대한방사선의학회지 2003;49:455 - 460

3.0T MR 기기를 이용한 확산강조영상에서 b Value의 증가에 따른 정상 뇌의 신호강도의 변화[1]

이 진 희[2]·손 철 호·최 진 수

목적: 확산강조영상에서 b value를 증가시켰을 때 정상 성인 뇌의 신호강도의 변화를 알아보고자 하였다.

대상과 방법: 임상적으로 신경학적 증상이 없고 T2 강조영상에서 이상 소견이 관찰되지 않는 21명의 건강한 지원자를 대상으로 하였다. 자기공명영상은 3.0T MR 기기를 이용하였다. 스핀에코 EPI 기법을 이용하여, b value를 0, 1,000, 1,500, 2,000, 2,500, 3,000 s/mm^{2}으로 점점 증가시키면서 축상으로 6쌍의 확산강조영상을 얻었다. 영상조건중 TE를 제외한 모든 다른 조건은 동일하게 사용하였다. 영상의 분석은, 정성적으로는 각각의 b value 확산강조영상에서 정상 뇌회백질의 신호변화를 시각적으로 보았고, 정량적으로는 각각의 b value 확산강조영상에서 6군데의 해부학적 위치(전두부 및 두정부 백질, 뇌량의 슬 및 팽부, 내포의 후변연, 시상)에서 신호대잡음비를 구하여 이들의 평균 신호대잡음비를 b value 1,000 s/mm^{2}의 신호대잡음비와 비교하였다.

결과: 정성적 분석에서는, b value를 증가시킴에 따라 뇌 회질과 백질의 모든 구조물의 신호가 감소하였다. 특히 b=3,000 s/mm^{2}에서의 영상은 잡음이 매우 심했다. 뇌 백질은 회질에 비해 경사자장을 증가시킴에 따라 점차 신호강도가 높게 관찰되었다. 특히 난형중심, 내포의 후변연, 시방사, 상소뇌각교차, 뇌량의 팽부등의 구조물이 고신호강도로 관찰되었지만 예외적으로 뇌량의 슬부는 중간 저음영을 보였다. 정량적 분석에서도, 경사자장을 증가시킴에 따라 각각의 해부학적 위치의 평균신호대잡음비는 b value가 1,000 s/mm^{2}일 때의 확산강조영상에 비해 각각 평균 0.71(b=1,500 s/mm^2), 0.52(b=2,000 s/mm^2), 0.41(b=2,500 s/mm^2), 0.33(b= 3,000 s/mm^2)으로 감소되었다.

결론: 확산강조 경사자장의 세기를 증가시킴에 따라 영상의 신호대잡음비는 감소하며 특히 b value 3,000 s/mm^{2}에서 심하게 나타났고, 백질은 회질에 비해 상대적으로 신호강도가 점점 높게 관찰되었다. 이러한 정상 뇌회백질 신호변화의 인지는 판독의 오류를 막는데 매우 중요할 것으로 생각된다.

확산강조영상은 급성 뇌경색의 진단을 획기적으로 향상시켰고, 다른 뇌질환의 진단에도 그 활용도가 증가되고 있다. 확산강조영상에서 사용하는 확산강조 경사자장의 세기정도인 b value는 현재까지 1,000 s/mm^{2}으로 널리 사용되고 있다. 확산강조영상에서 높은 b value(1,000 s/mm^{2}이상)의 사용은 최근까지 MR의 하드웨어적인 문제로 사용이 제한 되었지만 현재는 기술의 발달로 b value 10,000 s/mm^{2}의 영상을 얻을 수 있다(1).

