

Impact of the Parameter Variation on the Image Blurring in 3 T Magnetic Resonance Imaging: A Phantom Study

3 테슬라 자기공명영상에서 영상흐려짐에 대한 다양한 영상 변수들의 영향: 팬텀 연구

Jong Woo Kim, MD, Sang Hoon Lee, MD, Namkug Kim, PhD, Kyung-Sik Cho, MD, Jin Seong Lee, MD

Department of Radiology and Research Institute of Radiology, University of Ulsan College of Medicine, Asan Medical Center, Seoul, Korea

Purpose: To evaluate the effects of the key imaging-parameter alterations on the four MR sequences in a phantom study.

Materials and Methods: Magnetic resonance (MR) imaging was performed on a MR phantom with an 8-channel head coil by using a 3 T MR system. The images were obtained in the axial plane on four MR sequences [T1-weighted, T2-weighted, Proton-density, and 3 dimensional (3D) fast spin echo (FSE)] with controlled variations in the following key parameters: 1) echo train length (ETL), 2) repetition time (TR), and 3) echo time (TE). The image blurring was determined by the degree of the gradient angle; i.e., the blurring increased as the gradient angle decreases.

Results: The increasing ETL was observed to cause an increase in the image blurring on all pulse sequences with a statistical significance ($p = 0.004$) on the 3D FSE. Increasing the TR appeared to have no effect except a statistically significant decrease on the T1-weighted images ($p = 0.011$). Increasing TE showed no effect on the T1-weighted images ($p = 0.932$); however, it caused an increase of blurring on the proton density images ($p = 0.016$) as well as the T2-weighted images ($p < 0.001$), and a decrease on the 3D FSE ($p = 0.001$).

Conclusion: To reduce the image blurring, short ETL and long TE for 3D FSE, long TR for T1-weighted images and short TE for proton-density and T2-weighted images should be applied.

Index terms

Magnetic Resonance Imaging
Phantom Study
Image Blurring
Echo Train Length

Received May 1, 2012; Accepted February 22, 2013

Corresponding author: Sang Hoon Lee, MD
Department of Radiology and Research Institute of Radiology, University of Ulsan College of Medicine, Asan Medical Center, 88 Olympic-ro 43-gil, Songpa-gu, Seoul 138-736, Korea.
Tel. 82-2-3010-4400 Fax. 82-2-476-4719
E-mail: shlee@amc.seoul.kr

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

서론

자기공명영상에 있어서 긴 영상 획득 시간은 주요 제한점이다. 스캔 시간이 길면 그만큼 환자가 움직일 가능성이 크고 영상 자체도 움직임에 민감해져 운동안공물이 발생하거나 영상의 질이 떨어질 확률이 높아진다. 이러한 문제는 스캔 시간이 짧은 펄스열을 사용하면 해결할 수 있는데, 최근에 고속스핀에코(fast spin echo; 이하 FSE)와 같은 여러 고속 영상 획득 기법이 소개되면서 더 빠른 시간 내에 원하는 영상을 얻을 수 있게 되었다(1-5).

그런데 이런 고속 영상 획득 기법은 작동하는 변수를 어떻게 적용시키느냐에 따라서 자기공명영상의 질 및 진단적 정확성에 많은 영향을 끼친다. 특히 일반적으로 긴 에코열 길이(echo train length; 이하 ETL)를 적용하는 FSE 펄스열에서 ETL이 증가함에 따라 더욱 빠른 영상을 얻을 수는 있으나, 영상흐려짐

(image blurring)은 오히려 증가한다고 알려져 있다(4).

현재까지 이 영상흐려짐이 어느 정도 영향을 받는지 객관적·정량적으로 증명한 연구는 거의 알려져 있지 않으며, 더욱이 다양한 에코 펄스열(echo pulse sequence)들 사이에서 영상 변수들과 영상흐려짐 사이의 관계를 정량적으로 밝힌 연구 또한 거의 없었다. 따라서 본 연구의 목적은 다양한 에코 펄스열들에 있어서 ETL, TR, TE와 같은 영상 변수들이 변화할 때 영상흐려짐이 어느 정도 영향을 받는지 정량적으로 측정하여 분석하고자 한다.

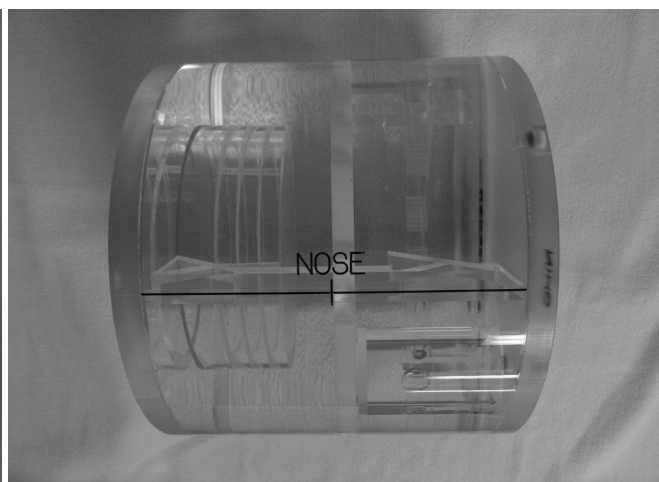
대상과 방법

자기공명영상 팬텀

자기공명영상 팬텀(J. M. Specialty Parts, Inc., San Diego, CA, USA)은 길이가 148 mm, 직경이 190 mm인 양끝이 막혀

