 2 Relation between b-value changes and SNRs in each imaging parameter.

(a) When number of excitations changed.

(b) When slice thickness changed.

(c) When FOV changed.

(d) When matrix changed.

a	b
c	d

低下していき、バックグラウンドの信号強度(BG(b))は**b**値によらずほぼ一定の値を示した。加算回数を変化させた場合、加算回数を上げるにしたがい、わずかであるがBG(b)が高くなった(Fig. 3)。スライス厚を変化させた場合、スライス厚が厚くなるにしたがいBG(b)が低くなっていった(Fig. 4)。FOVを変化させた場合、FOVが大きくなるにしたがいBG(b)が低くなっていった(Fig. 5)。マトリクス数を変化させた場合、マトリクス数が小さくなるにしたがいBG(b)が低くなっていった(Fig. 6)。

どの撮像パラメータにおいても、 $SI(b)-2 \times SD$ (Fig. 3~6の各エラーバー下側の値)がBG(b)を下回らない値を示す**b**値(Fig. 3~6の各グラフの点線の垂直線部以下の**b**値)のときに安定したADC値が得られた。

3. 考 察

スライス厚、FOV、マトリクス数を変化させることによってSNRおよびBG(b)が変化し、SNRが高くなるほど、また、BG(b)が低くなるほど、より高い**b**値まで一定のADC値を得ることができた。FOVやマトリクス数を変化させた場合はecho planar imaging(EPI)のエンコード時間が変化するためにTEが変化し最大

で14 ms程度の差がでた。TEの変化によるSNRの変化が得られた結果に影響を与えている可能性も考えられたが、SNRの変化はFOVやマトリクス数の変化に伴う理論値に近い値であり、今回のTEの変化ではTEによる影響はないと言える。また、今回使用したファントムは液体であることから、制限拡散はないと考えられる。そして自由拡散下での測定では**b**値によってADC値は変化しない。したがって今回の結果からADC値測定とSNRには密接な関係があることがわかる。しかし、SNRに影響を与える撮像パラメータである加算回数を大きくした場合には、SNRが高くなるにもかかわらず、BG(b)はわずかではあるが高くなり、一定のADC値が得られる**b**値は変化しなかった。加算回数の変化によって、このような結果になった要因としてDWIの再構成アルゴリズムに関係があると考えられる。通常のMR画像では加算回数が1より大きい場合、k-space上で加算した後にフーリエ変換を行い実画像に変換する。しかし、DWIの場合、k-space上で加算を行うと拡散のランダム性が平均化されてしまうため正確に拡散が画像に反映されなくなる。そのため、各画像をフーリエ変換し実画像に変換後に加算を行っている。加算の手

Fig. 3 Relation between **b** values and ADC values, signal intensity of phantom and background noise, when number of excitations changed.
 (a) number of excitations: 1.
 (b) number of excitations: 4.
 (c) number of excitations: 16.

Fig. 4 Relation between b values and ADC values, signal intensity of phantom and background noise, when slice thickness changed.
 (a) slice thickness: 2.5 mm. (b) slice thickness: 5 mm. (c) slice thickness: 10 mm.

Fig. 5 Relation between b values and ADC values, signal intensity of phantom and background noise, when FOV changed.
 (a) FOV: 21.2 cm. (b) FOV: 30 cm. (c) FOV: 42.4 cm.

Fig. 6 Relation between b values and ADC values, signal intensity of phantom and background noise, when matrix changed.

(a) matrix: 64×64.

(b) matrix: 128×128.

(c) matrix: 256×256.

法は, motion probing gradient(MPG)軸の合成には相乗平均, 加算回数による加算は相加平均を行っている. 実画像で加算処理を行うことによって, pixel by pixel における加算になってしまうため, バックグラウンド領域の信号のバラつきは減少するが, 信号レベルそのものは変化しない. しかし, 相加平均と相乗平均を比較した場合, 相加平均のほうが相乗平均より大きな信号強度に算出されてしまう. そのため, 加算回数を上げることによって, 相加平均を使用する加算の割合が, 相乗平均を使用する MPG 軸合成の割合に比べ大きくなっていくために相加平均の影響が強くなり, SNR は向上するものの, BG(b)の平均値がわずかではあるが大きくなったと考える. そのため, 加算回数を上げてバックグラウンドと測定する対象の信号強度差がほとんど変化せず, DWI では加算回数を大きくしても正しい ADC 値の測定可能な b 値も変化しなかったと言える. 換言すれば, 加算回数 1 で正しい ADC 値を測定できない対象物は加算回数を上げて測定できないことを意味する.

