

パーソナルコンピュータによる apparent diffusion coefficient (ADC) 値取得の基礎的検討

荒尾 信一¹, 古城 剛², 吉田 耕治²
 角場 幸記², 北山 彰¹, 天野 貴司¹
 林 明子¹, 大倉 保彦¹

Fundamental Study of Apparent Diffusion Coefficient (ADC) Value by Using Personal Computer

Shinichi ARAO¹, Tsuyoshi KOJO², Koji YOSHIDA²,
 Kouki KAKUBA², Akira KITAYAMA¹, Takashi AMANO¹,
 Akiko HAYASHI¹ and Yasuhiko OKURA¹

キーワード：MRI, ADC, 拡散強調画像, DICOM, 画素値

概 要

急性期脳梗塞などの脳血管障害や、脳腫瘍などの診断に利用されている apparent diffusion coefficient (ADC) 値を、DICOM 形式の ADC マップ画像から汎用のパーソナルコンピュータを利用して求めることを検討した。濃度の異なるゼラチンファントムを用いた実験の結果、専用装置で得られた ADC マップ画像上の ADC 値とパソコン上の DICOM 形式画像の画素値は一定の換算係数で関係づけられていることが確認できた。臨床画像においても、DICOM 形式画像の各画素値に換算係数を乗ずることで ADC 値を短大で計測することが可能であった。ADC 値は MRI 装置の解析用ソフトウェアで算出されるのが一般的であるが、附属病院の専用装置ではなく、短大に持ち帰った画像データから ADC 値の計測が可能なのは学生の教育上有用であると考えられる。

1. 緒 言

MRI (magnetic resonance imaging) 検査で得られる ADC (apparent diffusion coefficient) 値は見かけの拡散係数とも呼ばれ、被検体組織中の水分子の拡散の状態を反映した数値である。この ADC 値に基づいて作成された ADC マップ画像は、臨床において拡散状態の変化をとらえる急性期脳梗塞などの脳血管障害や脳腫瘍などの診断に利用されており、重要な臨床データの 1 つとなっている。ADC 値の計測は MRI 装置に搭載された専用の解析用ソフトウェアで行われるのが一般的である。しかし、短大では MRI 装置がないため、専用装置で ROI (region of interest：関心領域)

を設定し、測定された ADC 値を読みとることは可能であるが、追加して任意の部位の値を計測することはできない。

本研究の目的は、短大内の学生実験等で附属病院の MRI 装置で得られた DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 形式の ADC マップ画像から汎用のパーソナルコンピュータ (以下パソコン) を利用して ADC 値を読み取ることを可能にすることである。その方法として、拡散状態の異なる数種類の濃度のゼラチン溶液ファントムの MRI 画像から DICOM 形式画像の画素値と ADC 値との関係を求め、換算係数を得ることを試みた。さらに取得した換算係数を DICOM 形式画像の画素値に乗じることにより、臨床画像の ADC 値の読み取りが可能であることを確認したので併せて報告する。

2. 拡散強調画像および ADC について^{1,2)}

通常の MRI 画像の信号強度はプロトン原子核の磁

(平成15年10月7日受理)

¹川崎医療短期大学 放射線技術科, ²川崎医科大学附属病院 中央放射線部

¹Department of Radiological Technology Kawasaki College of Allied Health Professions