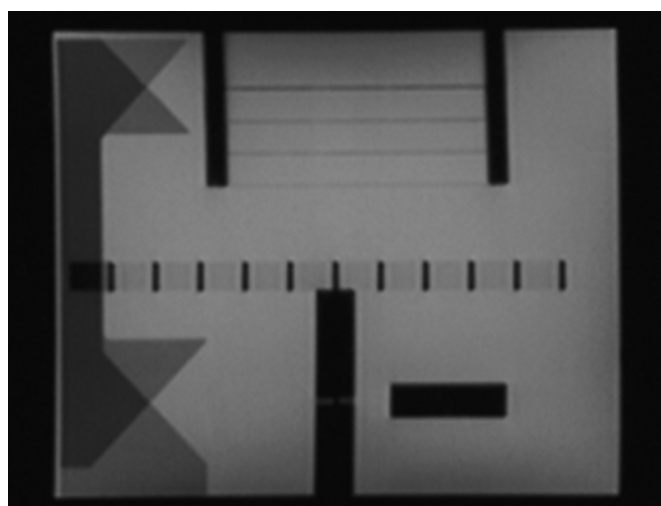


A

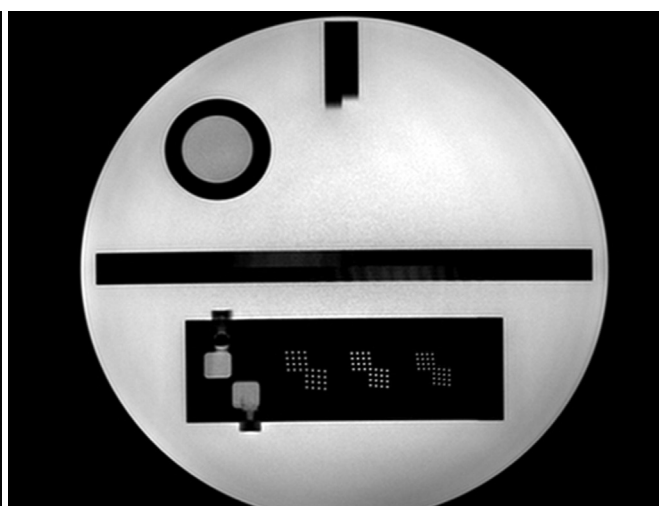


B

Fig. 1. Oblique (A) and lateral (B) views of a MR phantom.



A



B

Fig. 2. Sagittal localizer (A) and axial image (B) of a MR phantom on T1-weighted sequence (TR/TE/ETL 500/20/1).

Note.—ETL = echo train length, TE = echo time, TR = repetition time

Table 1. Phantom Image Protocols

Matrix	384 × 384
FOV (mm)	256
Slice thickness (mm)	3
Gap (mm)	1
NEX	1
Flip angle (degree)	90

Note.—FOV = field of view, NEX = number of excitation

있는 원통형의 아크릴 플라스틱이다. 이 팬텀의 내부는 10 mM NiCl_2 와 75 mM NaCl 이 포함된 용액으로 채워져 있으며, 평가를 위한 여러 종류의 복잡한 구조물들이 있다(Fig. 1). 팬텀의 표면에 'NOSE'와 'CHIN'이라는 단어가 쓰여 있어 두부코일 안에서 팬텀의 정위치를 잡는 데 참고가 된다(6).

팬텀 영상 획득

팬텀 영상은 3.0 테슬라 MR system (Achieva, Philips healthcare, Best, The Netherlands)을 이용하여 얻었다. 팬텀 거치대나 스펀지 등을 이용해 두부 코일의 중앙부에 팬텀을 위치시키고 움직이지 않게 한 다음 팬텀이 세 방향으로 수평이 되도록 위치조정을 한 후 팬텀 영상을 얻었다. 먼저 하나의 시상 위치 확인영상(sagittal localizer)을 얻고, 시상 위치확인 영상을 기준으로 각각 10개의 측면영상(axial image)으로 된 T1 강조영상, 양자밀도 영상, T2 강조영상, 3D FSE 영상 시리즈를 얻었다(Fig. 2).

각각의 펄스열마다 ETL, TR, TE 중 두 개의 변수를 고정하고 나머지 하나의 변수를 변화시키면서 영상을 획득하였다. 팬텀 영상의 프로토콜 및 영상 변수들은 다음 표에 요약된 바와 같

Table 2. 3 T MR Image and Parameters

Protocols	Fixed Parameters			Changed Parameters						
T1	TR/TE	500/20	ETL	1	2	4	6	8	10	12
	TE/ETL	20/3	TR	300	400	500	600	700	800	900
	TR/ETL	500/3	TE	10	14	18	22	26	30	34
PD	TR/TE	3000/30	ETL	1	3	5	7	9	11	13
	TE/ETL	30/4	TR	2000	2500	3000	3500	4000	4500	5000
	TR/ETL	3000/4	TE	10	20	30	40	50	60	70
T2	TR/TE	4000/100	ETL	4	7	10	13	16	19	22
	TE/ETL	100/10	TR	2000	2500	3000	3500	4000	4500	5000
	TR/ETL	4000/10	TE	80	90	100	110	120	130	140
3D FSE	TR/TE	3000/50	ETL	30	40	50	60	70	80	90
	TE/ETL	50/50	TR	2000	2500	3000	3500	4000	4500	5000
	TR/ETL	3000/50	TE	30	40	50	60	70	80	90

Note.—ETL = echo train length, PD = proton density weighted image, TE = echo time, TR = repetition time, 3D FSE = 3 dimensional fast spin echo

다(Tables 1, 2). T1 강조영상, 양자밀도 영상, T2 강조영상은 비대칭 에코 간격(asymmetric echo-spacing), 3D FSE 영상은 선형 에코 간격(linear echo-spacing) 방식을 적용하였다.