최근에 정상 성인을 대상으로 1.5T MR기기를 이용하여 b value 1,000 s/mm^{2}이상(1,000 - 3,000)의 확산강조영상을 얻고 뇌회백질의 신호강도변화와 신호대 잡음비에 대한 소견이 보고 된 바 있고(2, 3), 1.5와 3.0 T MR 기기에서 급성뇌경색의 진단에 b value 1,000 s/mm^2 이상의 확산강조영상이 유용하다는 보고들도 있다(4, 5). 그러나 저자들이 조사한 바 정상 성인 뇌를 대상으로 3.0 T MR기기를 이용한 b value 1,000 s/mm^{2}이상의 확산강조영상에 대한 연구보고는 없었다. 점차 3.0T MR기기의 임상 적용이 늘고 있고 1,000 s/mm^{2}이상의 b value를 이용한 확산강조영상의 연구 및 임상 적용도 활발할 것으로 보인다. 이에 저자들은 3.0 T MR 기기에서 1,000 s/mm^{2}이상의 b value를 이용한 확산강조영상에서 정상 뇌구조의 신호강도가 어떤 변화를 나타내는지 알아보고자 하였다.

[1]계명대학교 의과대학 진단방사선과학교실
[2]포천중문 의과대학 구미차병원 진단방사선과
이 논문은 2003년 2월 7일 접수하여 2003년 11월 10일에 채택되었음.

대상과 방법

임상적으로 신경학적인 증상이 없고 축상 및 시상 T2 강조영상 자기공명영상에서 이상소견이 관찰되지 않는 21명의 건강한 지원자를 대상으로 하였다. 성별은 남자가 13명, 여자가 8명이었고, 연령은 19세에서 24세까지 평균 21.4세였다.

자기공명영상은 maximum strength 40 mT/m, slew rate 150 T/m/s의 고자장을 줄 수 있 는 3.0 T 기기(Signa, VH/I, GE Medical Systems, Milwaukee, U.S.A.)를 이용하여 얻었다. 스핀에코 EPI 기법을 이용하였으며, 전교련과 후교련을 연장한 선에 평행한 축상으로, b value를 0, 1,000, 1,500, 2,000, 2,500, 3,000 s/mm^{2}으로 점차 증가시켜가면서 6쌍의 확산강조영상을 얻었다. 다른 영상의 파라미터는 TR 10,000 msec, 시야 26×23 cm, 화소크기 128×128, 절편 두께 5 mm, 절편 간격 2 mm, NEX 1로 일정하게 유지하였고, TE(72 - 96 msec)는 최소로 하였다.

영상은 두 명의 방사선과 전문의가 각자 정성적, 정량적으로 분석하였다. 정성적인 분석방법은 육안적으로 먼저 b value 1,000 s/mm^2 확산강조영상의 뇌회백질 신호강도를 분석하여 이를 기준으로 1,500 - 3,000 s/mm^{2}까지 b value를 증가시켰을 때의 확산강조영상에서 뇌 회질 및 백질 구조물의 신호강도가 상대적으로 어떻게 변화하는지 알아보았다. 정량적으로는 각각의 b value 확산강조영상에서 여섯 군데의 해부학적 위치, 즉 전두부와 두정부의 백질, 뇌량의 슬과 팽부, 내포의 후변연, 그리고 시상에서 신호대잡음비를 구하고, b value 1,000 s/mm^2 확산강조영상에서의 신호대잡음비를 기준으로 비교하였다(Fig. 1). 신호강도는 뇌의 백질과 내포, 시상의 경우는 뇌 좌반구에서, 그리고 뇌량의 경우는 중앙부위에서 측정하였는데, 이때 관심영역(ROI)은 측정하고자 하는 해부학적 구조물을 최대한 많이 포함하도록 하였고, 동일 환자의 동일 해부학적 위치에 대해서는 같은 크기의 관심영역을 적용하였다. 잡음은 배경의 좌상단과 우하단 두 곳에서 측정하여 이의 평균값으로 하였다. 획득된 모든 확산강조영상은 work station(Advantage Windows; GE Medical Systems)으로 이동한 후 신호강도를 측정하였다.

