ノート

脊髄・脳幹部の拡散強調画像における
PSIF法, SPLICE法の有用性打越将人・植田隆史・楫 靖¹⁾・辻 昭夫・和田昭彦・今岡いずみ
松尾導昌・丸山克也²⁾・岡本 淳²⁾・滝沢 修²⁾論文受付
2001年1月18日論文受理
2001年3月23日

Code No. 261

天理よろづ相談所病院放射線部MR部門

1)神戸大学医学部放射線科

2)シーメンス旭メディテック株式会社

緒 言

拡散強調画像は、急性期脳梗塞やその他中枢神経系診断において有用性が確立されている。しかし、一般

的に用いられているEPI(echo planar imaging)法では、脊髄や脳幹部など磁化率効果の影響の強い部位における評価は困難なことをしばしば経験する。近年EPI法

Diffusion MR Imaging with PSIF and SPLICE: Experiences in Phantom Studies and the Central Nervous System

MASATO UCHIKOSHI, TAKASHI UEDA, YASUSHI KAJI,¹⁾AKIO TSUJI, AKIHIKO WADA, IZUMI IMAOKA, MICHIMASA MATSUO, KATSUYA MARUYAMA,²⁾JUN OKAMOTO,²⁾ and OSAMU TAKIZAWA²⁾

MR Division, Department of Radiology, Tenri Hospital

1)Department of Radiology, Kobe University School of Medicine

2)Siemens-Asahi Medical Technologies Ltd.

Received Jan. 18, 2001; Revision accepted March 23, 2001; Code No. 261

Summary

Studies have shown that diffusion MR imaging is a reliable method for the diagnosis of central nervous system diseases, especially acute cerebral infarction. Although echo planar imaging(EPI) is a promising tool for that purpose, it is vulnerable to susceptibility artifacts that are responsible for image distortion or signal loss. Our purpose in this study was to evaluate the usefulness of diffusion MR imaging with PSIF (reversed fast imaging SSFP) and split acquisition of fast-spin-echo signals for diffusion imaging(SPLICE) in the central nervous system(CNS). First, PSIF and SPLICE were applied to the phantoms. Each phantom, including acetone, acetic acid, and water, was analyzed for ADC based on SPLICE and for diffusion-related coefficient(DRC) based on PSIF. The ADCs based on SPLICE were $4.36 \pm 0.89 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$, $1.25 \pm 0.04 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$, and $2.35 \pm 0.04 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$, and the DRCs based on PSIF were 0.353 ± 0.25 , 0.178 ± 0.07 , and 0.273 ± 0.018 for acetone, acetic acid, and water, respectively. These calculated ADCs based on SPLICE were well correlated with known diffusion coefficients, showing a correlation coefficient of 0.995. Second, PSIF and SPLICE were applied to the CNS. The advantage of PSIF and SPLICE was that susceptibility artifacts were reduced in the images of spinal cord and brain stem. PSIF was especially useful for diffusion MR imaging in the spinal cord. The disadvantage of SPLICE was the decreased SN ratio. We conclude that PSIF or SPLICE may be helpful when EPI diffusion MR imaging is insufficient.

Key words: Spinal cord, Diffusion-weighted image(DWI), Diffusion weighted- reversed fast imaging SSFP(DW-PSIF), Split acquisition of fast-spin-echo signals for diffusion imaging(SPLICE)

別刷資料請求先: 〒632-8552

奈良県天理市三島町200

天理よろづ相談所病院 放射線部MR部門 打越将人 宛

Fig. 1 (a)DW-PSIF sequence timing chart.
(b)SPLICE sequence timing chart.

a
b

で描出困難な部位に対し、磁化率効果の影響を比較的受けにくいSSFP (steady state free precession) 系¹⁻⁶⁾やSSTSE (single shot turbo spin echo)⁷⁾を利用した拡散強調画像が報告されている。今回、PSIF (reversed fast imaging-SSFP) 法にMPG (motion-probing-gradient) パルスを印加したDW-PSIF法、およびSSTSEにMPGパルスを印加したSPLICE (split acquisition of fast-spin-echo signals for diffusion imaging) 法⁸⁾を用いた拡散強調画像について検討したので報告する。