²Department of Radiology, Kawasaki Medical School Hospital

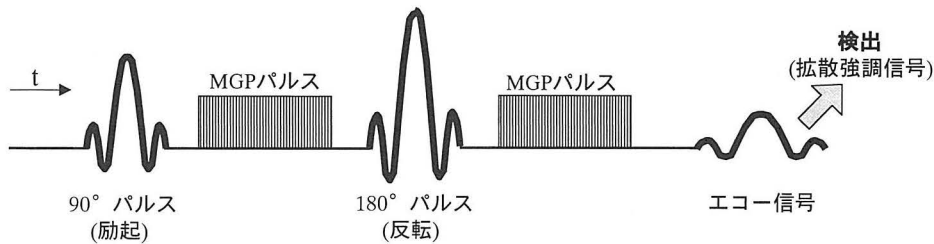
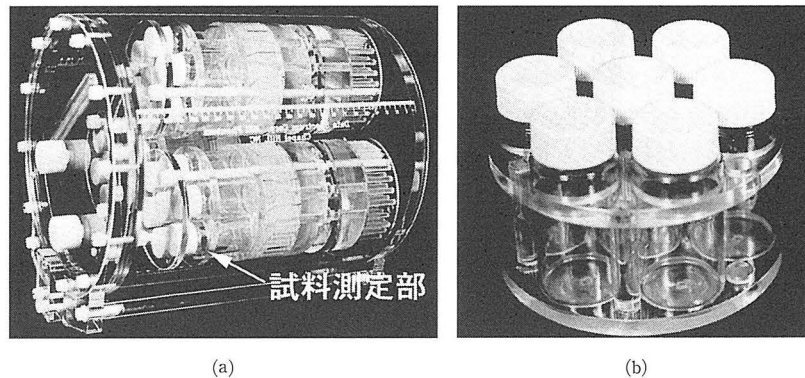


図1 拡散強調画像のパルスシーケンス (SE 法)

図2 MRI用ファントム (MODEL MRI/DLX-1)
(a)全体の外観 (b)試料測定部の構造

気共鳴現象における緩和時間の違いを反映しているが、同時に水分子の拡散の影響を強く受けることが古くから知られている。被検体内で水分子の拡散が起こるとプロトン原子核スピンの位相に乱れが生じて勾配磁場中で拡散に起因した信号強度の低下がみられる。この信号強度変化をとらえた画像が拡散強調画像である。SE (spin echo) 法のT2強調画像のパルスシーケンスにおいて、180°パルスを印加する前後にMPG (motion probing gradient) パルスを加えることで緩和時間の違いによる影響を抑え、拡散の影響だけを強く反映した画像を撮影することができる³⁾ (図1)。ここで印加されるMPGパルスは双極傾斜磁場でプロトン原子核スピンの位相の乱れを検出する働きをしており、MPGパルスの強度と印加時間を要約した係数をb-value (b値, 単位は sec/mm^2) として定義している⁴⁾。b-valueは使用されたシーケンスがどのくらい拡散の影響に敏感であるかを表しており、大きな値になるほど画像に拡散の影響が大きく現れることになる。臨床装置では $1000 \text{ sec}/\text{mm}^2$ の値が最も多く用いられている⁵⁾。

実際に臨床で拡散強調画像を撮影する際には被検者の動きが問題となるので、撮影時間の長くなるコンベンショナルなSE法ではなく、高速撮影が可能なSEタイプのSingle Shot EPI (echo planner imaging) 法でMPGパルスを加える方法が一般的に用いられて

いる。

ADC値は、拡散強調画像とMPGパルスを全く印加していないT2強調画像の各画素の信号強度値を使用して算出される相対的な見かけの拡散係数であり、水分子の拡散の速さが速いほど高値となる。このADC値に基づいて各画素にグレースケールで濃淡をつけたり、カラー表示したものがADCマップ画像である。拡散強調画像およびADCマップ画像は脳の虚血領域の検出、嚢胞と充実性腫瘍の鑑別、深部体温の測定、炎症性疾患の診断補助などに用いられており、MRI診断において重要な検査法となっている⁶⁾。

3. 方 法

図2(a)にMRI用ファントム (MODEL MRI/DLX-1 (Data Spectrum社)) の外観を示す。このファントムは試料測定部に21本 (1組7本で3組で構成) の試料びんを挿入できる構造になっている (図2(b))。この試料測定部に、ADC値を数段階に変化させるために濃度を0, 5, 10, 15, 20, 25, 30%の7段階に変化させて拡散状態を変えたゼラチン溶液を封入した試料びんを各3組 (計21本) 配置し、周囲を塩化ニッケル溶液で満たしてMRI装置で撮影した。ゼラチンを撮影対象として選択したのはADC値測定時にROI内の拡散状態が均一な物質を対象とするためである。フ