결　과

영상의 정성적분석에서 확산강조 경사자장의 세기를 1,000 s/mm^{2}이상으로 증가시킴에 따라 뇌 회질과 백질 구조물 모두 신호강도가 점차 감소하였고, 특히 b value를 3,000 s/mm^{2}으로 했을 때에는 영상의 잡음이 매우 심했다(Fig. 2). 경사자장을 1,000 s/mm^{2}을 사용한 일반적인 확산강조영상에서 내포의 후변연, 난형중심, 상소뇌각교차, 정중 전두엽, 그리고 도피질은 상대적으로 높은 신호강도를 보였다. 다른 부위의 뇌백질은 뇌회질에 비해 낮은 신호강도를 보였는데 이것은 T2 강조영상과 유사한 형태를 보였다. 경사자장의 세기를 증가시킴에 따라 백질의 신호강도가 회질에 비해 점점 높게 나타났고, 특히 난형중심, 내포의 후변연, 시방사, 뇌량의 팽부, 뇌간의 피질척수로, 상소뇌각교차 및 후두부 백질 등의 구조물은 강한 고신호강도를 보였다(Fig. 3). 뇌량의 슬부는 팽부와 같은 백질의

Table 1. Relative Signal-to-Noise Ratios in Six Anatomic Regions at Varying High b Values (Normalized to SNR at b = 1,000 s/mm^2)

b value	Corpus Callosum		White Matter				
(s/mm^2)	Genu	Splenium	Frontal	Parietal	IC*	Thalamus	Mean
1,500	0.70	0.68	0.69	0.68	0.71	0.78	0.71
2,000	0.50	0.51	0.50	0.50	0.59	0.54	0.52
2,500	0.40	0.40	0.38	0.38	0.47	0.40	0.41
3,000	0.32	0.34	0.31	0.31	0.41	0.30	0.33

* IC: internal capsule, posterior limb.