1. 方法

使用装置は、SIEMENS社製MAGNETOM Vision 1.5T VB33A, 用いたコイルはCP (circular polarized) headおよびCP-neck array, CP-spine array coilである。パルス系列はSE型DW (diffusion weighted)-EPI法, DW-PSIF法, SPLICE法を用いた。DW-PSIF法, SPLICE法のタイミングチャートをFig.1に, 撮像条件をTable 1に示す。なお, DW-PSIF法はb値を計算できないため, MPGの印加時間(δ)を変化させ, 拡散の強調度を調節した。

1-1 ファントムによる検討

DW-PSIF法, SPLICE法およびDW-EPI法にて, 3種類の自作ファントム (acetone: 99.5%溶液, acetic acid: 17.5mol/l水溶液, water) を, Table 1に示すようにb-factorおよび δ を変化させ撮像した。MPGパルスはphase encode方向, slice selective方向, read out方向にそれぞれ印加した。得られた各ファントム画像にROI (region of interest) を設定し, その信号強度を測定

した。DW-PSIFでは, ADC (apparent diffusion coefficient) を求めることができないため, 得られた値を指数関数で近似し, その係数をdiffusion related coefficient (DRC) と定義した。SPLICE, DW-EPIについてはADCを計算し, DRCおよびADCと各ファントム固有の拡散係数 (D-values)¹⁾と比較した。

1-2 臨床応用

対象は脊髄に疾患が疑われた13症例, 脳幹部に疾患が疑われた2症例である。T₂強調像 (TR/TE_{eff}=4000/120ms) で指摘された病巣部を含むスライスを選択し, 全例でDW-EPI法 (TR/TE=4000/100ms, 加算回数1回, matrix 96×128, 撮像時間32s, b-factor=0, 500, 1000) にて撮像した。次いでDW-PSIF法 (TR=30ms, FA 50°, 加算回数5回, matrix 256×256, 撮像時間29s, δ =0, 3, 5, 7, 11) は脊髄12/13症例, 脳幹部1/2症例に, SPLICE法 (TE 81ms, FA 180°, 加算回数5回, matrix 128×256, 撮像時間26s, b-factor=0, 303, 655, 772) は脊髄8/13症例, 脳幹部2/2症例に撮像した。MPGパルスの印加軸は, 脳幹部および脊髄の神経線維束に沿った頭尾方向 (read out方向) に印加した。それぞれの拡散強調画像から下記の式によりrADC (relative apparent diffusion coefficient), ADC⁹⁾を計算した。

$$\text{DW-PSIF法のrADC: } D = \ln(S_0/S_1)$$

$$\text{SPLICE法のADC: } D = \ln(S_0/S_1)/(b_1 - b_0)$$

2. 結果

2-1 ファントムによる検討

各シーケンスについて, Fig. 2にb-factorに対する信号強度変化を示す (ファントム自体, MPGパルスの印加軸方向に依存しないため read out方向に印加した信号強度のみプロットした)。b-factorを大きくするに従って, DW-EPI法, DW-PSIF法およびSPLICE法すべてのシーケンスにおいて同じように信号が減衰していることが分かる。Fig. 3にADC, DRCとD-valueとの関係を示す。acetone, acetic acid, waterのADCは, DW-EPI法では4.52, 1.14, $2.35 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$, SPLICE法では4.36, 1.25, $2.52 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$ となりD-valuesとは差異はなかった ($p < 0.006$)。DW-PSIFについては, 前述したようにDRCとして算出しており, 数値を直接比較することはできないがDRCとD-valuesとは高い相関 (相関係数 $r = 0.963$) が得られた。

2-2 臨床応用

脊髄病巣において, T₂WIで高信号を呈する病巣を描出できたのは, DW-EPI法で0例, DW-PSIF法で11/

Table 1 Parameters of diffusion weighted imaging.

