Journal of Radiation Industry 10(4) : 227~230(2016)

뇌 확산강조 자기공명영상에 대한 정량적, 성적 평가: 1.5 T와 3.0 T 기기 비교

구 은 회[1] · 동 경 래[2,*]

[1]청주대학교 방사선학과, [2]광주보건대학교 방사선과

Quantitative and Qualitative Evaluation of Brain Diffusion Weighted Magnetic Resonance Imaging: Comparision with 1.5 T and 3.0 T Units

Eun-Hoe Goo[1] and Kyung-Rae Dong[2,*]

[1]*Department of Radiological Science, Cheongju University, 298, Daeseong-Ro, Cheongwon-Gu, Cheongju-Si, Chungcheongbuk-Do 28503, Republic of Korea*
[2]*Department of Radiological Technology, Gwangju Health University, 73 Bungmun-daero 419 beon-gil, Gwangsan-gu, Gwangju 62271, Republic of Korea*

Abstract - DWI of biological effects are independent of magnetic field strength in various regions. High field strength, however, does affect the signal to noise ratio (SNR) and artifacts of diffusion weighted imaging (DWI) images, which ultimately will influence the quantitative of diffusion imaging . In this study, the effects of field strength on DWI are reviewed. The effects of the diseases also are discussed. Comparing DWI in cerebellum, WM, GM, Hyperacute region measurements both as a function of field strength (1.5 T and 3.0 T). Overall, the SNR of the DWI roughly doubled going from 1.5 T to 3.0 T. In summary, DWI studies at 3.0 T is provided significantly improved DWI measurements relative to studies at 1.5 T.

Key words : Signal to noise ratio, Diffusion weighted image, Magnetic field strength

서 론

초급성 허혈성 뇌졸중(Hyperarcute Ischemic stroke)은 뇌혈관이 막히거나 출혈로 발생하는 간이 뇌혈관(cerebral vascular) 질환을 총칭하는 것으로 암 다음으로 흔한 질환으로 장기질환으로서는 사망률이 아주 높다. 이러한 증상이 발생할 경우 진단적으로 장비로는 일반적으로 전산화단층촬영(computed tomography, CT)이나 자기공명영상(magnetic resonance imaging, MRI)기기를 이용하여 진단을 하게 된다(Hacke *et al*. 2008; Sakamoto *et al*. 2013). 확산강조영상은 도입된 이래 지금까지 주로 뇌경색의 조기 진단에 적용되어 왔고, 통상적인 자기공명영상에서 경색 후 적어도 며칠이 걸려야 정보를 제공하였지만, 확산강조영상에서는 그보다 빠른 초급성 시기에 판별이 가능하여 뇌 병변에 대한 진단을 확인하는 것으로 알려져 있다(Matsui *et al*. 2013). Diffusion Weighted image (확산강조영상)는 조직 내 물분자의 확산운동에 의한 영상 신호 감소를 영상화하는 방법으로 비침습적으로 정량적인 값을 얻어 영상화한다(de Baere *et al*. 1992). Diffusion MR 영상에서의 확산운동은 물리학

* Corresponding author: Kyung-Rae Dong, Tel. +82-62-958-7668, Fax. +82-62-958-7669, E-mail. krdong@hanmail.net

적으로 액체상태의 분자가 매우 불규칙한 운동을 하는 것을 말한다. 이는 분자가 위치한 물리학적 환경 즉 분자구조, 점도, 온도에 따라 그 정도가 다르게 나타나며 고형조직보다는 액체조직에서 또 점도가 낮거나 온도가 높을수록 잘 일어나게 된다. EPI sequence를 사용한 diffusion영상에서는 noise (노이즈)가 다른 sequence보다 많이 발생한다. 또한 고자장일수록 distortion과 noise가 많이 발생하게 된다. EPI란 한 TR 동안 한번의 90°, 180°Pulse를 각각 가하여 Echo를 형성하고, 이 Echo를 Phase Encoding과 반전하는 Readout Gradient를 통하여 다시 재자화하는 방법으로 k-space를 여러 줄 채우는 방법이다. EPI는 일반적인 자기공명영상에서 수분에서 십 여분까지 걸리는 측정시간을 수백 ms 이내로 단축시키는 기술이다. 이러한 원리를 토대로 Spin echo EPI 기법과 Pixel bandwidth를 이용한 artifact변화로 1.5 T와 3.0 T 영상에는 많은 변화를 가져오게 되며, 또한 부가적으로 chemical shift artifact 발생하여 영상의 질을 저하시킨다. 이러한 기본이론을 토대로 본 논문의 목적은 3.0 T의 영상이 SNR (신호대잡음비)과 CNR (대조도대잡음비)에서 더 우수한지를 자기공명영상기기를 사용하여 1.5 T와 3.0 T에 대한 확산강조영상을 평가하기 위하여 SNR과 CNR의 확산 값을 비교하여 분석하였다.