영상흐려짐의 정량적 분석

영상흐려짐의 정량적 측정은 다양한 펄스열로 촬영된 팬텀 영상의 가장자리(edge)의 경사도(slope) 분석을 통해 이루어졌으며 이 경사도가 완만할수록 영상흐려짐의 정도는 크다고 정의하였다. 정량적 분석은 Nelder-Mead algorithm (7)을 적용하여 matlab 2010b (Mathworks Inc., Natick, MA, USA)을 통해 서울아산병원 영상의학과 영상처리 연구실에서 자체 개발한 프로그램을 이용하였다. 여러 장의 영상 슬라이스를 동시에 불러와서 특정 부분의 관심영역(region of interest)을 Fig. 3과 같이 선택하면, 프로그램이 자동으로 관심영역의 장축방향의 평균 프로파일을 계산하고 이를 아래와 같은 시그모이드 함수(sigmoid function)(1)를 이용하여 곡선 피팅 알고리즘으로 피팅하여 최적의 시그모이드 곡선(sigmoid curve)을 찾고 이 함수의 최대 경사도(maximum gradient)를 계산한다. Fig. 3의 오른쪽은 이 데이터를 구성하고 최적의 피팅된 시그모이드 함수를 그려주고, 이의 최대 경사도(maximal slope)를 가지는 부분에 접하는 접선을 그려주는 것을 보여준다.

다양한 MR 펄스열에 따른 경사도(slope) 값의 계산 결과는 excel 2007 (Microsoft Corp., Redmond, WA, USA)에서 입력되어 통계적으로 처리되었다.

통계 분석 방법

각 영상 변수에 따른 영상흐려짐의 정도 변화를 일변량 분석(univariate analysis) 선형 회귀(linear regression) 모형을 통해 상관 관계를 분석하였다. 통계 분석 도구는 윈도우용 SPSS (SPSS,

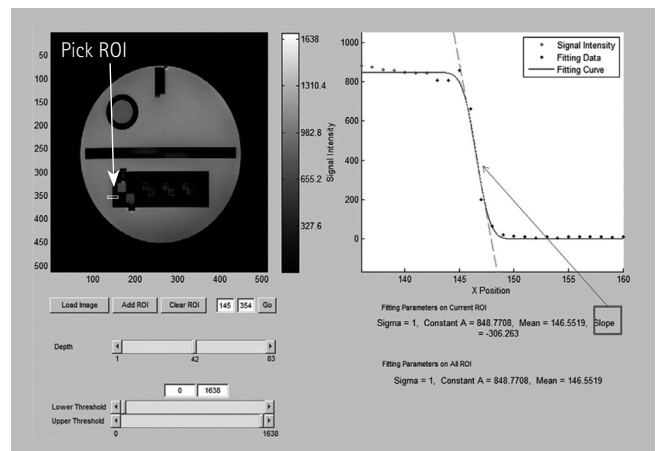


Fig. 3. An example of the quantitative analysis of the MR image blurring through the self-developed software. The figure on the right represents selection of a region of interest (ROI) on the phantom MR image. The figure on the left shows how to determine the slope of a line among three points on a sigmoid curve through the curve fitting algorithm.

version 18.0, SPSS, Inc., Chicago, IL, USA)를 이용하였다.

결과

ETL에 따른 영상흐려짐 변화

ETL이 증가함에 따라 영상흐려짐 정도는 모든 펄스열에서 증가하는 경향을 보였으나, 3D FSE에서만 통계적으로 유의하였다($p = 0.004$)(Fig. 4). Fig. 5는 3D FSE에서의 ETL 증가에 따른 영상흐려짐의 증가를 보여주는 예이다.