	b-factor (s/mm ²)	δ (ms)	TR(ms)	TE(ms)	Matrix size
DW-EPI	0~1100	—	4000	100	96×128
DW-PSIF	—	0~12	30	—	256×256
SPLICE	0~772	—	—	80	128×256

Fig. 2 (a) ROI intensity values in phantom as a function of DW-PSIF (δ)
 (b) ROI intensity values in phantom as a function of DW-EPI (b-factor).
 (c) ROI intensity values in phantom as a function of SPLICE (b-factor).

a | b | c

12例, SPLICE法で2/8例であった。脳幹部病巣2例は、全撮像法で描出できたがDW-EPI法では、アーチファクト様にも考えられる画像を呈した。脊髄病巣部の範囲は、DW-PSIF法でT₂WIの高信号より狭く描出されたのが9/11例、同等か少し広く描出されたのが2/11例、脳幹部では狭く描出された。SPLICE法では、脳幹部病巣は2/2例でT₂WIでの高信号域より広く描出されたが、脊髄においてはほとんどの症例で病巣部の検出が困難であった。

rADC, ADCは、脳幹部病巣では患者の状態により、複数のb-factor, δ を撮像できず、算出できなかった。脊髄病巣について、DW-PSIF法では11例全例(Table 2)でrADCの差異を認めた。またCSFのrADCは 3.40 ± 0.12 , 正常脊髄は 1.66 ± 0.20 となった。SPLICE法では、case 5において $ADC_{\text{lesion}} = 1.7 \times 10^{-3}$, $ADC_{\text{normal}} = 1.6 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$ となり差異はなかったが、case 6は $ADC_{\text{lesion}} = 2.7 \times 10^{-3}$, $ADC_{\text{normal}} = 1.5 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$ と各ADCの差異を認めた。

Fig. 4~6に臨床例を示す。

3. 考 察

脊髄・脳幹部は、頭部に比べて非常に磁化率の異なった構造物で形成されているため、拡散強調画像を撮像する際にEPI法を基本とするシーケンスでは評価困難な場合が多かった。この問題を克服するため、近年さまざまなシーケンスによる拡散強調画像が報告されているが、臨床応用するに際し、基礎的な拡散能を把握し、臨床適応について検討しておくことは重要である^{10~13)}。そこで今回われわれはDW-PSIF法, SPLICE法について基礎的な検討を行い、次に臨床応用を試みた。

- (1) DW-PSIF法のDRCは、各ファントムのD-valuesと異なった値を示すため、定量的に評価することはできない。しかし、DRCとD-valuesは高い相関関係を示していることから、定性的な拡散強調画像としての応用は十分可能であると考えられる。一方、SPLICEのADCは、D-valuesとの差も僅かで、定量的評価も行えると推測する。
- (2) 臨床へ応用した結果、脊髄や脳幹部においてDW-PSIF法, SPLICE法では、DW-EPI法と比較

Fig. 3 (a) Correlation between D-value and DRC in DW-PSIF, and D-value and ADC in SPLICE sequence.
(b) Calculated ADC and DRC versus D values.

Table 2 rADCs of legion, normal and CSF by DW-PSIF.

Case	Lesion	Normal	CSF
1. Abscess	1.15	1.51	3.42
2. Infarction	1.49	1.92	3.45
3. Syringomyelia	3.07	1.66	3.52
4. Helyes myelitis	0.71	1.84	3.20
5. Multipul sclerosis	1.52	1.64	3.41
6. Central duct	2.86	1.37	3.45
7. Multipul sclerosis	1.20	1.74	3.18
8. Spondylosis	0.82	1.56	2.82
9. Spondylosis	1.02	1.77	3.65
10. Spondylosis	0.95	1.45	3.22
11. Spondylosis	1.15	1.68	3.28

Fig. 4 A 53-year-old woman with herpes-associated myelopathy.

