

<원저>

다발성 경화증 질환의 자기공명 T2 강조영상에서 단면 두께 변화에 따른 잡음 평가

홍인기·박민지·강성현·이영진

가천대학교 방사선학과

Noise Level Evaluation According to Slice Thickness Change in Magnetic Resonance T2 Weighted Image of Multiple Sclerosis Disease

Inki Hong·Minji Park·Seong-Hyeon Kang·Youngjin Lee

Department of Radiological Science, Gachon University

Abstract Magnetic resonance imaging(MRI) uses strong magnetic field to image the cross-section of human body and has excellent image quality with no risk of radiation exposure. Because of above-mentioned advantages, MRI has been widely used in clinical fields. However, the noise generated in MRI degrades the quality of medical images and has a negative effect on quick and accurate diagnosis. In particular, examining a object with a detailed structure such as brain, image quality degradation becomes a problem for diagnosis. Therefore, in this study, we acquired T2 weighted 3D data of multiple sclerosis disease using BrainWeb simulation program, and used quantitative evaluation factors to find appropriate slice thickness among 1, 3, 5, and 7 mm. Coefficient of variation and contrast to noise ratio were calculated to evaluate the noise level, and root mean square error and peak signal to noise ratio were used to evaluate the similarity with the reference image. As a result, the noise level decreased as the slice thickness increased, while the similarity decreased after 5 mm. In conclusion, as the slice thickness increases, the noise is reduced and the image quality is improved. However, since the edge signal is lost due to overlapped signal, it is considered that selecting appropriate slice thickness is necessary.

Key Words: Magnetic resonance imaging, Noise level, Slice thickness, BrainWeb simulation program, Quantitative evaluation

중심 단어: 자기공명영상, 잡음 강도, 단면 두께, 브레인웹 시뮬레이션 프로그램, 정량적 평가

1. 서론

자기공명영상(magnetic resonance imaging: MRI)은 인체 내 수소원자에 강한 자기장을 걸어주어 발생하는 공명 현상으로 얻은 신호를 3차원으로 영상화하는 장치이다[1]. 다양한 펄스 열(pulse sequence) 기법을 이용하여 인체 내부를 영상화할 수 있고, 전리방사선을 사용하지 않아 피폭 우려가 없기 때문에 임신부, 소아 등 방사선에 민감한 환자들에게 상대적으로 안전하게 적용할 수 있다[2,3]. 또한, 영

상 화질 면에서 다른 진단용 영상장치와 비교했을 때 연부 조직 등의 묘사에 대해 우수한 성능을 보여주기 때문에 임상에서의 활용도가 높은 진단용 장비이다[4].

이러한 MRI의 장점들로 임상에서의 사용 빈도가 점차 높아지고 있지만 영상을 형성할 때, 외부자기장 등에 의해 잡음이 발생하여 영상의 화질이 떨어져 진단 효율을 저하시킬 수 있다는 단점을 가지고 있다[5,6]. 또한, MRI는 상대적으로 장시간의 검사시간이 소요되므로 검사 공간(bore) 내에 미세한 움직임이라도 있을 경우에 조직 및 장기들에 대한 정

보를 왜곡시키는 움직임에 의한 인공물(motion artifact)이 발생하기 때문에 폐쇄공포증이나 발작 등의 질환이 있는 환자에게는 MRI를 사용한 검사가 제한된다[7].

영상 획득 과정에서 발생하는 제한점들은 반복시간(repetition time; TR), 에코시간(echo time; TE), 속임각(flip angle; FA), 그리고 여기횟수(number of excitation; NEX) 등 다양한 변수를 조절하여 보완할 수 있다. 이러한 변수 중 단면 두께(slice thickness)는 영상화하고자 하는 부분의 voxel의 폭을 의미하며, 이를 증가시켰을 때 영상의 신호 대 잡음비(signal-to-noise ratio; SNR)가 증가하는 동시에 영상의 화질 저하에 영향을 주는 잡음을 감소시킬 수 있다[8]. 하지만 단면 두께를 증가시켰을 때 화적소의 용적이 넓어지므로 동일 단면의 구조물이 겹쳐서 발생하는 부분용적효과(partial volume effect)로 인해 공간분해능이 저하되어 영상으로 얻을 수 있는 인체 내부의 정보가 손실될 수 있다[9,10]. 또한, 공간분해능의 저하로 미세조직 및 병변들에 대해 검출하지 못해 과도한 단면 두께의 설정은 오진을 발생시킬 수 있는 요인으로 작용한다[11].