TR에 따른 영상흐려짐 변화

TR이 증가함에 따라 영상흐려짐 정도는 T1 강조영상에서는 통계적으로 유의하게 감소한 반면($p = 0.011$), 양자밀도 영상

3 테슬라 자기공명영상에서 영상흐려짐에 대한 다양한 영상 변수들의 영향

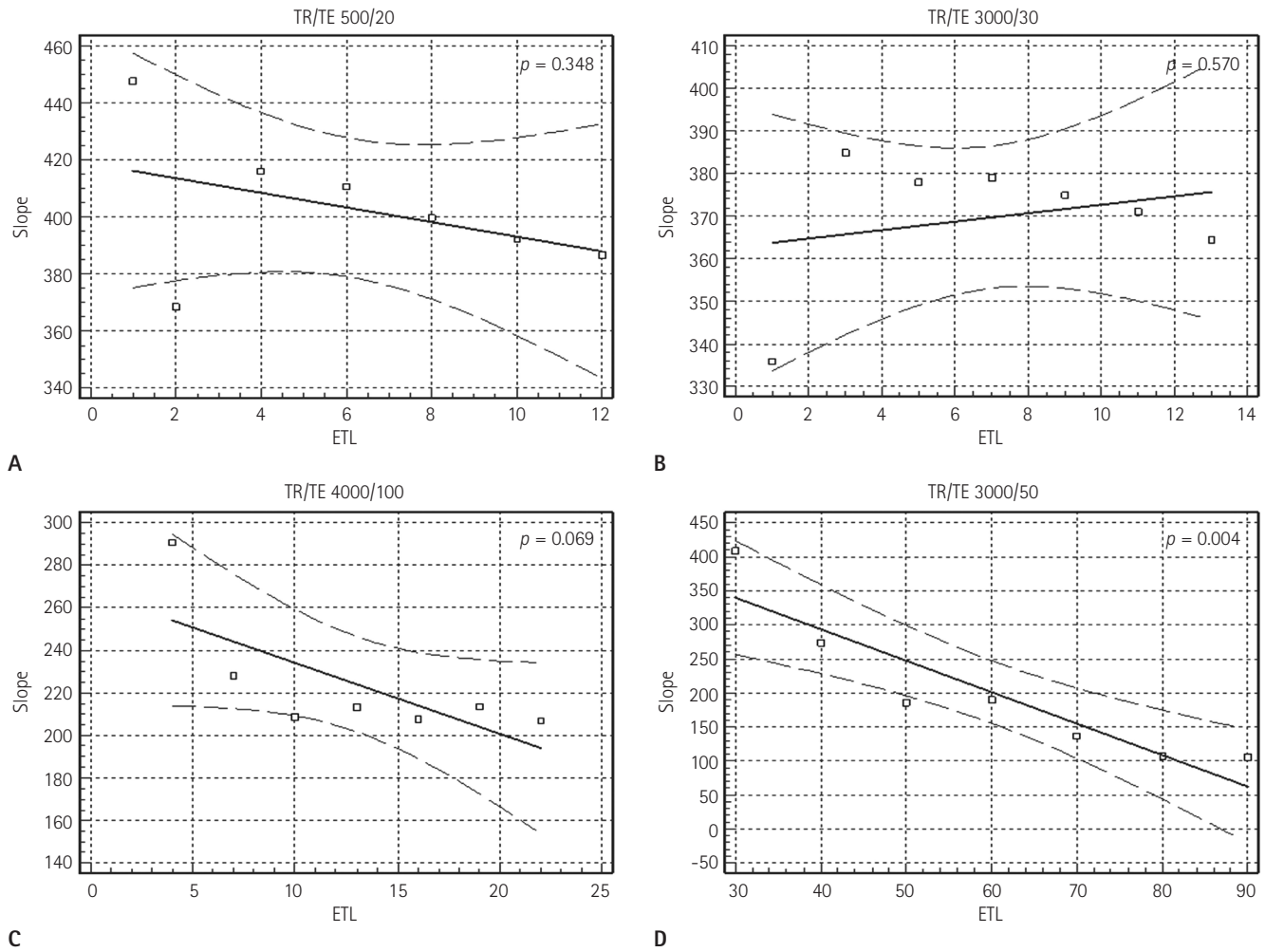


Fig. 4. Image blurring versus ETL for T1WI (A), PD (B), T2WI (C), 3D FSE (D). The graphs represent increasing ETL was observed to cause an decrease of the slope (inversely proportional to image blurring) on all pulse sequences only with a statistical significance ($p = 0.004$) on 3D FSE. Note.—ETL = echo train length, PD = proton density weighted image, TE = echo time, TR = repetition time, T1WI = T1 weighted image, T2WI = T2 weighted image, 3D FSE = 3 dimensional fast spin echo