- (a) T₂-weighted sagittal image shows a hyperintense lesion at the TH3-5 level (black arrow).
(b) DW-PSIF image [$\delta=7$] demonstrates the hyperintense lesion more clearly than the T₂-weighted image (black arrow).
(c) rADC image shows a hypointense lesion corresponding to the hyperintense lesion on the DW-PSIF image, with ADC of $0.71 \times 10^{-1} \text{mm}^2/\text{s}$ (arrow A).

*Arrow B is normal spinal cord with ADC of $1.84 \times 10^{-1} \text{mm}^2/\text{s}$. Arrow C is CSF with ADC of $3.20 \times 10^{-1} \text{mm}^2/\text{s}$.

Fig. 5 An 81-year-old man with Wallenberg syndrome.

- (a) No area of abnormal intensity was identified on the T₂-weighted axial image.
(b) On the FLAIR coronal image, two high-intensity lesions (white arrow) are seen at the medulla oblongata.
(c) On the SPLICE ($b=772 \text{s/mm}^2$) image, two high-intensity spots (white arrow) are seen at the lateral side of the medulla oblongata.
(d) One of the two high-intensity spots is recognized on the DW-EPI image ($b=1000 \text{s/mm}^2$).

してアーチファクトの少ない画像が得られた。しかし、SPLICE法は10症例中4症例しか病巣を描出できなかった。この原因としてSPLICE法の画像を構成している信号がS/Nの劣るstimulated echoを用いているため、特に病巣が小さい場合に評価困難となったものと考えられる。将来spin echoを利用したシーケンスが開発されてくればS/Nの改善が期待できる。一方、DW-PSIF法では13症例中11症例で病巣を描出できた。描出できなかった2症例は、いずれもlaminectomy後の脊髄病巣であり、PSIF法がグラディエントエコーを利用していることにより、手術操作による金属片の混入などの影響と考えられる。しかし脊髄病巣の検出に関して最もアーチファクトが少なく、今回定義した $rADC$ の算出によって、 T_2 shine throughの影響を除去した、病巣の拡散をとらえられるシーケンスであると考えられる。またDW-EPI法の利用不可能な対象での拡散強調画像においてDW-PSIF法の普及およびspin echo法を利用したSPLICE法の開発が望まれる。

5. 結 語

脳幹部および脊髄など、磁化率効果による影響を受けやすい部位に対してのDW-PSIF法, SPLICE法を用いた拡散強調画像は有用であった。

Fig. 6 A 30-year-old woman with relapsed multiple sclerosis.

(a) T_2 -weighted sagittal image shows abnormal hyperintensity at the level of C2-C6 (white arrow).

(b) DW-PSIF [$\delta=5$ msec].

(c) SPLICE [$b=655$ s/mm²].

Both DW-PSIF and SPLICE images demonstrated the hyperintense lesion as smaller than the T_2 -weighted image did. This might suggest that new MS plaques were identified on DW-PSIF and SPLICE images, whereas the hyperintense lesion on T_2 -weighted imaging included both the chronic lesion and new plaques.

(d) DW-EPI [$b=0$ s/mm²].