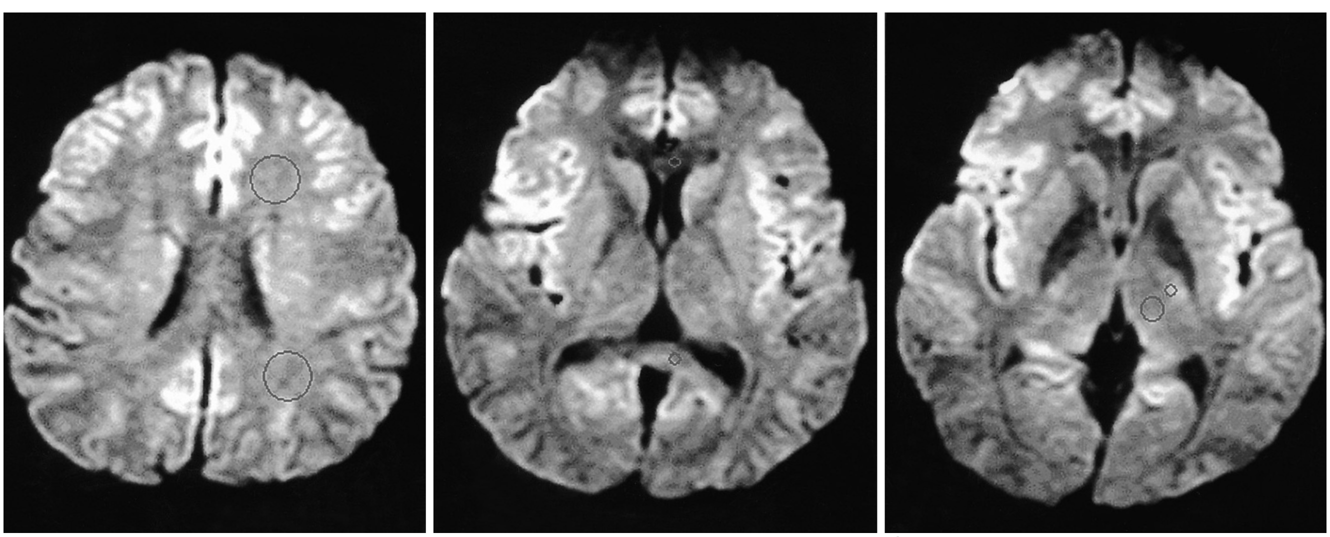

A　B　C

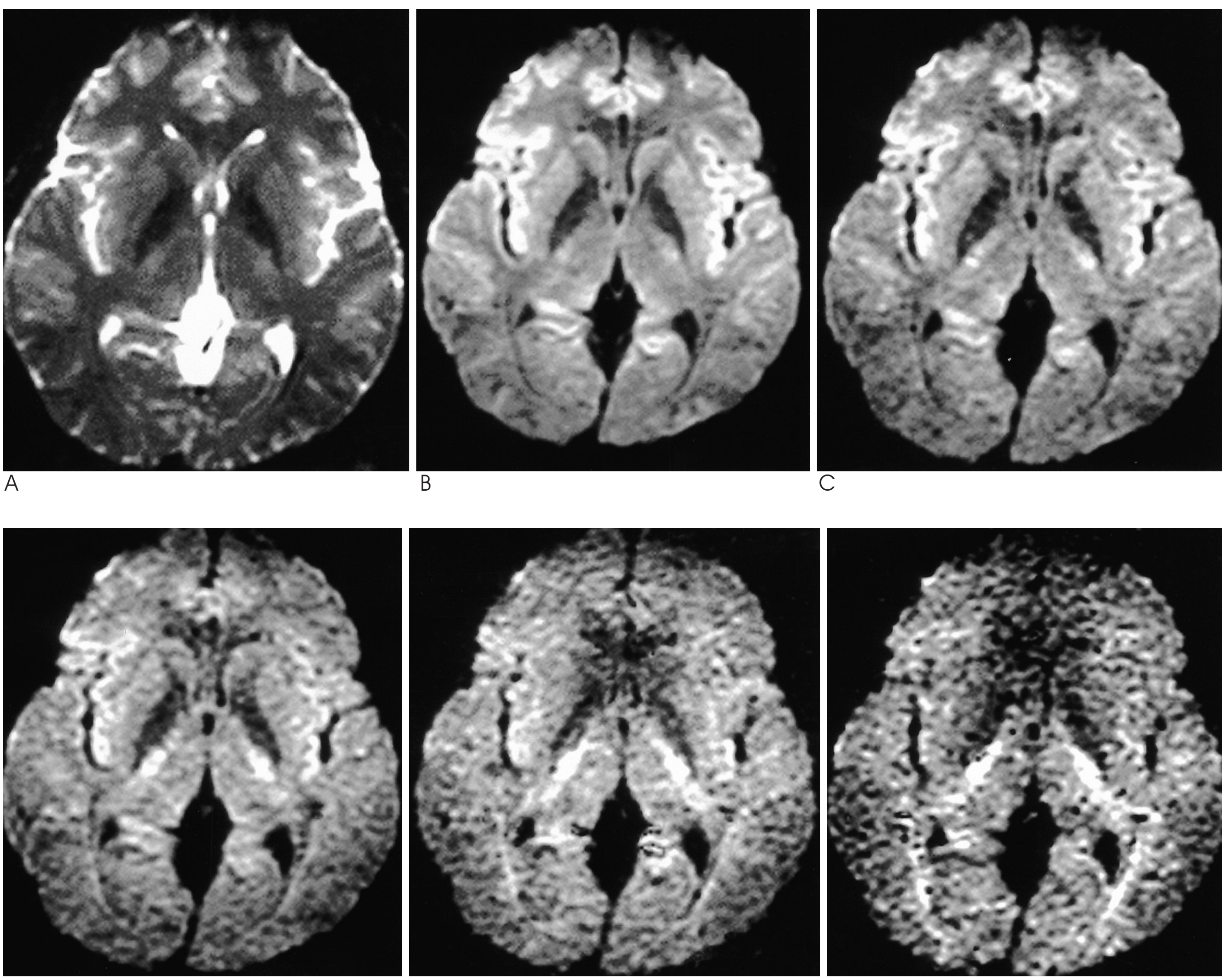
Fig. 1. Quantitative measurements of the signal intensities were done at six anatomic regions, including frontal and parietal white matter (A), genu and splenium of corpus callosum (B), posterior limb of internal capsule and thalamus (C).