이러한 정보손실은 의료영상을 통한 미세한 병변의 구분을 어렵게 하여 정확도를 감소시키므로 구조물들의 신호발생 차이가 적은 뇌 혹은 복부 등의 부위에서 진단의 효율을 저하시키는 원인이 된다. 특히, 중추신경계의 백색질에서 발생하는 탈수초성 염증질환인 다발성 경화증(multiple sclerosis; MS)은 주로 뇌실 주변으로 병변을 형성하며, 영상의 경계가 불분명한 경우 진단이 어려운 질병 중 하나이다[12]. 또한, 정확한 병리기전이 뚜렷하게 밝혀지지 않았으며 발병 시 시력의 저하, 척수염에 의한 상지 또는 하지의 마비 그리고 대소변 장애를 일으킬 수 있다[13].

따라서 본 연구에서는 BrainWeb 시뮬레이션 프로그램을 사용하여 MS의 T2 강조 3D 데이터를 획득한 후, 병변 진단에 가장 유리한 단면 두께를 도출해보고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. 다양한 단면 두께가 설정된 MS 병변의 T2 강조 MR 영상 획득

MS 병변의 T2 강조 MR 영상은 BrainWeb 시뮬레이션 프로그램을 통해 획득되었다. BrainWeb 시뮬레이션 프로그램은 간단한 조작을 통해 변수들을 쉽게 바꿀 수 있으며 빠른 시간 내에 다양한 시퀀스의 영상을 획득할 수 있는 프로그램이다[14,15]. BrainWeb 시뮬레이션 프로그램을 통해

가장 기본적인 스핀 에코 펄스 열을 이용하여 1 mm 간격으로 총 181장의 뇌 3D 영상 데이터를 획득하였다. 비교를 위해 노이즈가 없는 기준 영상(ground truth)과 노이즈가 부가된 영상 두 가지를 획득하였다. Table 1은 영상 획득 시 설정한 변수들이다.

Table 1. The parameters for acquisition of brain T2 weighted images

MR parameters	
pulse sequence	spin echo
slice thickness [mm]	1
repetition time [msec]	3000
echo time [msec]	80
flip angle [deg]	90
number of echo	1
image type	magnitude
noise level [%]	20

BrainWeb 시뮬레이션 프로그램을 통해 획득한 1 mm의 단면 두께가 설정된 T2 강조 MS 영상에서 다른 변수들의 변화 없이 MATLAB 프로그램을 이용하여 각각 1, 3, 5, 그리고 7 mm의 단면 두께를 가진 T2 강조 MS 영상을 획득하였다[Fig. 1].

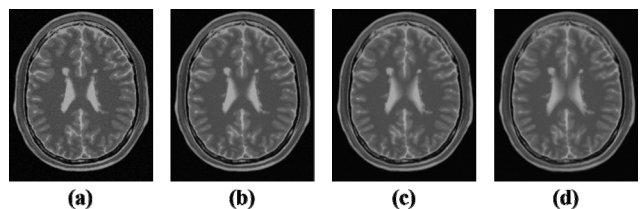


Fig. 1. Acquired T2 weighted images of multiple sclerosis disease with (a) 1, (b) 3, (c) 5, and (d) 7 mm slice thickness using MATLAB program

2. 정량적 평가

뇌 3D 영상 데이터 중, 육안적으로 평가하였을 때 가쪽 뇌실 및 MS 병변이 가장 잘 보이는 99번째 영상을 기준으로 하였다. Fig. 1은 노이즈가 없는 기준 영상으로부터 정량적 평가를 위해 설정된 각각의 관심영역(region of interests; ROIs)을 나타낸 영상이다. 특히, 잡음 강도 평가를 위해 배경영역 네 곳의 공기 영역을 설정하였으며, 이들의 평균값을 측정하였다.