本論文の要旨は、第56総会学術大会(2000年4月、横浜)で発表した。

参考文献

- 1) Zur Y, Bosak E, and Kaplan N: A new diffusion SSFP imaging technique. *MRM*, 37, 716-722, (1997).
- 2) Ding S, Trillaud H, Yongbi M, et al.: High resolution renal diffusion imaging using a modified steady-state free precession sequence. *MRM*, 34, 586-595, (1995).
- 3) Patersson JS and Christoffersson JO: A multidimensional partition analysis of SSFP image pulse sequence. *MR Image*, 15(4), 451-467, (1997).
- 4) Bruning R, Wu RH, Deimling M, et al.: Diffusion measurements in the ischemic human brain with a steady-state sequence. *Invest Radiol*, 31(11), 709-715, (1996).
- 5) Gudbjartsson H and Patz S: Simultaneous calculation of flow and diffusion sensitivity in steady-state free precession imaging. *MRM*, 34(4), 567-579, (1995).
- 6) Carney CE, Wong ST, and Patz S: Analytical and verification of diffusion effect in SSFP. *MRM*, 19(2), 240-246, (1991).
- 7) Lovblad KO, Jakob PM, Chen Q, et al.: Turbo spin-echo diffusion-weighted MR of ischemic stroke. *AJNR Am J Neuroradiol*, 19(2), 201-208, (1998).
- 8) Schick F: SPLICE; Sub-second diffusion-sensitive MR imaging using a modified fast spin-echo acquisition mode. *MRM*, 38, 638-644, (1997).
- 9) 錦 成郎, 小倉明夫, 川光秀昭, 他: MR撮像技術—よりよい画像を得るために—. 放射線医療技術学叢書(18), pp. 37-41, 54-58, 73-76, 121-123, 通商産業研究社, 東京, (2000).
- 10) 山田晴耕, 大久保敏之, 阿部 修: MRにおける拡散のすべて—脊髄・脊椎の拡散画像—. 画像診断, 20(11), 1255-1258, (2000).
- 11) Holder CA: MR diffusion imaging of the cervical spine. *MRI CLINICS OF NORTH AMERICA*, 8(3), 675-686, (2000).
- 12) Schwartz ED, Yezierski RP, Pattany PM, et al.: Diffusion-weighted MR imaging in a rat model of syringomyelia after excitotoxic spinal cord injury. *AJNR*, 20(8), 1422-1428, (1999).
- 13) Chad A, Muthupillai R, and Mukundan S: Diffusion-weighted MR imaging of the normal human spinal cord in vivo. *AJNR Am J Neuroradiol*, 21, 1799-1806, (2000).

図表の説明

- Fig. 1 (a)DW-PSIF法のタイミングチャート.
(b)SPLICE法のタイミングチャート.
- Fig. 2 (a)DW-PSIF法における拡散強調度に対する信号強度変化.
(b)DW-EPI法における拡散強調度に対する信号強度変化.
(c)SPLICE法における拡散強調度に対する信号強度変化.
- Fig. 3 (a)各シーケンスのDRC, ADCに対するファントム固有の拡散係数.
(b)DRC, ADCとD-valuesの比較, 相関係数.
- Fig. 4 胸髄のヘルペス脊髄炎における拡散強調画像.
(a)T₂矢状断像の胸髄3~5レベル(黒→)に高信号を呈する病変部を示す.
(b) δ を7msに変化したDW-PSIF画像では, T₂強調画像より病変部(黒→)がより鮮明に描出されている.
(c)rADC画像ではDW-PSIF画像での病変部(黒→)に対応して拡散の遅い低信号領域として描出されている. この部分(A→)のrADCは $0.71 \times 10^{-1} \text{mm}^2/\text{s}$ で正常部(B→)のrADC of $1.84 \times 10^{-1} \text{mm}^2/\text{s}$ より低いことが分かる. CSF(C→)のrADCは $3.20 \times 10^{-1} \text{mm}^2/\text{s}$.
- Fig. 5 ヴァレンベルク症候群における拡散強調画像.
(a)T₂横断像では病変部を示す様な異常信号は確認できない.
(b)FLAIR冠状断では延髄に二つ点状の高信号を呈する.
(c)SPLICE(b factor=772s/mm²). 点状の高信号は延髄外側に描出されている.
(d)DW-EPI(b factor=1,000s/mm²)では2点のうち1点しか認識できない.
- Fig. 6 多発性硬化症の再発における拡散強調画像.
(a)T₂矢状断像の頸髄2~6レベル(白→)に淡い異常高信号を呈する病変部を示す.
(b)DW-PSIF(δ =5msec).
(c)SPLICE(b=655s/mm²)
両方法とも, T₂強調画像での高信号の範囲より小さく描出された. それは, 慢性, 急性の脱髄帯が混在するT₂強調画像のなかで, DW-PSIFやSPLICEで描出された高信号は急性期の多発性硬化症脱髄帯を示していると考えられた.
(d)DW-EPI(b=0s/mm²)

Table 1 MPGパルスの強さおよびその他撮像条件.

Table 2 脊髄病変のDW-PSIFで得られた, 病変部, 正常部, CSFのrADC.