재료 및 방법

1. 대상

검사에 사용된 장비 및 대상으로는 30명 (남자 13, 여자 17, 평균연령 45세)의 뇌 검사 MRI 검사를 한 환자를 대상으로 정상부위와 초급성 허혈성 뇌졸중 부위에 대한 분석을 하였다. 분석한 모든 데이터는 1.5 T와 3.0 T (Philips, Medical system, Achieva, The Netherlands) 자기공명영상기기를 이용하였고, 수신코일 (received coil)로는 head coil (16 channel)이었다. 데이터 분석에 적용된 펄스시퀀스 영상은 뇌 확산강조영상 검사 시 사용되고 있는 EPI (echo planner image) 펄스시퀀스로 획득한 영상을 기본으로 분석을 하였다. 펄스시퀀스의 매개변수는 다음과 같이 적용되었다 (Table 1).

2. 평가방법

모든 영상들은 DICOM (digital imaging and communications in medicine) 파일로 PACS (INFINIT Healthcare, Co., Ltd, Korea) 시스템에 전송된 데이터를 분석하였다. 데이터 분석 범위로는 Image Viewer 프로그램을 이용하여 일정한 크기의 관심영역 (region of interest)을 설정한 후 Cerebellum, White matter, Gray matter, Both ventricles, Hyperacute region에 대하여 SNR (signal to noise ratio)를 적용하여 정량적 평가를 하였다 (Eq. 1).

Table 1. Scan parameters for analysis of pulse sequence on 1.5 T and 3.0 T

	1.5 T	3.0 T
TR	3000 ms	3000 ms
TE	45 ms	45 ms
Matrix size	128 × 128	128 × 128
FOV	20 mm	20 mm
Slice thickness	2 mm	2 mm
ETL	69	69
Pixel bandwidth	1657	2625

TR (ms): repetition , FOV: field of view

$$SNR = \frac{Signal_{vessel}}{\sigma_{background}} \quad (1)$$

3. 통계분석

두 기종에 대한 정량적 분석으로 SNR에 대한 통계적 유의성은 독립표본 t 검정 (independent sample t-test)로 계산되었으며, 분석에 적용된 프로그램은 PASW Statistics (release 18.0) 프로그램을 이용하여 p값이 0.05 이하일 때 유의성을 두었다.

결 과

분석결과 소뇌는 1.5 T SNR은 492.5, CNR은 455.3이었고, 3.0 T SNR은 1180.63, CNR은 1040.94이었다. 백질은 1.5 T SNR은 584.89, CNR은 109.04이었고, 3.0 T SNR은 1076.56, CNR은 244.38이었다. 회백질은 1.5 T SNR 440.5, CNR 30.76이었고, 3.0 T SNR 769, CNR 444.75이었다. 왼쪽 뇌실에서는 1.5 T SNR은 104.38, CNR은 320.76였고 3.0 T SNR은 202.08, CNR은 681.85이었다. 오른쪽 뇌실에서는 1.5 T SNR은 119.85, CNR은 322.47이였고 3.0 T SNR은 236.86 CNR은 577.93의 값이 나왔다. 초급성허혈성 뇌졸중 영역에서 1.5 T SNR 1261.37, CNR 1036.15, 3.0 T SNR 2139.22, CNR 2065.31의 값이 나왔다. 결론적으로 확산강조영상에 대한 정량적 분석결과 1.5 T 장비보다 3.0 T 장비가 높은 SNR과 CNR값을 얻었다 (Table 2).