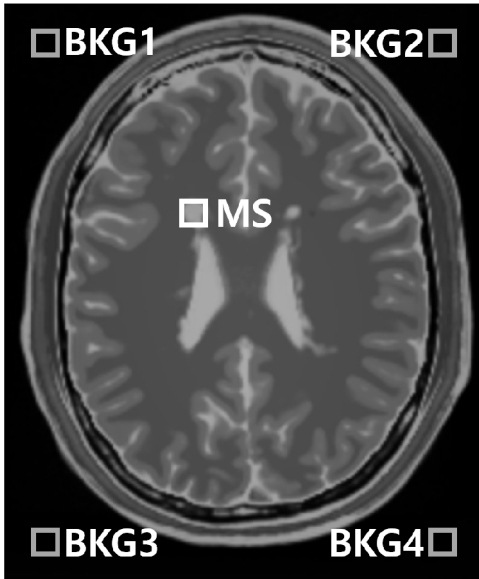


Fig. 2. Brain T2 weighted image of multiple sclerosis disease acquired using BrainWeb simulation program with region of interests(ROIs) for quantitative evaluation

각각의 단면 두께를 가진 MS 병변의 T2 강조 MR 영상들을 정량적으로 평가하기 위해 MATLAB 프로그램을 사용하여 ROIs를 뇌실 주변의 MS와 피사체 바깥의 공기영역들로 설정하였다. 각 영상에서 설정한 ROI에서 발생한 신호를 통해 정량적 평가를 진행하였으며 평가 인자는 다음과 같다.

대조도 대 잡음비(contrast to noise ratio; CNR)란 신호를 표준편차로 나눈 값이며 SNR이 높다는 것은 영상 속 잡음의 비율이 낮음을 의미한다. CNR의 공식은 $CNR = |S_R - S_B| / \sqrt{\sigma_R^2 + \sigma_B^2}$ 로 나타낼 수 있으며, S_R 는 ROI에서 발생한 신호의 평균값, S_B 는 배경영역에서 발생한 신호의 평균값, σ_R , σ_B 는 각각 ROI와 배경영역의 표준편차를 나타낸다[16].

변동 계수(coefficient of variation; COV)는 표준편차를 평균으로 나눈 값이며 COV 값이 작다는 것은 영상의 화질은 증가했음을 의미한다. COV의 공식은 $COV = \sigma_R / \mu$ 로 나타낼 수 있으며, σ_R 는 ROI의 표준편차를, μ 는 평균을 나타낸다.

평균 제곱근 오차(root mean square error; RMSE)는 기준 영상과 실제 획득된 영상 사이에서 발생하는 오차의 정도를 값으로 나타낸 것으로 값이 낮을수록 두 영상의 유사도가 증가한다. 반대로 값이 커질수록 두 영상간의 유사도는 낮아진다. RMSE를 공식으로 표현하면

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{K} \sum_{i=1}^N (X_i - Y_i)^2}$$

이며, X_i 는 기준 영상, Y_i 는 실

제 획득된 영상을 의미하고 K는 영상 속 픽셀의 수를 의미한다[17].

최대 신호 대 잡음비(peak signal to noise ratio; PSNR) 화질측정 및 영상에 대한 평가를 내릴 때 객관적인 측정방법으로 특히, 원본 영상과 압축된 영상간의 화질의 손실에 대한 측정 시 주로 이용된다. 단위는 dB(데시벨)을 사용한다. PSNR을 공식으로 나타내면 $PSNR = 20 \log(S_{peak} / RMSE)$ 이며, S_{peak} 는 최대 진폭을 가진 신호의 크기를 의미한다[18].

III. 결과

본 연구에서는 BrainWeb 시뮬레이션 프로그램을 사용하여 가쪽 뇌실로부터 발생된 MS 병변의 T2 강조 MR 영상을 얻은 후, MATLAB 프로그램을 이용하여 1, 3, 5, 그리고 7 mm의 단면 두께가 설정된 영상을 각각 획득하였다[Fig. 2]. 이후, MS 병변 부위와 백색질을 ROI로 설정하여 각각의 단면 두께의 변화에 따른 영상 특성 변화에 대해 육안적·정량적으로 평가 및 분석하였다.