phantom 試料測定部における各濃度の試料びんの配置図を図3に示す。

撮影に使用した MRI 装置は SIGNA Horizon LX 1.5T Echospeed (GE 社製) である。撮影シーケンスは Single Shot EPI (SE) で TR (repetition time: 繰り返し時間) = 5500 msec, 実効 TE (echo time: エコー時間) = 97.5 msec, BW (bandwidth: バンド幅) = 97 kHz, NEX (number of excitations: 画像加算回数) = 1, FOV (field of view: 撮影領域) 26 cm, Slice thickness (スライス厚) = 6 mm, Matrix = 128 × 128 とし, b-value を 0 sec/mm² (T2 強調画像撮影時), および 1000 sec/mm² (拡散強調画像撮影時) の 2 種類で撮影を行って ADC 値の計測に必要な T2 強調画像と拡散強調画像を取得した。

ADC 値の計測は, MRI 装置に搭載されているソフトウェア functool 2000 (GE 社製) を利用して ADC

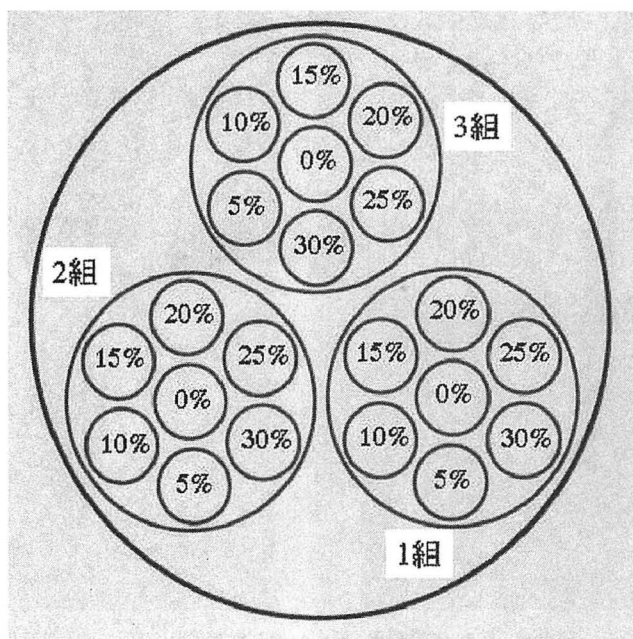


図3 各濃度ゼラチン溶液試料びんの配置図

マップ画像を作成し, 各濃度のゼラチン溶液部分の ADC 値を一定サイズの ROI で測定した。

次に MRI 装置で作成した ADC マップ画像を, DICOM 通信ソフトウェアである POP-Net plus (Image one 社製) を使用して DICOM 形式ファイルで汎用のパソコン (Power Mac G 4 (Apple 社製)) に取り込み, 画像表示ソフトウェア Osiris ver. 4.071 (以下 Osiris) で表示した。表示された画像上で MRI 装置の functool 2000 で測定したときとほぼ同じ位置, 大きさの ROI を設定して画素値を測定し, 得られた画素値と ADC 値との関係からその換算係数を求めた。

また, 求めた換算係数が臨床画像で使用可能であることを頭部 ADC マップ画像 (DICOM 形式) で確認した。

4. 結 果

表1に functool 2000 で測定された各濃度のゼラチン溶液の ADC 値を示す。各ゼラチン溶液の ADC 値は 0.00222 ~ 0.00131 mm²/sec の範囲の値となり, ゼラチン濃度が高いほど拡散の速度が減少し ADC 値は低い値となることがわかる。

図4にパソコンに転送して Osiris で表示した DICOM 形式の ADC マップ画像と測定 ROI を示す。また, 図5に Osiris で読み取った DICOM 形式の ADC マップ画像の画素値と functool 2000 で測定した ADC 値との関係を示す。横軸(x)に画素値, 縦軸(y)に ADC 値をとると

$$y = 0.99 \times 10^{-6} x + 2.25 \times 10^{-5}$$

の関係式で表される直線関係となり, DICOM 形式のマップ画像の画素値と functool 2000 による ADC 値の相関係数は 0.999 と高い相関を示した。