고 찰

본 데이터 분석은 brain MRI 검사 시 1.5 T와 3.0 T 기기를 이용했을 때 영상에서 나타나는 특징을 알 수 있었다. 분석에서 큰 차이점이 있다면 SNR 값의 차이가 뚜렷하게 3.0 T가 높게 나타난다. SNR 값은 $\sqrt{NEX}$에 비례하여 증가하지

Table 2. SNRs and CNRs values for six tissues obtained with 1.5 T and 3.0 T (n = 30)

	SNR		CNR	
	1.5 T	3.0 T	1.5 T	3.0 T
Cerebellum	492.5 ± 22.19	1180.63 ± 34.36	455.3 ± 21.34	1040.94 ± 32.26
White matter	584.89 ± 24.18	1076.56 ± 32.81	109.04 ± 10.44	244.38 ± 15.63
Gray matter	440.5 ± 20.99	769 ± 27.73	30.76 ± 5.55	444.75 ± 21.09
Ventricle (L)	104.38 ± 10.22	202.08 ± 14.22	320.76 ± 17.91	681.85 ± 26.11
Ventricle (R)	119.85 ± 10.95	236.86 ± 15.39	322.47 ± 17.96	577.93 ± 24.04
Hyperacute region	1261.37 ± 35.52	2139.22 ± 46.25	1036.15 ± 32.20	2065.31 ± 45.45

Numbers: average values ± standard deviation.
*significant differences, $p < 0.05$

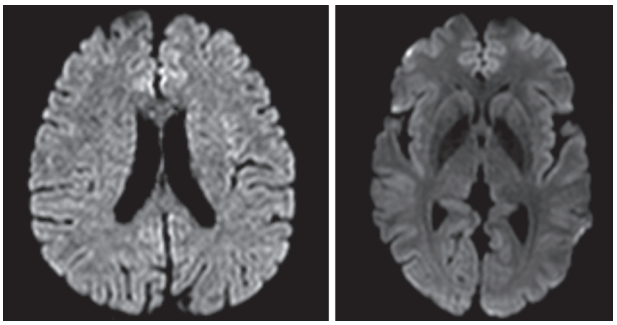

Fig. 1. Comparison of two sections of the EPI sequence obtained with 1.5 T (left) and 3.0 T (right) in the brain hyperacute MRI.

만, 가장 큰 차이점은 외부자기장(B0)에 직접적으로 비례하여 증가하게 된다(Schmitz *et al*. 2005). 따라서 고자기장일수록 SNR 값은 증가하여 영상의 질을 높이게 된다. 고자기장의 특징으로 자기장의 비균질성(inhomogeneities)과 자기감수성으로 인하여 실제 측정되는 값보다 SNR 값이 떨어져 측정되는 경우가 있지만, 상대적으로 높은 공간분해능을 비롯하여 해상도를 증가시키는 요인이 되기도 한다(Jung *et al*. 2013). Magentic Susceptibility Artifact (자기감수성 인공물)는 MR영상에서 중요한 요소인 양성자가 흐트러지면서 나타나는 영상이다(Shmueli *et al*. 2009). 본 연구에서 Artifact (인공물)를 줄이고자 하는 부분에 Short TE를 사용하였으며, Spin Echo EPI 기법을 사용하고 Pixel bandwidth (화소 대역폭)를 더 크게 하여 Artifact를 줄일 수 있도록 하였다(Reeder *et al*. 2005). 또한 Chemical shift artifact (화학적 이동 인공물)를 줄이고자 Fat sat (지방 소거)기법을 사용하였다(Nghiem *et al*. 1992; Goelman *et al*. 2007). 신호 강도가 불균일해 강한 전자기장의 영향으로 영상의 Distortion (왜곡)을 유도하기 때문에 Artifact가 더 잘 발생한다. 이러한 인공물을 줄이는 방법으로 본 데이터 분석에서 두 기법 모두 검사시간과 SNR, 해상도를 높일 수 있는 parallel 영상기법으로 SENSE (sensitive encoding)을 이용하였다. Fig. 1의 영상은 1.5 T와 3.0 T 기기를 이용하여 검사한 초급성허혈성 뇌졸중 환자 데이터이다. 본 영상은 검사시간과 해상력을 높이기 위하여 parallel 기법인 SENSE을 이용기법을 이용한 영상으로 1.5 T 영상에 비해 3.0 T 영상이 신호대 잡음비, 대조도 잡음비가 육안으로 보았을 때 높게 나타난 것을 알 수가 있다.

실험결과로 진단에 3.0 T가 더 유용하다는 결과가 나왔지만 Suceptibility artifact를 고려해야 하는 상황의 진단에서는 임상에서 3.0 T보다는 1.5 T로 병변을 진단할 방법으로 사용하기를 권고한다. 또한 그에 따라 진단에서 보고자하는 병변의 유무에 대해 오류를 범할 수 있으므로 주의해야 하고 또 추후에 이 문제를 해결하기 위한 연구가 진행되어야 하겠다고 생각한다. 영상분석에 있어서 제한점이 있다면, 뇌에 발생되는 다양한 질환별 분석이 이루어지 않았지만 향후 후속과제로서 계획 중이다.