1. 육안적 평가

Fig. 3은 1 mm와 7 mm의 단면 두께 영상의 MS가 발생한 우측 가쪽 뇌실을 확대한 영상이다. 육안적 평가 결과, [Fig. 3b]에서 가쪽 뇌실의 가장자리가 선명하지 않고 조직간의 구분이 모호해짐을 관찰할 수 있었다.

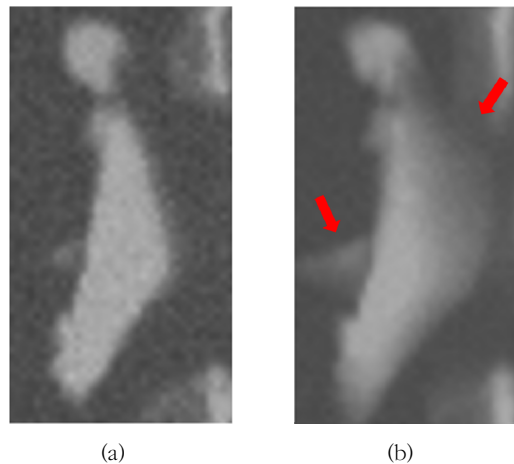


Fig. 3. Magnified image of lateral ventricle and lesion of multiple sclerosis disease with (a) 1 mm and (b) 7 mm slice thickness

2. 정량적 평가

1) 잡음 강도의 정량적 평가

획득한 영상의 잡음 강도를 정량적으로 평가하기 위해 COV 및 CNR을 측정하였으며 [Fig. 1]에 설정된 ROI와 동일한 크기 및 위치로 각 단면 두께의 영상에 적용하였다.

(1) COV

Table 2는 COV 계산 결과를 표로 나타낸 것이다. COV는 단면 두께가 1 mm에서 7 mm로 증가함에 따라 각각 약 0.0233, 0.0132, 0.0086, 그리고 0.0041로 감소하였다.

Table 2. Results of coefficient of variation

	1 mm	3 mm	5 mm	7 mm
COV	0,0233	0,0132	0,0086	0,0041

(2) CNR

Table 3은 CNR의 계산 결과를 표로 나타낸 것이다. CNR은 background ROI 네 곳과 multiple sclerosis lesion ROI를 측정하여 평균값을 구했으며, 단면 두께가 증가함에 따라 72.33 ± 1.80 , 119.97 ± 4.76 , 172.30 ± 12.09 , 그리고 265.25 ± 30.04 로 증가하였다.

Table 3. Results of contrast to noise ratio

	1 mm	3 mm	5 mm	7 mm
BKG1	72.83	126.47	180.31	299.54
BKG2	72.02	118.32	167.17	239.48
BKG3	74.38	119.89	157.74	240.60
BKG4	70.06	115.19	183.97	281.38
Mean	72.33	119.97	172.30	265.25

2) 기준 영상과의 유사도 평가

노이즈가 0%인 가장 좋은 화질의 기준 영상과의 유사도를 평가하기 위해 RMSE 및 PSNR 값을 측정하였다.

(1) RMSE

Table 4는 측정된 RMSE를 표로 나타낸 것이며, 단면 두께가 증가함에 따라 각각 약 2.20, 2.26, 3.62, 그리고 4.62로 증가하였다.

Table 4. Results of root mean square error

	1 mm	3 mm	5 mm	7 mm
RMSE	2,20	2,26	3,62	4,62

(2) PSNR

Table 5는 PSNR 측정 결과를 표로 나타낸 것이며, 단면 두께가 증가함에 따라 각각 약 35.07, 35.22, 29.50, 그리고 27.44로 감소하였다.