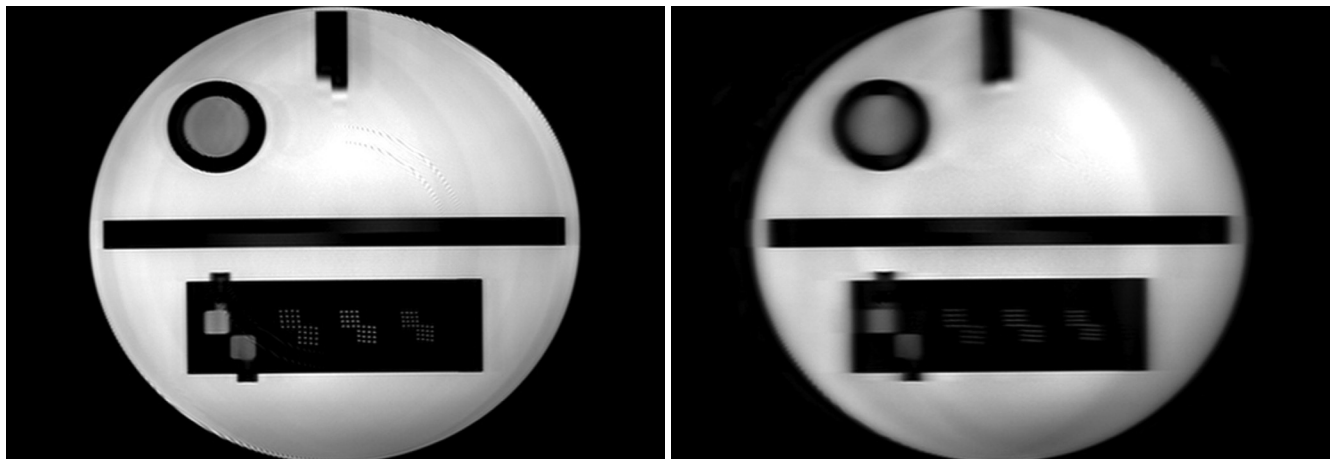


Fig. 5. Image blurring versus ETL; 3D FSE TR/TE/ETL 3000/50/30 (A), and 3D FSE TR/TE/ETL 3000/50/90 (B) MR phantom images. Image blurring was more prominent on 3D FSE MR image with longer ETL. Note.—ETL = echo train length, TE = echo time, TR = repetition time, 3D FSE = 3 dimensional fast spin echo

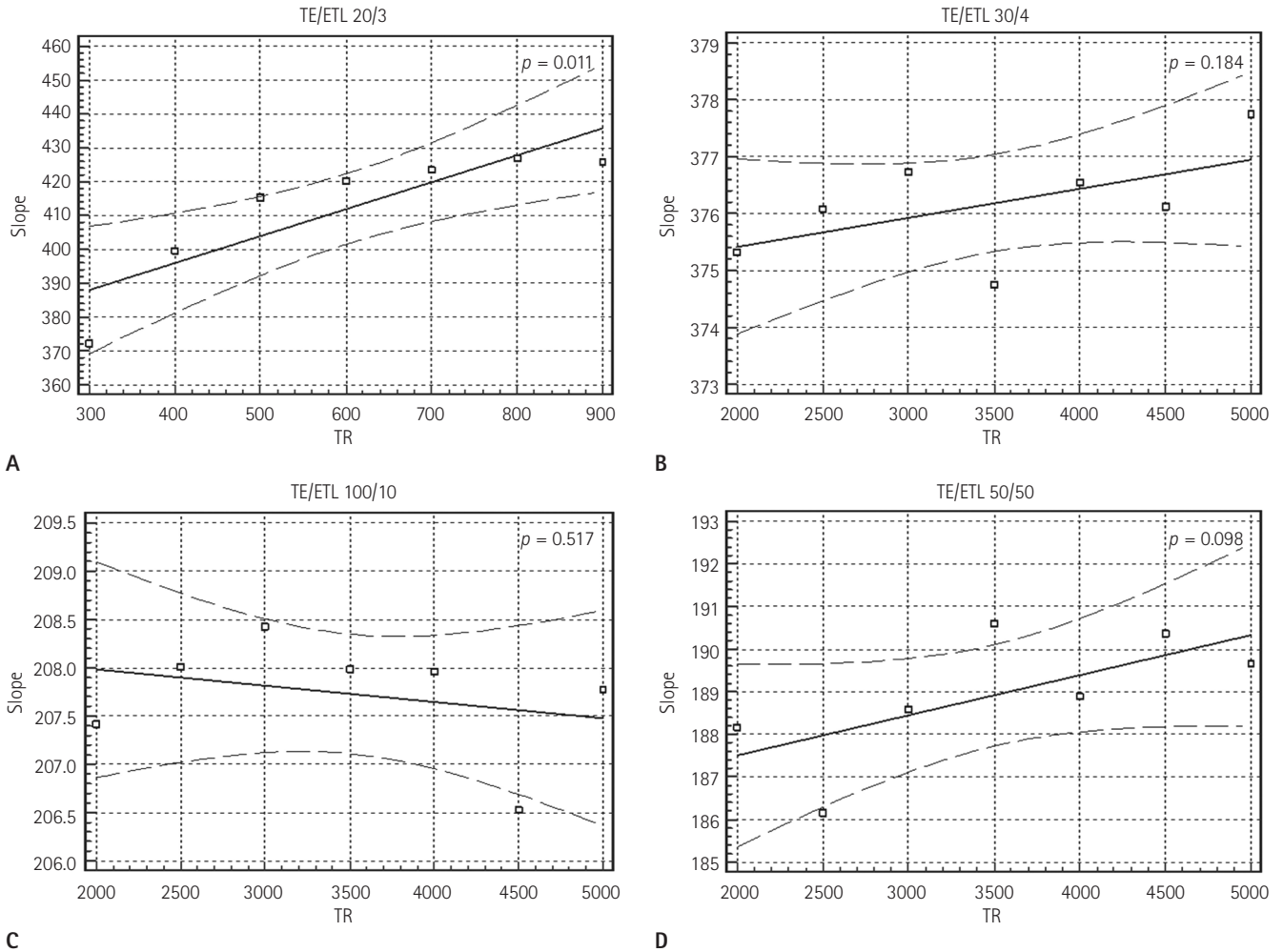


Fig. 6. Image blurring versus TR for T1WI (A), PD (B), T2WI (C), 3D FSE (D). The graphs represent increasing TR appeared to have no effect about the image blurring except a statistically significant decrease on T1-weighted images ($p = 0.011$).
Note. —ETL = echo train length, PD = proton density weighted image, TE = echo time, TR = repetition time, T1WI = T1 weighted image, T2WI = T2 weighted image, 3D FSE = 3 dimensional fast spin echo

($p = 0.184$), T2 강조영상($p = 0.517$), 3D FSE ($p = 0.098$)에서는 통계적으로 유의한 차이가 없었다(Fig. 6).