図6に臨床の頭部 ADC マップ画像 (視床レベル横断像) とその ADC 値測定用の ROI を示す。また, 表2に各 ROI の ADC 値, DICOM 形式画像の画素値お

表1 ゼラチン溶液の濃度と ADC 値

ゼラチン濃度	1 組	2 組	3 組
0 %	0.00220	0.00221	0.00222
5 %	0.00201	0.00202	0.00194
10 %	0.00182	0.00183	0.00182
15 %	0.00165	0.00165	0.00170
20 %	0.00150	0.00150	0.00157
25 %	0.00140	0.00139	0.00141
30 %	0.00134	0.00133	0.00131

(mm²/sec)

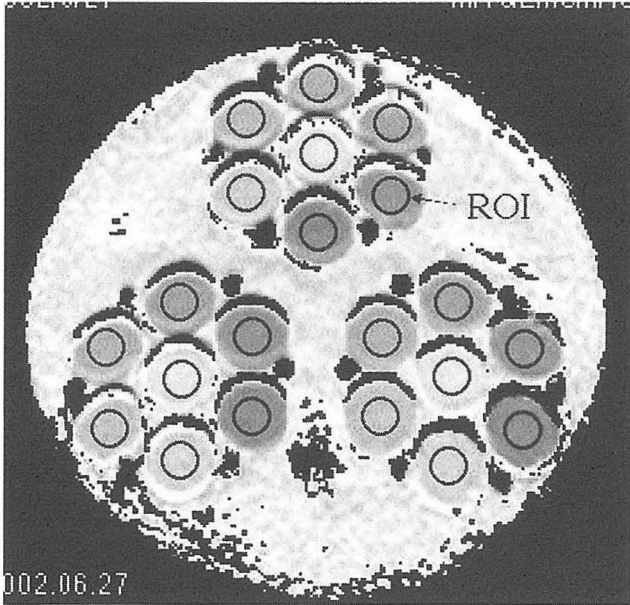


図4 DICOM形式で転送されたゼラチン溶液ファントムのADCマップ画像と測定ROI

よび画素値に換算係数を乗じて得られたADC値を示す。換算係数を使用することで臨床画像においてもほぼ正確にDICOM形式ADCマップ画像の画素値からADC値を読みとることができた。

6. 考 察

表1で示すように0～30%のゼラチン溶液のADC値は、0.00222～0.00131mm²/secとなり、ゼラチン溶液濃度が高くなると水分子の拡散速度が低下してADC値が低い値となることが確認できた。しかし、今回のファントムで得られたデータは均一な濃度のゼラチンであるにもかかわらず、試料びんの位置によって同じ濃度のゼラチンのADC値にばらつきが生じている。これは、試料びんの断面積が小さいことによる絶対的な信号強度の低下や画面内の磁場の不均一性による影響