Table 5. Results of peak signal to noise ratio

	1 mm	3 mm	5 mm	7 mm
PSNR	35.07	35.22	29.50	27.44

IV. 고 찰

본 연구에서 사용된 BrainWeb 시뮬레이션 프로그램은 McConnell Brain Imaging Center에서 개발된 MRI 시뮬레이터를 이용하여 만들어졌다. 뇌 database에 저장된 정상 뇌 및 MS 2가지 모델을 활용하여 뇌의 시뮬레이션 영상을 획득할 수 있다. Simulator는 Bloch 방정식을 기반으로 하는 first-principles 모델링을 사용하여 NMR 신호 생성의 이산 푸리에 시뮬레이션의 구현이 가능하다[19,20]. 또한, 사용자 임의의 펄스 열과 인공물 설정 및 빠른 시뮬레이션 영상 획득이 가능하기 때문에 다양한 뇌 시뮬레이션 연구에서 활발하게 사용되고 있다[21-23]. 특히, MS는 임상 진단만 가능하며 완치가 불가능하고 추적조사(follow-up)가 필수적이며, 예방 및 조기 진단이 중요하기 때문에 임상에서의 정확한 MS 진단법 적용을 위해 BrainWeb 시뮬레이션 프로그램을 이용한 연구가 꾸준히 진행되고 있다 [24-26].

단면 두께는 영상 획득 시 원하는 검사부위의 선택된 단면 두께를 말하며, 얇을수록 MR 영상의 분해능이 증가하고 인공물의 발생이 감소한다. 단면 두께로 인한 인공물을 줄이기 위해서 거리 인자(distance factor; DF) 또한 함께 설정한다. DF는 실제 단면 간의 거리가 아닌 단면 두께의 백분율로 지정되며, 인접한 단면들의 신호가 혼입되어 발생하는 cross-talk 인공물 등을 감소시킨다[27]. DF 또한 단면 두께에 의해 설정되므로 진단적 가치가 있는 영상의 획득을 위해 적절한 단면 두께의 설정은 매우 중요하다.

MS 병변은 MR 영상에서 고신호로 획득되며 뇌척수액과 인접한 위치에서 발병된다. 이러한 이유로, MS 진단을 위해 뇌척수액의 회복 시간에 맞춰서 180° 반전 펄스를 가하여 뇌척수액의 신호를 억제할 수 있는 fluid attenuated inversion recovery (FLAIR) 기법이 적용된 MR 영상을 획득한다[28,29]. 하지만, FLAIR 영상은 백질 및 회백질 등과의 대조도가 저하되기 때문에 정확한 해부학적 정보를 파악

하기 위해 T2 강조 영상을 동시에 획득하는 상황이 발생되며, 이는 촬영시간을 가중시키는 요인으로 작용한다[30,31]. 따라서, 본 연구에서는 T2 강조 영상만을 이용하여 MS를 효과적으로 진단할 수 있는 영상을 획득하기 위해 최적의 단면 두께를 도출하고자 하였다.

결과적으로, 각각의 단면 두께에 대한 육안적 평가를 실시하였을 때, 단면 두께가 1 mm인 [Fig. 2a]에 비해 7 mm인 [Fig. 2d]에서 노이즈가 개선된 것을 확인할 수 있다. 또한, 노이즈 레벨을 정량적으로 평가하기 위해 측정된 COV 및 CNR은 단면 두께가 증가할수록 비례하게 개선된 결과를 보여주며 통상적으로 알려진 이론에 부합하게 변화하는 경향을 보였다. 1 mm와 7 mm의 단면 두께인 경우를 비교하였을 때, COV는 약 17.597%, CNR은 약 27.268% 개선되었다. 반면, RMSE는 1 mm와 3 mm를 비교하였을 때 약 97.36%로 거의 유사한 값을 보였으나, 1 mm와 7 mm를 비교하였을 때 약 47.69%로 측정되었다. 또한 PSNR도 마찬가지로 1 mm와 3 mm를 비교하였을 때 약 99.56%로 거의 유사한 값을 보였으나, 1 mm와 7 mm를 비교하였을 때 약 78.24%로 기존 영상과의 오차가 상당히 증가하였다. 종합적으로, RMSE와 PSNR의 결과는 단면 두께가 증가함에 따라 기존 영상과의 신호차이가 더욱 분명하게 발생되며, 그 오차폭 또한 점차 증가하는 추세를 보였다. 이는 단면 두께의 증가가 신호의 중첩으로 인해 발생하는 부분용적효과 및 흐림 현상(blurring effect) 등에 의해 영상의 왜곡이 발생된 것을 의미한다.