TE에 따른 영상흐려짐 변화

TE가 증가함에 따라 영상흐려짐 정도는 T1 강조영상에서는 통계적으로 유의한 변화가 없었지만($p = 0.932$), 양자밀도 영상($p = 0.016$) 및 T2 강조영상($p < 0.001$)에서는 통계적으로 유의하게 증가하였다. 반면에 3D FSE에서는 통계적으로 유의하게 감소하는 결과를 보였다($p = 0.001$)(Fig. 7).

고찰

FSE는 스핀에코열의 긴 영상 획득 시간을 극복하기 위해 1986년 Hennig 등(8)에 의해 rapid acquisition with relax-

ation enhancement라는 펄스열로 처음 소개된 후, 고주파 펄스의 속임각(flip angle) 오차를 줄이기 위해 Carr-Purcell-Meiboom-Gill 펄스열을 적용하는 등의 수정을 거쳐 FSE라는 이름이 붙여졌다. 한 번의 TR 동안 한 번의 위상부호화 단계(phase encoding step)를 얻는 고식적 스핀에코열(conventional spin-echo)에 비해, FSE는 다중 위상부호화 단계를 생성함으로써 더 효율적인 k-공간을 채울 수 있게 되므로 스캔 시간을 줄일 수 있다(9-13). 이런 펄스열을 3 테슬라 자기공명영상에서 응용하기 위해서는 영상의 질에 대한 다양한 펄스열 변수들의 영향을 고려하여 최적화(optimization) 하는 과정이 필요하다. 특히 FSE에서는 긴 ETL을 이용하게 되면서 영상흐려짐 또한 증가한다고 알려져 있는데(4, 14), 본 연구에서는 ETL을 포함해 TR, TE와 같은 영상 매개 변수가 영상흐려짐에 어떤 영향을 미치는가를 알아보고 그것을 객관적·정량적으로 분석하여 일반