구조를 가지고 있지만 b value 1,000 s/mm^{2}이상의 확산강조 영상에서 고신호강도를 보이지 않고 중간 저음영을 보였다. 이러한 뇌량 슬부의 신호강도를 설명할 뚜렷한 논리적인 근거를 찾지는 못하였다.

정량적 분석에서도 정성적 분석과 마찬가지로 b value가 증가함에 따라 모든 관심영역의 신호대잡음비가 상대적으로 감소했다. b value가 1,000 s/mm^{2}일 때의 신호대잡음비를 1로 하였을 때, 각각의 b value 1,500, 2,000, 2,500, 3,000 s/mm에서의 평균 신호대잡음비는 0.71, 0.52, 0.41, 0.33으로 감소되어 나타났다 (Table 1).

고 찰

생체 내에는 많은 종류의 액체의 움직임이 존재하며, 이들은 자기공명영상에서 신호강도의 감소를 초래한다. 그러나 물분자의 확산이나 모세혈관의 관류와 같은 미시적인 액체운동은 일반적인 자기공명영상에서는 약 2% 정도의, 육안적으로는 인지할 수 없는 미약한 신호강도의 감소만을 초래한다. 확산강조영상은 확산에 의한 미약한 신호강도의 감소를 극대화시킴으로써 조직간의 확산 차이를 쉽게 인지할 수 있도록 하는 영상기법이다. 확산강조영상을 얻기 위해서는 보통 영상을 얻기 위해 필수적으로 사용하는 경사자장 외에 매우 강한 한 쌍의 경사자장, 즉 확산강조 경사자장을 추가로 사용한다. 확산강조 경사자장의 강도와 시간을 적분한 것을 경사계수 (gradient factor) 또는 b value라 하며, 경사계수가 클수록 확산이 강조된 영상을 얻을 수 있다. 즉, 조직의 확산계수가 클수록, 또 사용하는 경사계수가 클수록 확산에 의한 신호감소는 크게 나타난다 (1-3). 일반적으로 약 1,000 s/mm^2 정도의 b value를 걸면 확산에 의한 신호감소를 영상화할 수 있다. 확산강조영상의 신호강도는 조직내에서 물 분자의 확산정도를 나타내는 현성확



A B C D E F

Fig. 2. As gradient strength increased (corresponding b values of A = 0 s/mm^2, B = 1,000 s/mm^2, C = 1,500 s/mm^2, D = 2,000 s/mm^2, E = 2,500 s/mm^2, F = 3,000 s/mm^2), both gray and white matter structures diminished in signal intensity, and white matter became relatively hyperintense.