종합적으로, 잡음 강도의 경우 기존의 이론과 같이 단면 두께가 증가할수록 비례하게 개선됨을 확인하였다. 하지만, 영상복원율의 경우 5 mm 이후의 단면 두께에서 급격한 저하를 보였다. 따라서, 잡음을 최대한 제거함과 동시에 유의미한 영상복원율을 보이는 3 mm의 단면 두께를 설정하였을 때 MS 병변을 진단함에 있어 가장 효율적일 것이라 분석된다.

V. 결론

본 연구에서는 BrainWeb 시뮬레이션 프로그램을 통해 MS 병변의 T2 강조 MR 영상을 획득하고 MATLAB 프로그램을 이용하여 각각 1, 3, 5, 그리고 7 mm의 단면 두께를 가진 영상을 획득하였다. 또한, 단면 두께에 따른 영상 특성의 변화를 정량적으로 평가 및 분석하였다. 그 결과, 잡음 강도는 단면 두께가 증가함에 따라 개선되었지만, 신호 중첩으로 인한 부분용적효과로 인해 유사도는 저하되었다. 결

론적으로, 잡음 제거를 위한 과도한 단면 두께 설정은 연부 조직의 신호 왜곡 및 조직의 경계 부근 표현 정도를 감소시키기 때문에 MS 진단을 위해서 3 mm의 단면 두께를 설정하였을 때 MS 진단에 가장 적합한 영상을 획득할 수 있을 것으로 사료된다.

REFERENCES

- [1] Zhou J, Payen JF, Wilson DA, Traystman RJ, van Zijl PC. Using the amide proton signals of intracellular proteins and peptides to detect pH effects in MRI. *Nature Medicine*. 2003;9(8):1085-90.
- [2] Sharma A, Hamarneh G. Missing MRI pulse sequence synthesis using multi-modal generative adversarial network. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2019;39(4):1170-83.
- [3] Antoch G, Bockisch A. Combined PET/MRI: A new dimension in whole-body oncology imaging? *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2009;36(1):113-20.
- [4] Min JW, Jeong HW, Han JH, Lee SN, Han SY, Kim KW, et al. Study on the resolution characteristics by using magnetic resonance imaging 3.0T. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2020; 43(4):251-7.
- [5] Macovski A. Noise in MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*. 1996;36(3):494-7.
- [6] Kim HG, Choi S. The impact of signal intensity and image distortion magnetic resonance imaging in the orthopedic prosthetic metal. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2012;35(4):321-6.
- [7] Honal M, Leupold J, Huff S, Baumann T, Ludwig U. Compensation of breathing motion artifacts for MRI with continuously moving table. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2010;63(3):701-12.
- [8] Savio SJ, Harrison LC, Luukkaala T, Heinonen T, Dastidar P, Soimakallio S, et al. Effect of slice thickness on brain magnetic resonance image texture analysis. *Biomedical Engineering Online*. 2010;9(1):1-14.
- [9] Smith TB. MRI artifacts and correction strategies. *Imaging in Medicine*. 2010;2(4):445.