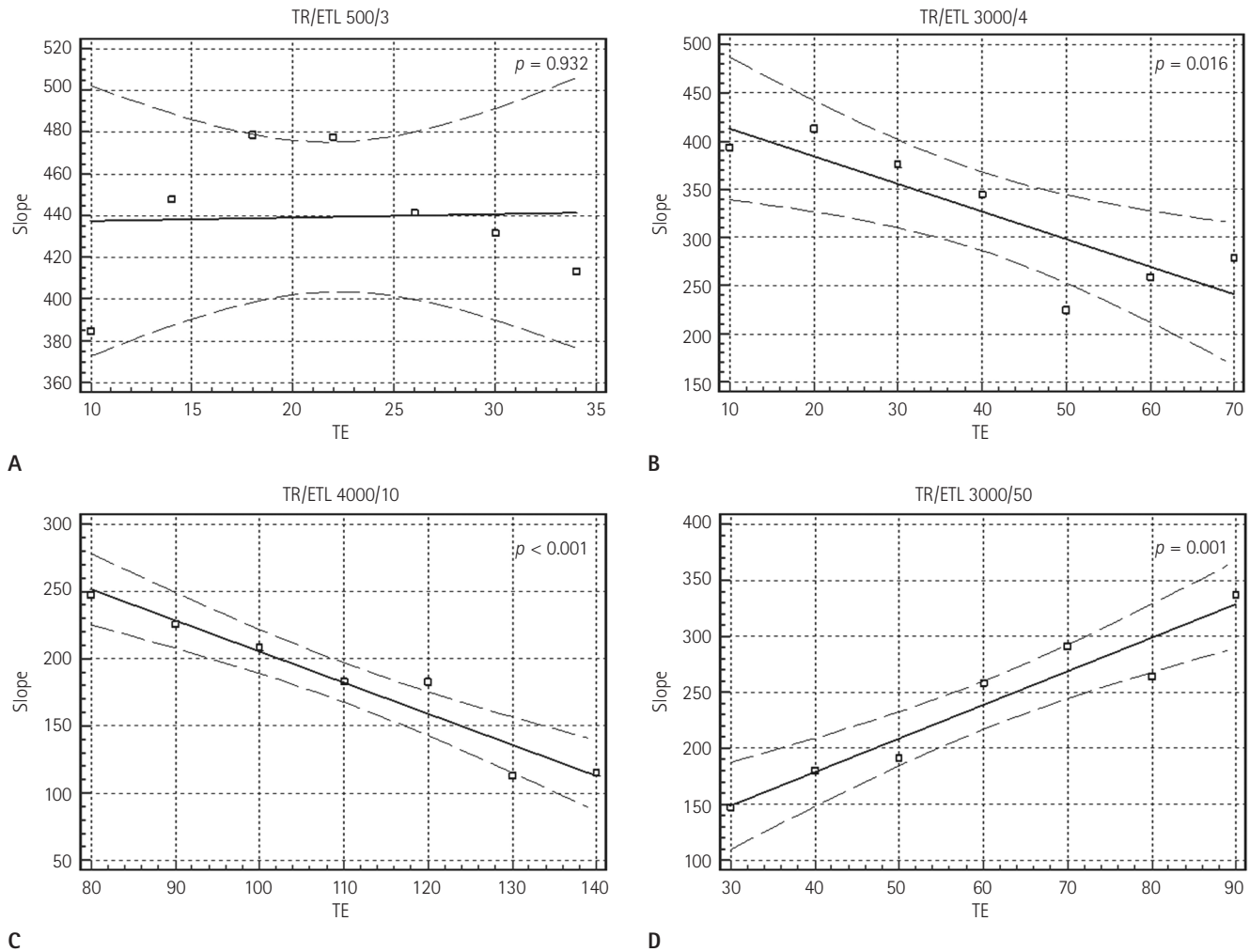


Fig. 7. Image blurring versus TE for T1WI (A), PD (B), T2WI (C), 3D FSE (D). The graphs represent increasing TE showed no effect about the image blurring on T1-weighted images ($p = 0.932$); however, it caused an increase of blurring on proton density-weighted images ($p = 0.016$) as well as T2-weighted images ($p < 0.001$) and a decrease on 3D FSE ($p = 0.001$). Note.—ETL = echo train length, PD = proton density weighted image, TE = echo time, TR = repetition time, T1WI = T1 weighted image, T2WI = T2 weighted image, 3D FSE = 3 dimensional fast spin echo

적인 임상 가이드라인을 설정하고자 하였다.

본 연구에서 ETL이 증가함에 따른 영상흐려짐 정도는 3D FSE에서 유의미하게 증가하였다. 일반적으로 FSE에서 ETL이 증가하면 에코열(echo train)을 통해 T2 감쇠 차이가 최대로 커지기 때문에 영상흐려짐이 증가하는 것으로 알려져 있다(4). 그런데 현재 많은 영역에서 임상 적용이 증가하고 있는 3D FSE에서는 더 긴 ETL의 적용이 불가피한데, 이런 영상흐려짐의 증가를 고려한다면 가능한 한 짧은 ETL을 적용하는 것이 바람직하다는 것을 의미한다. 작은 화소로 고해상도의 영상을 등화적소(isovoxel)로 획득함으로써, 하나의 영상면 획득으로 축면영상, 시상영상, 관상영상을 거의 동시에 얻을 수 있는 장점이 3D FSE가 가지고 있지만 작은 화소를 얻기 위해 ETL을 많이 늘리는 것은 본 연구에 비추어 볼 때 문제가 있음을 시사한

다. 그에 비해 T1 강조영상, 양자밀도 영상, T2 강조영상에서는 ETL을 늘리더라도 영상흐려짐이 크지 않아 영상 획득 시간을 짧게 하는 긴 ETL을 적용하더라도 문제가 없음을 알 수 있다.

TR 증가에 따른 영상흐려짐 변화는 이전의 연구에서처럼 거의 영향이 미미하였다(4). T1 강조영상에서는 통계적으로 유의하게 감소하였는데, 이는 T1 강조영상에서는 T2 효과가 적으나 TR의 증가에 따라 신호대잡음비(signal-to-noise ratio)가 증가하고 움직임 효과가 적어져서 영상흐려짐이 줄어든 것으로 예측된다. 그러나 T2 강조영상, 양자밀도 영상, 그리고 3D FSE에서는 거의 변화가 없거나 미미하게 감소하였는데 통계적으로 큰 의미는 없었다.

이전 연구에서 TE가 증가함에 따라 짧은 T2 조직에서는 신호대잡음비는 감소하게 되고 대조도는 향상되어 영상흐려짐은

감소하는 것으로 알려져 왔지만, T2가 길거나 매우 짧은 조직에서는 이러한 효과를 보이지 않았다(4, 15). 본 연구에서는 3D FSE에서는 TE 증가에 따라 영상흐려짐이 감소하였으나 양자밀도 영상, T2 강조영상에서는 오히려 영상흐려짐이 통계적으로 유의하게 증가하는 경향을 보였다. 본 연구에서 수신 대역폭(receive bandwidth)이 가변적이었는데 영상흐려짐이 증가한 펄스열에서는 수신 대역폭(receive bandwidth)이 TE를 증가시킬 때 그 값이 고정되지 않고 가변적으로 감소하면서 발생된 결과로 판단된다(4).

본 연구는 몇 가지 제한점을 가지고 있다. 첫째, 자기공명영상 팬텀을 사용하였기에 T2가 짧은 조직과 긴 조직 사이의 차이점을 알 수 없었다. 둘째, 팬텀 영상 획득 시간을 고려하여 전체 팬텀 영상을 스캔 범위에 포함시키지 못하였다. 셋째, 자기공명영상 장비 자체의 문제로 인해 수신 대역폭(receive bandwidth)과 같은 영상흐려짐에 영향을 미칠 수 있는 변수를 고정하고자 하였던 의도와는 달리 TE를 증가시킬 때 자동적으로 조금씩 변하였다. 마지막으로, 자체 개발한 소프트웨어로 영상흐려짐 측정시 관심영역 내의 세 지점의 피팅 과정에서 오차가 발생할 가능성을 배제할 수 없다.

결론적으로 영상흐려짐을 줄이기 위해서는 T1 강조영상의 경우 긴 TR의 사용, 양자밀도 영상과 T2 강조영상의 경우는 짧은 TE의 사용, 3D FSE의 경우는 긴 TE의 사용과 짧은 ETL의 사용이 요구된다.