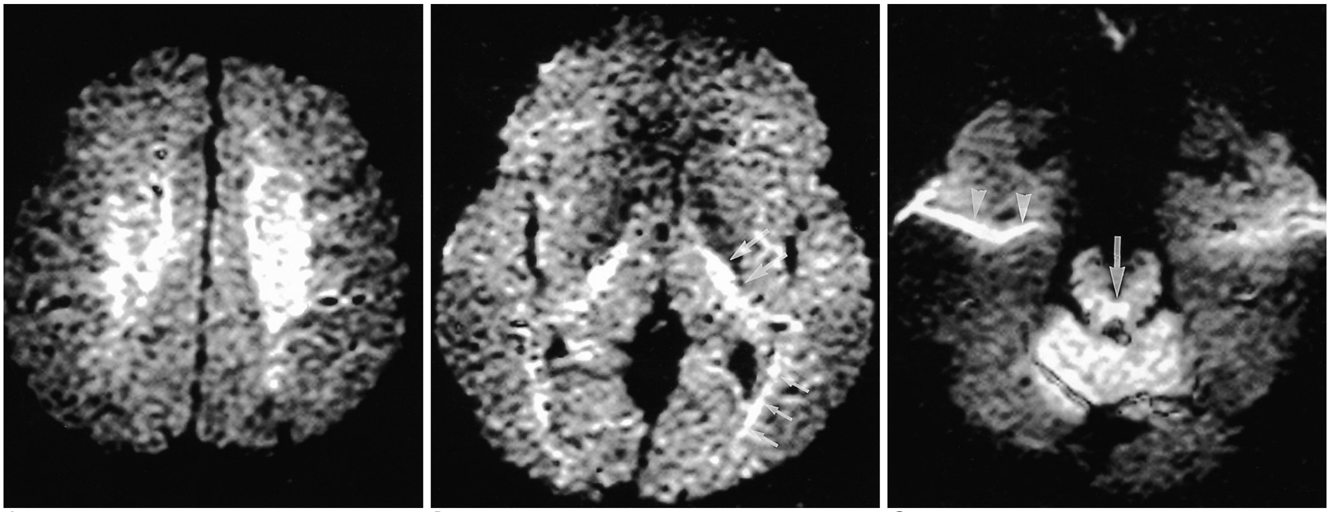


Fig. 3. At higher b value images (b = 3,000 s/mm²), strong hyperintense foci were seen at centrum semiovale (A), posterior limb of internal capsule (arrows) and optic radiation (small arrows) (B), and decussation of superior cerebellar peduncle (large arrow) (C). Note susceptibility artifacts at the base of the brain (arrow heads).

산계수와 T2의 조합에 의해 결정된다. b value를 0 s/mm²으로 하였을 때는 전체적인 영상이 강한 T2 강조영상을 나타내고, b value를 1,000 s/mm²으로 하였을 때에도 뇌 회질이 백질보다 고신호강도로 보이는데, 이는 확산강조영상에 일부 잔여 T2 영향이 남아있기 때문이다(2). 그러나 b value를 더욱 증가시키면 이런 내재된 T2 영향을 감소시키고 확산이 더욱 강조된 영상을 얻을 수 있다.

저자들의 연구결과에서 육안적인 소견으로 b value를 증가시킴에 따라 백질의 신호강도가 회질에 비해 상대적으로 증가하였고, 이것은 1.5 T MR기기에서의 보고와 같은 소견을 보였다. DeLano 등(2)은 이러한 소견은 비교적 확산이 제한되어 있는 백질이 회질보다 b value가 증가함에 따른 신호감소가 적어 상대적으로 고신호강도를 보인다고 설명하였다. 이런 경향은 b value 2,500, 3,000 s/mm²에서 더욱 뚜렷해지며, 백질 중에서도 촘촘한 백질 다발로 구성된 난형중심, 내포의 후변연, 시방사, 상소뇌각교차, 뇌량의 팽부등에서 더욱 고신호강도를 보였다. 결과에서 언급한 뇌량의 슬부는 촘촘한 백질로 구성되어 있지만 뇌량의 팽부와는 달리 b value가 증가함에 따라 고신호강도를 보이지 않고 중간 저음영의 형태로 나타났다. 이러한 뇌량 슬부의 신호강도의 변화에 대해 이전 1.5 T 연구에서는 전혀 언급이 되지 않았고 저자들도 정확한 이유를 찾지는 못하였다. 따라서 1,000 s/mm이상의 높은 b value 확산강조영상에서 보이는 이러한 고신호강도 및 저음영을 병변으로 오인하지 말아야한다.

확산강조영상의 가장 중요한 적응증은 급성 뇌경색이다. 뇌경색 발생 후 수분이 지나면 아직은 거시적 T2 이완시간이 변하지 않아서 T2 강조영상에서 나타나지 않지만 뇌조직은 세포독성 부종으로 확산계수가 감소함으로써 확산 강조영상에서 고신호강도로 관찰될 수 있다(6 - 8). Meyer 등(4)에 의하면, 2,500과 1,000 s/mm² b value의 확산강조영상을 함께 이용하면 뇌경색이 의심되는 환자에서 병변의 조직 대조도를 증가시키고, 영상에 내재된 T2 영향을 최소화함으로써 만성 경색의 발견율도 증가되었다고 보고하였다. Pereira 등(5)은 3.0 T MR에서 b value 1,500 s/mm² 확산강조영상에서 급성 뇌경색 병변과 정상 조직과의 대조도가 가장 우수하다고 보고하였다. 하지만 특정 질병을 영상화하는데 필요한 적정한 b value를 결정하기 위해서는 좀 더 많은 연구가 이루어져야 할 것으로 생각된다.