また Fig. 3~6 から, $SI(b) - 2 \times SD > BG(b)$ を下回らないときに安定した ADC 値が得られている. MRI

の有信号部分が正規分布に従っていると考えると SNR の低い場合, 対象物の信号分布の広い範囲にバックグラウンドノイズが上乗せされてしまうため, 本来の信号強度より高い値を示してしまう. また低 SNR 下での magnitude image は信号のバラつきのうち, 負の信号部分が正方向に折りがえってしまうため, ファントムの信号の平均値がさらに高くなってしまう. その結果, ADC 値が本来の値より小さく算出されてしまったと考えられる.

以上の結果から安定した ADC 値を測定するにあたり, $SI(b) - 2 \times SD > BG(b)$ を満たす撮像パラメータで撮像することが必要条件であると言える. しかし, 現在臨床での検査では parallel imaging を使用することが一般的である. parallel imaging を使用した場合, 画像を展開する際に無信号部分は 0 にしてしまうために BG(b)を測定することができない. また, parallel imaging を用いた画像のノイズ分布が受信コイルの感度に依存するなど, 今回示した指標は適用できない. parallel imaging を使用した際の評価は今後の課題であると考ええる.

4. 結 語

以上より, SNR が測定される ADC 値に影響を与えることが確認できた. また拡散強調画像のパルスシーケンスにおいて, 加算回数を上げることで SNR は向上するものの, BG(b)が低下しないことが確認できた. そして, ADC 値を測定する際には $SI(b)-2 \times SD > BG(b)$ を満たす撮像パラメータで撮像することが必要条件であり, 今回の結果は ADC 値を用いた研究において ADC 値の信頼性を担保させる指標の一つになり得る.

謝 辞

本研究は, 平成 20・21 年度日本放射線技術学会, 学術委員会調査研究班(MRI の ADC 値測定精度に関する研究班)での検討をまとめたものである. 関係各位に感謝いたします. またパルスシーケンス開発および実験に際し, 多大なるご助言をいただいた GE ヘルスケア・ジャパン株式会社 平野勝也氏, 京都大学大学院医学研究科放射線医学講座 藤本晃司先生ならびに北里大学病院放射線部 MR 検査室スタッフ一同にこの場をお借りして厚く御礼申し上げます.