참고문헌

1. Mirowitz SA. Diagnostic pitfalls and artifacts in abdominal MR imaging: a review. *Radiology* 1998;208:577-589
2. Wood ML, Runge VM, Henkelman RM. Overcoming motion in abdominal MR imaging. *AJR Am J Roentgenol* 1988;150:513-522
3. Arena L, Morehouse HT, Safir J. MR imaging artifacts that simulate disease: how to recognize and eliminate them. *Radiographics* 1995;15:1373-1394
4. Li T, Mirowitz SA. Fast T2-weighted MR imaging: impact of variation in pulse sequence parameters on image quality and artifacts. *Magn Reson Imaging* 2003;21:745-753
5. Wolff AB, Pesce LL, Wu JS, Smart LR, Medvecky MJ, Haims AH. Comparison of spin echo T1-weighted sequences versus fast spin-echo proton density-weighted sequences for evaluation of meniscal tears at 1.5 T. *Skeletal Radiol* 2009;38:21-29
6. Lee JW, Ahn KJ, Lee SK, Na DG, Oh CH, Chang YM, et al. Usefulness of ACR MRI phantom for quality assurance of MRI instruments. *J Korean Radiol Soc* 2006;54:47-55
7. Lagarias JC, Reeds JA, Wright MH, Wright PE. Convergence properties of the Nelder-Mead simplex method in low dimensions. *SIAM J Optim* 1998;9:112-147
8. Hennig J, Nauerth A, Friedburg H. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Med* 1986;3:823-833
9. Van Hoe L, Bosmans H, Aerts P, Baert AL, Fevery J, Kiefer B, et al. Focal liver lesions: fast T2-weighted MR imaging with half-Fourier rapid acquisition with relaxation enhancement. *Radiology* 1996;201:817-823
10. Gaa J, Hatabu H, Jenkins RL, Finn JP, Edelman RR. Liver masses: replacement of conventional T2-weighted spin-echo MR imaging with breath-hold MR imaging. *Radiology* 1996;200:459-464
11. Catasca JV, Mirowitz SA. T2-weighted MR imaging of the abdomen: fast spin-echo vs conventional spin-echo sequences. *AJR Am J Roentgenol* 1994;162:61-67
12. Constable RT, Anderson AW, Zhong J, Gore JC. Factors influencing contrast in fast spin-echo MR imaging. *Magn Reson Imaging* 1992;10:497-511
13. Schmalbrock P. Comparison of three-dimensional fast spin echo and gradient echo sequences for high-resolution temporal bone imaging. *J Magn Reson Imaging* 2000;12:814-825
14. Sze G, Kawamura Y, Negishi C, Constable RT, Merriam M, Oshio K, et al. Fast spin-echo MR imaging of the cervical spine: influence of echo train length and echo spacing on image contrast and quality. *AJNR Am J Neuroradiol* 1993;14:1203-1213
15. Constable RT, Gore JC. The loss of small objects in variable TE imaging: implications for FSE, RARE, and EPI. *Magn Reson Med* 1992;28:9-24

3 테슬라 자기공명영상에서 영상흐려짐에 대한 다양한 영상 변수들의 영향: 팬텀 연구

김종우 · 이상훈 · 김남국 · 조경식 · 이진성

목적: T1 강조, 양자밀도, T2 강조, 3 dimensional (3D) 고속스핀에코의 각 영상에서 echo train length (ETL), repetition time (TR), echo time (TE)의 변화에 따른 영상 흐려짐의 정도를 객관적, 정량적으로 측정하여 비교하고자 하였다.

대상과 방법: 3 T MR에서 자기공명영상 팬텀 및 두부 코일을 이용하여 축면 영상을 얻고, 이 영상의 가장자리의 신호강도 경사도를 영상흐려짐 측정 소프트웨어를 통해 정량 분석하였다. 이 경사도가 완만할수록 영상흐려짐의 정도는 크다고 간주하였다.

결과: ETL 증가시 영상흐려짐 정도는 모든 펄스열에서 증가하는 경향을 보였으나, 3D 고속스핀에코 영상에서만 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p = 0.004$). TR이 증가할 때 영상흐려짐 정도는 T1 강조영상에서 통계적으로 유의하게 감소하였으나($p = 0.011$), 양자밀도 영상($p = 0.184$), T2 강조영상($p = 0.517$), 3D 고속스핀에코 영상($p = 0.098$)에서는 각각 통계적으로 차이가 없었다. TE가 증가할 때 영상흐려짐 정도는 T1 강조영상에서만 변화가 없었고($p = 0.932$), 양자밀도 영상($p = 0.016$) 및 T2 강조영상($p < 0.001$)에서는 통계적으로 유의하게 증가하였고, 3D 고속스핀에코 영상에서는 통계적으로 유의하게 감소하였다($p = 0.001$).

결론: 영상흐려짐을 줄이기 위해 T1 강조영상의 경우 긴 TR의 사용, 양자밀도 영상과 T2 강조영상에서는 짧은 TE의 사용, 3D 고속스핀에코에서는 긴 TE, 짧은 ETL 사용이 요구된다.

울산대학교 의과대학 서울아산병원 영상의학과 영상의학연구소