- [10] Butts K, Pauly JM, Gold GE. Reduction of blurring in view angle tilting MRI. *Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*. 2005;53(2):418–24.
- [11] Mahmoudzadeh AP, Kashou NH. Interpolation-based super-resolution reconstruction: Effects of slice thickness. *Journal of Medical Imaging*. 2014 December;1(3):034007.
- [12] Schmierer K, Wheeler-Kingshott CA, Boulby PA, Scaravilli F, Altmann DR, Barker GJ, et al. Diffusion tensor imaging of post mortem multiple sclerosis brain. *Neuroimage*. 2007;35(2):467–77.
- [13] Turner B, Lin X, Calmon G, Roberts N, Blumhardt LD. Cerebral atrophy and disability in relapsing–remitting and secondary progressive multiple sclerosis over four years. *Multiple Sclerosis Journal*. 2003;9(1):21–7.
- [14] Cocosco CA, Kollokian V, Kwan RKS, Pike GB, Evans AC. Brainweb: Online interface to a 3D MRI simulated brain database. *NeuroImage*. 1997;5(4).
- [15] Collins DL, Zijdenbos AP, Kollokian V, Sled JG, Kabani NJ, Holmes CJ, et al. Design and construction of a realistic digital brain phantom. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1998;17(3):463–8.
- [16] Kim NY, Kim JH, Lim J, Kang SH, Lee YJ. Evaluation of tendency for characteristics of MRI train T2 weighted images according to changing NEX: MRiLab simulation study. *Journal of the Korean Society of Radiology*. 2021 February;15(1):9–14.
- [17] Sudeep PV, Palanisamy P, Kesavadas C, Rajan J. Nonlocal linear minimum mean square error methods for denoising MRI. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2015 July;20:125–34.
- [18] Isa IS, Sulaiman SN, Mustapha M, Darus S. Evaluating denoising performances of fundamental filters for T2-weighted MRI images. *Procedia Computer Science*. 2015;60:760–8.
- [19] Kwan RKS, Evans AC, Pike GB. MRI simulation-based evaluation of image-processing and classification methods. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1999;18(11):1085–97.
- [20] Kwan RKS, Evans AC, Pike GB. An extensible MRI simulator for post-processing evaluation. In: Höhne KH, Kikinis R. *Visualization in Biomedical Computing. Lecture Notes in Computer Science*. 1996;1131:135–40.
- [21] Gopalan K, Tamir JI, Arias AC, Lustig M. Quantitative anatomy mimicking slice phantoms. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2021 March;86(2):1159–66.
- [22] He Y, Cao S, Zhang H, Sun H, Wang F, Zhu H, et al. Dynamic PET image denoising with deep learning-based joint filtering. *IEEE Access*. 2021;9:41998–2012.
- [23] Kasiri K, Javad DM, Kazemi K, Sadegh HM, Kafshgari S. Comparison evaluation of three brain MRI segmentation methods in software tools. 2010 17th Iranian Conference of Biomedical Engineering (ICBME). 2010 November;1–4.
- [24] Nakamura K, Fisher E. Segmentation of brain magnetic resonance images for measurements of gray matter atrophy in multiple sclerosis patients. *NeuroImage*. 2009 February;44(3):769–76.
- [25] Dolezal O, Dwyer MG, Horakova D, Havrodva D, Minagar A, Balachandran S, et al. Detection of cortical lesions is dependent on choice of slice thickness in patients with multiple sclerosis. *International Review of Neurobiology*. 2007;79:475–89.
- [26] Rousseau F, Faisan S, Heitz F, Armspach JP, Chevalier Y, Blanc F, et al. An a contrario approach for change detection in 3D multimodal images: Application to multiple sclerosis in MRI. 2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2007 August;2069–72.
- [27] Lee SY, Cho JH, Lee HK, Cho MS, Park CS, Kim EC, et al. A study on a method to reduce the effect of the cross-talk artifact in a simultaneous, multiple-slice, plane, oblique MRI scan. *Journal of the Korean Physical Society*. 2012 September;61:807–14.
- [28] Lee YJ, Han CH, Lee JC, Kim ST, Oh GY, Cho SW,

- et al. MR imaging with LAIR pulse sequence in various cerebral lesions: comparison with T2-weighted imaging. *Journal of Korean Radiological Society*. 1998;38:397-401.
- [29] Absinta M, Sati P, Fechner A, Schindler MK, Nair G, Reich DS. Identification of chronic active multiple sclerosis lesions on 3T MRI. *American Journal of Neuroradiology*. 2018 July;39(7):1233-8.
- [30] Wang KY, Uribe TA, Lincoln CM. Comparing lesion detection of infratentorial multiple sclerosis lesions between T2-weighted spin-echo, 2D-FLAIR, and 3D-FLAIR sequences. *Clinical Imaging*. 2018 September-October;51:229-34.
- [31] Gabr RE, Lincoln JA, Kamali A, Arevalo O, Zhang X, Sun X, et al. Sensitive detection of infratentorial and upper cervical cord lesions in multiple sclerosis with combined 3D FLAIR and T2-weighted (FLAIR3) imaging. *American Journal of Neuroradiology*. 2020 November;41(11):2062-7.

구분	성명	소속	직위
제1저자	홍인기	가천대학교 방사선학과	재학생
공동저자	박민지	가천대학교 방사선학과	석사 대학원생
공동저자	강성현	가천대학교 방사선학과	박사 대학원생
교신저자	이영진	가천대학교 방사선학과	부교수