확산강조영상에서 b value를 증가시키면 영상의 신호가 감소되는 문제점이 있다. 저자들의 결과에서 b value 3,000 s/mm²의 확산강조영상은 잡음이 매우 심해 뇌 구조물을 잘 구별하기 힘들었다. 이는 정량적 분석에서도 마찬가지의 결과를 보여, b value 3,000 s/mm²에서 영상의 신호대잡음비가 b value 1,000 s/mm²에서의 영상에 비해 33% 정도 밖에 되지 않았다. 이는 b value 3,000 s/mm² 영상에서 b value 1,000 s/mm² 영상과 유사한 신호대잡음비를 가지기 위해서는 acquisition을 3배로 해야한다는 의미를 가지며, 따라서 영상 획득 시간이 길어지는 단점이 생긴다. 1.5 T MR기기에서 b value 3,000 s/mm²에서 신호대잡음비의 감소는 45%로 보고 되어 저자들의 결과보다 작은 신호의 감소를 보였다(3). 이것은 자기장 세기의 차이와 저자들의 경우 영상 파라미터에서 TE가 b value에 따라 다른 값을 가진 이유로 생각된다.

본 연구에는 몇가지의 문제점을 가지고 있는데, 첫째로 정상대상군이 20대로 한정되어 전 연령의 정상군을 대변하기가 어렵다는 것이다. 둘째로는 영상 파라미터에서 각각의 b value 확산강조영상에서 각각 다른 TE를 사용하여 엄밀한 의미에서

확산강조영상에서 b value만의 변화를 평가할 수 없다는 것이다. 그러나 실지 임상에서 확산강조영상에서 다양한 b value를 사용시 다양한 최적의 TE를 사용하는 것이 보편적인 일이다. 마지막으로 동일한 환자에서 1.5 T MR 기기와의 동시 비교가 없어 그 차이를 평가할 수가 없었다.

결론적으로, 3.0 T MR 기기에서 1,000 s/mm^{2}이상의 b value 확산강조영상에서 b value를 증가시킴에 따라 뇌 회질과 백질 모두 신호가 점차 감소하였고, 뇌량의 슬부를 제외한 대부분의 백질은 회질에 비해 신호감소가 적어 점차 신호강도가 높게 나타나는 양상을 보였다. 따라서, 이러한 백질의 고신호강도를 병변으로 오인해서는 안된다. 또한 b value를 증가시키면 신호대 잡음비가 많이 감소하고 이를 극복하기 위해서는 영상 획득 시간이 길어지는 단점이 생긴다. 이러한 소견은 1.5 T MR기기에서의 보고와 동일하였다. 그러나 지금까지 뇌량 슬부의 저음영 소견은 언급이 된 바 없었다. 높은 b value를 이용한 확산강조영상에서 정상 뇌회백질 신호의 변화를 인지하는 것은 여러 가지 뇌질환으로의 적용을 위해 매우 중요하다고 생각된다.

참 고 문 헌

1. DeLano MC, Cao Y. High b-value diffusion imaging. *Neuroimaging Clin N Am* 2002;12:21-34
2. DeLano MC, Cooper TG, Siebert JE, Potchen MJ, Kuppusamy K. High-b-value diffusion-weighted MR imaging of adult brain: image contrast and apparent diffusion coefficient map features. *AJNR Am J Neuroradiol* 2000;21:1830-1836
3. Burdette JH, Durden DD, Elster AD, Yen YF. High b-value diffusion-weighted MRI of normal brain. *J Comput Assist Tomogr* 2001;25:515-519
4. Meyer JR, Gutierrez A, Mock B, et al. High-b-value diffusion-weighted MR imaging of suspected brain infarction. *AJNR Am J Neuroradiol* 2000;21:1821-1829
5. Pereira RS, Harris AD, Sevick RJ, Frayne R. Effect of b value on contrast during diffusion-weighted magnetic resonance imaging assessment of acute schemic stroke. *J Magn Reson Imaging* 2002;15(5):591-596
6. Sorensen AG, Buonanno FS, Gonzalez RG, et al. Hyperacute stroke: evaluation with combined multisection diffusion-weighted and hemodynamically weighted echo-planar MR imaging. *Radiology* 1996;199:391-401
7. Marks MP, de Crespigny A, Lentz D, Enzmann DR, Albers GW, Moseley ME. Acute and chronic stroke: navigated spin-echo diffusion-weighted MR imaging. *Radiology* 1996;199:403-408
8. Le Bihan D, Turner R, Douek P, Patronas N. Diffusion MR imaging: clinical applications. *AJR Am J Roentgenol* 1992;159:591-599