参考文献

- 1) Bammer R, Keeling SL, Augustin M, et al. Improved diffusion-weight single-shot echo-planar imaging(EPI) in stroke using sensitivity encoding(SENSE). *Magn Reson Med* 2001; 46(3): 548-554.
- 2) Takahara T, Imai Y, Yamashita T, et al. Diffusion weighted whole body imaging with background body signal suppression(DWIBS): technical improvement using free breathing, STIR and high resolution 3D display. *Radiation Medicine* 2004; 22(4): 275-282.
- 3) Warach S, Gaa J, Siewert B, et al. Acute human stroke studied by whole brain echo planar diffusion-weighted magnetic resonance imaging. *Ann Neurol* 1995; 37(2): 231-241.
- 4) Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, et al. Diffusion-weighted MR imaging with a single-shot echoplanar sequence: detection and characterization of focal hepatic lesions. *AJR Am J Roentgenol* 1998; 170(2): 397-402.
- 5) Nasu K, Kuroki Y, Nawano S, et al. Hepatic metastases: diffusion-weighted sensitivity-encoding versus SPIO-enhanced MR imaging. *Radiology* 2006; 239(1): 122-130.
- 6) Woodhams R, Matsunaga K, Kan S, et al. ADC Mapping of benign and malignant breast tumors. *Magn Reson Med* 2005; 4(1): 35-42.
- 7) Moteki T, Ishizuka H. Diffusion-weighted EPI of cystic ovarian lesions: evaluation of cystic contents using apparent diffusion coefficients. *J Magn Reson Imaging* 2000; 12(6): 1014-1019.
- 8) Sato C, Naganawa S, Nakamura T, et al. Differentiation of noncancerous tissue and cancer lesions by apparent diffusion coefficient values in transition and peripheral zone of the prostate. *J Magn Reson Imaging* 2005; 21(3): 258-262.
- 9) Yoshikawa T, Kawamitsu H, Mitchell DG, et al. ADC measurement of abdominal organs and lesions using parallel imaging technique. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 187(6): 1521-1530.
- 10) Nakayama T, Yoshimitsu K, Irie H, et al. Diffusion-weighted echo-planar MR imaging and ADC mapping in the differential diagnosis of ovarian cystic masses: usefulness of detecting keratinoid substances in mature cystic teratomas. *J Magn Reson Imaging* 2005; 22(2): 271-278.
- 11) Eida S, Sumi M, Sakihama N, et al. Apparent diffusion coefficient mapping of salivary gland tumors: prediction of the benignancy and malignancy. *AJNR Am J Neuroradiol* 2007; 28(1): 116-121.
- 12) 小倉明夫, 前田富美江, 宮井 明, 他. 傾斜磁場変動による振動が拡散強調画像に与える影響について. *日放技学誌* 2006; 62(4): 565-569.
- 13) 室伊三男, 高原太郎, 堀江朋彦, 他. 自由呼吸下一躯体部拡散強調画像における動きの影響について. *日放技学誌* 2005; 61(11): 1551-1558.
- 14) Ogura A, Hayakawa K, Miyati T, et al. Imaging parameter effects in apparent diffusion coefficient determination of magnetic resonance imaging. *Eur J Radiol (IN PRESS)*.
- 15) Mulkern RV, Zengingonul HP, Robertson RL, et al. Multi-component apparent diffusion coefficients in human brain: relationship to spin-lattice relaxation. *Magn Reson Med* 2000; 44(2): 292-300.
- 16) Riches SF, Hawtin K, Charles-Edwards EM, et al. Diffusion-weighted imaging of the prostate and rectal wall: comparison of biexponential and monoexponential modelled diffusion and associated perfusion coefficients. *NMR Biomed* 2009; 22(3): 318-325.
- 17) Assaf Y, Ben-Bashat D, Chapman J, et al. High b-value q-space analyzed diffusion-weighted MRI: application to multiple sclerosis. *Magn Reson Med* 2002 Jan; 47(1): 115-126.
- 18) Assaf Y, Mayzel-Oreg O, Gigi A, et al. High b value q-space-analyzed diffusion MRI in vascular dementia: a preliminary study. *J Neurol Sci* 2002 Nov 15; 203-204: 235-9.
- 19) Kaufman L, Kramer DM, Crooks LE, et al. Measuring signal-to-noise ratios in MR imaging. *Radiology* 1989; 173(1): 265-267.

図表の説明

Fig. 1 各撮像パラメータにおける b 値と ADC 値の関係

- (a)加算回数を変化させた場合
- (b)スライス厚を変化させた場合
- (c)FOV を変化させた場合
- (d)マトリクスを変化させた場合

Fig. 2 各撮像パラメータにおける b 値と SNR の関係

- (a)加算回数を変化させた場合
- (b)スライス厚を変化させた場合
- (c)FOV を変化させた場合
- (d)マトリクスを変化させた場合

Fig. 3 加算回数を変化させた場合の b 値と ADC 値およびファントムの信号強度、バックグラウンドの信号強度の関係

- (a)加算回数：1
- (b)加算回数：2
- (c)加算回数：16

Fig. 4 スライス厚を変化させた場合の b 値と ADC 値およびファントムの信号強度、バックグラウンドの信号強度の関係

- (a)スライス厚：2.5 mm
- (b)スライス厚：5 mm
- (c)スライス厚：10 mm

Fig. 5 FOV を変化させた場合の b 値と ADC 値およびファントムの信号強度、バックグラウンドの信号強度の関係

- (a)FOV：21.2 cm
- (b)FOV：30.0 cm
- (c)FOV：42.4 cm

Fig. 6 マトリクスを変化させた場合の b 値と ADC 値およびファントムの信号強度、バックグラウンドの信号強度の関係

- (a)マトリクス：64×64
- (b)マトリクス：128×128
- (c)マトリクス：256×256