결 론

Hyper acute stroke 환자나 정상인 환자 모두 1.5 T의 영상은 스캔시간이 길어지지만 영상의 신호강도가 균일한 장점이 있었고 3.0 T의 장비는 SNR과 CNR이 높다는 것을 확인할 수 있었다. 3.0 T의 장비에서는 1.5 T 장비보다 스캔시간이 단축 되고 SNR과 CNR이 높다는 것을 확인한 결과 3.0 T 장비는 진단에 있어서 적합함을 확인했다. Suceptibility artifact (자기 감수성 인공물)가 Hyper acute stroke 환자와 정상인 환자의 경우에서 1.5 T의 장비는 스캔시간이 길어지는 단점이 있었으나 3.0 T 영상에서보다 신호강도가 균일한 장점이 있으면서 Suceptibility artifact의 영향을 적게 받음으로 진단 시에 영상의 오류나 병변을 확인 하는 데 더 유용할 것이다.

참 고 문 헌

de Baere T, Vanel D, Shapeero LG, Charpentier A, Terrier P and di Paola M. 1992. Osteosarcoma after chemotherapy:

evaluation with contrast material-enhanced subtraction MR imaging. *Radiology* **185**(2):587-592.

Goelman G, Liu S, Fleysher R, Fleysher L, Grossman RI and Gonen O. 2007. Chemical-shift artifact reduction in hadamard-encoded MR spectroscopic imaging at high (3T and 7T) magnetic fields. *Magn. Reson. Med.* **58**(1):167-173.

Hacke W, Furlan AJ, Al-Rawi Y, Davalos A, Fiebach JB, Gruber F, Kaste M, Lipka LJ, Pedraza S, Ringleb PA, Rowley HA, Schneider D, Schwamm LH, Leal JS, Söhngen M, Teal PA, Wilhelm-Ogunbiyi K, Wintermark M, Warach S. 2009. Intravenous desmoteplase in patients with acute ischaemic stroke selected by MRI perfusion-diffusion weighted imaging or perfusion CT (DIAS-2): a prospective, randomised, double-blind, placebo-controlled study. *Lancet Neurol.* **8**(2):141-150.

Jung JY, Yoon YC, Kim HR, Choe BK, Wang JH. 2013. Knee derangements: comparison of isotropic 3D fast spin-echo, isotropic 3D balanced fast field-echo, and conventional 2D fast spin-echo MR imaging. *Radiology* **268**(3):802-813.

Matsui JT, Vaidya JG, Johnson HJ, Magnotta VA, Long JD, Mills JA, Lowe MJ, Sakaie KE, Rao SM, Smith MM, Paulsen JS. 2013. Diffusion weighted imaging of prefrontal cortex in prodromal Huntington's disease. *Human Brain Mapp.* **35**(4):1562-1573.

Nghiem HV, Herfkens RJ, Francis IR, Sommer FG, Jeffrey RB Jr, Li KC, Steiner RM, Glover GH. 1992. The pelvis: T2-weighted fast spin-echo MRimaging. *Radiology* **185**(1): 213-217.

Reeder SB, Pineda AR, Wen Z, Shimakawa A, Yu H, Brittain JH, Gold GE, Beaulieu CH, Pelc NJ. 2005. Iterativedecomposition of water and fat with echoasymmetry and leastsquaresestimation (IDEAL): application with fast spin-echoimaging. *Magn. Reson. Med.* **54**(3):636-644.

Sakamoto Y, Kimura K, Shibazaki K. 2013. Early ischaemic diffusion lesion reduction in patients treated with intravenous tissue plasminogen activator: infrequent, but significantly associated with recanalization. *Int. J. Stroke* **8**(5):321-326.

Schmitz BL, Aschoff AJ, Hoffmann MH, Grön G. 2005. Advantages and pitfalls in 3T MR brain imaging: a pictorial review. *Am. J. Neuroradiol.* **26**(9):2229-2239.

Shmueli K, de Zwart JA, van Gelderen P, Li TQ, Dodd SJ, Duyn JH. 2009. Magnetic susceptibility mapping of brain tissue in vivo using MRI phase data. *Magn. Reson. Med.* **62**(6):1510-1522.

Received: 1 October 2016
Revised: 28 November 2016
Revision accepted: 9 December 2016