J Korean Radiol Soc 2003;49:455 - 460

Signal Intensity Changes of Normal Brain at Varying High b-Value Diffusion-Weighted Images Using 3.0T MR Scanner[1]

Jin Hee Lee, M.D.[2], Chul Ho Sohn, M.D., Jin Soo Choi, M.D.

[1]*Department of Diagnostic Radiology, Keimyung University School of Medicine*
[2]*Department of Radiology, Kumi CHA Hospital, Pochon CHA University*

Purpose: Using diffusion-weighted MR imaging (DWI), to evaluate the signal intensity characteristics of normal adult brain as diffusion gradient strength (*b* value) increases from 1,000 to 3,000 s/mm².

Materials and Methods: Twenty-one healthy volunteers with neither neurologic symptoms nor pathologic findings at axial and sagittal T2-weighted MR imaging were involved in this study. All images were obtained with a 3.0T MR scanner. Six sets of spin-echo echo-planar images were acquired in the axial plane using progressively increasing strengths of diffusion-sensitizing gradients (corresponding to *b* values of 0, 1,000, 1,500, 2,000, 2,500, and 3,000 s/mm²). All imaging paremeters other than TE remained constant. Changes in normal white-gray matter signal intensity observed at variable *b*-value DWI were qualitatively analysed, and the signal-to-noise ratios (SNRs) in six anatomic regions (frontal and parietal white matter, genu and splenium corporis callosi, the posterior limb of the internal capsule, and the thalamus) quantitatively, and the ratios were averaged and compared with the average SNR of 1,000 s/mm DWI.

Results: As gradient strength increased from 1,000 to 3,000 s/mm², both gray-and white-matter structures diminished in signal intensity, and images obtained at a *b* value of 3,000 s/mm² appeared very noisy. White matter became progressively hyperintense to gray matter as the diffusion sensitizing gradient increased, especially at the centrum semiovale, the posterior limb of the internal capsule, and the splenium corporis callosi, but the genu corporis callosi, showed exceptional intermediate low signal intensity. At quantitative assessment, the signal-to-noise ratio decreased as the diffusion sensitizing gradient increased. Relative to the images obtained at a *b* value of 1,000 s/mm², average SNRs were 0.71 ($b=1,500$ s/mm²), 0.52 ($b=2,000$ s/mm²), 0.41 ($b=2,500$ s/mm²), 0.33 ($b=3,000$ s/mm²).

Conclusion: As the diffusion sensitizing gradient increased, the signal-to-noise ratio of brain structures diminished, especially at a *b* value of 3,000 s/mm², and white matter became relatively hyperintense compared to gray matter. In order to avoid misdiagnosis, it is important to be aware of the nature of normal changes in the signal intensity of gray-white matter occurring at high-*b*-value DWI.

Index words : Magnetic resonance (MR), diffusion
Brain, MR
Brain, infarction

Address reprint requests to : Chul Ho Sohn, M.D., Department of Diagnostic Radiology, Keimyung University School of Medicine, Dongsan Medical Center, 194 Dongsan-dong, Chung-gu, Daegu 700-712, Korea.
Tel. 82-53-250-7767 Fax. 82-53-250-7766 E-mail: chsohn@dsmc.or.kr