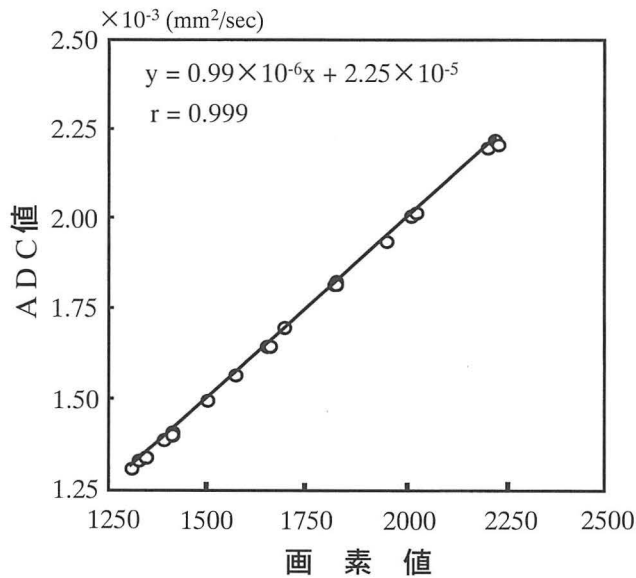


図5 DICOM形式のマップ画像の画素値とfunctool 2000によるADC値の関係

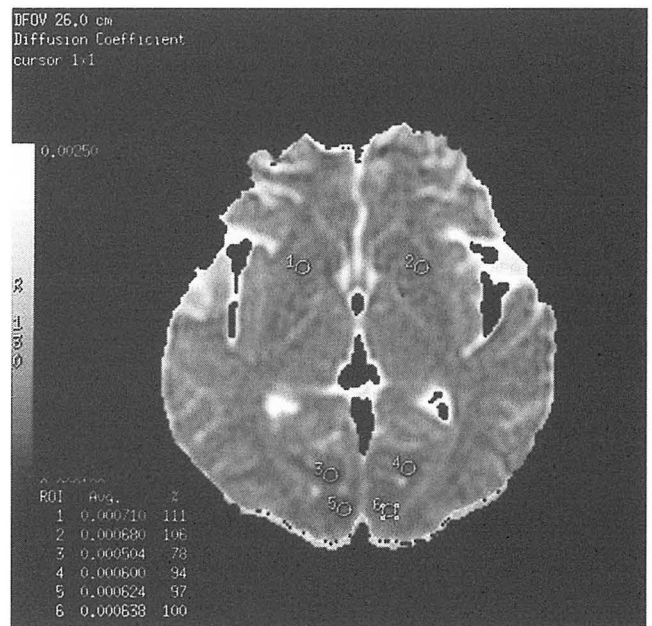


図6 頭部ADCマップ画像(視床レベル横断像)とADC値の測定ROI

表2 functool 2000で測定した頭部ADCマップ画像のADC値とDICOM形式ADCマップ画像の画素値から測定したADC値

ROI No.	ADC 値	画素値	換算後のADC 値
1	0.000710	697	0.000711
2	0.000680	669	0.000684
3	0.000504	485	0.000503
4	0.000600	586	0.000602
5	0.000624	607	0.000623
6	0.000638	620	0.000636

(mm²/sec)

(mm²/sec)

などが原因であると考えられる。より正確に測定を行うには大きな試料びんを使用したファントムを作成するか、ファントム自身を回転させて画面内の位置を変えて繰り返し撮影を行うなどの工夫が必要であろう。

図5のグラフより functool 2000で得られた ADC 値と DICOM 形式の ADC マップ画像の画素値の間には直線関係が成立しており、およそ 1.0×10^{-6} の換算係数を画素値に乗ずることで計測が可能であることが確認できた。また、この換算係数を用いることで臨床画像のように ROI 内の ADC 値が不均一な場合においてもほぼ正確に ADC 値を測定することが可能であった。つまり、DICOM 形式の ADC マップ画像データを入力すれば、附属病院の MRI 装置ではなく、短大の汎用のパソコンで目的部位にあわせた任意の形状・大きさの ROI で ADC 値の計測が可能であり、学内における講義、実験等に有効に活用できると考えられる。

今後はこの換算係数を利用して画素値の測定で自動的に ADC 値を表示できるようなビューワーソフトウェアを作成したいと考えている。

7. 謝 辞

本研究にご協力いただいた、放射線技術科第24期生の太田裕昭、岡田かおり、野木太二、山形 巧、山本純の各氏に深く感謝いたします。

8. 文 献

- 1) 荒木 力：MRI「再」入門，東京：南江堂，pp. 257—265, 1999.
- 2) 荒木 力 監訳：MRI「超」講義，東京：メディカル・サイエンス・インターナショナル，pp. 199—219, 2003.
- 3) Le Bihan D, Tumer R：Intravoxel incoherent motion imaging using spin echoes, *Magn. Reson. Med.* 19：221—227, 1991.
- 4) Stejskal EO, Tanner JE：Spin diffusion measurements：spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient, *J. Chem. Phys.* 42：288—292, 1965.
- 5) Burdette JH, Elster AD, Ricci PE：Calculation of apparent diffusion coefficients (ADCs) in brain using two-point and six-point methods, *J. Comput. Assist. Tomogr.* 22：792—794, 1998.
- 6) Beauchamp NJ, Bryan RN：Acute cerebral ischemic infarction：a pathophysiologic review and radiologic perspective, *AJR. Am. J. Roentgenol.* 171：73—84, 1998.

