

&lt;원저&gt;

# 마이크로 4.7T MRI SE Sequence에서 T2강조효과를 위한 최적의 Flip Angle

이상호

전주대학교 방사선학과

## Optimal Flip Angle for T2-Weighted Effect in Micro 4.7T MRI SE Sequence

Sang-Ho Lee

Dept. of Radiological science, Jeonju University

**Abstract** The purpose of this study was to investigate the FA value which can produce the best T2-weighted images by measuring the signal intensity and noise according to the FA value change in the brain image and the abdominal image of the mouse using micro-MRI. Brain imaging and abdominal imaging of BALB / C mice weighing 20g were performed using 4.7T (Bruker BioSpin MRI GmbH) micro-MRI equipment, Turbo RARE-T2 (spin echo-T2) images were scanned at TR 3500 msec and TE 36 msec. The changes of the FA values were 60°, 80°, 100°, 120°, 140°, 160° and 180°. We measured signal intensity according to FA values of ventricle and thalamus in brain imaging, The signal intensity of kidney and muscle around the kidney was measured in abdominal images. To obtain SNR and CNR, we measured the background signals of two different parts, not the tissue. In the brain (thalamus) image, the signal intensity of FA 100° was 7,433 and SNR (6.49) was the highest. In the abdominal (kidney) image, the signal intensity was highest at 16,523 when FA was 120°, and the highest SNR was 8.54 when FA was 140°. The CNR value of the brain image was 1.38 at FA 60° and gradually increased to 8.29 at FA 180°. The CNR value of the muscle adjacent to the kidney gradually increased from 2.36 when the FA value was 60° and the highest value was 4.57 at the FA value 180°.

**Key Words:** Micro MRI, Flip Angle, SNR, CNR, T2 weighted image

**중심 단어:** 마이크로자기공명영상, 속임각, 신호 대 잡음비, 대조도 대 잡음비, T2강조영상

## 1. 서 론

자기공명영상(magnetic resonance imaging; MRI)장치는 일반촬영(routine radiography), 전산화 단층 촬영(computed tomography; CT), 초음파(ultrasound), 핵의학(nuclear medicine)을 이용한 영상기법과 비교하여 대조도 분해능(contrast resolution)이 우수하고 밀도가 비슷한 인체의 연부 조직들까지도 쉽게 식별할 수 있는 장점이 있다. 다른 영상장비와 다르게 인체의 형태·해부학적인 단면을 원하는 방향에서 비침습적으로 진단할 수 있으며 인체에 무해하다는 점 때문에 의료영상장치로 널리 이용되고 있다[1].

생명과학분야의 발달과 함께 소동물을 이용한 새로운 치료방법의 개발, 유전자 정보를 이용한 의학개발 등을 위해 소동물 모델 실험을 위한 분자영상 기술이 발달하면서 마우스와 같은 소동물 영상촬영에 대한 수요가 크게 증가하고 있고, 영상시스템의 개발을 위해 많은 노력과 경제적 투자가 확대되고 있다[2-4]. 특히, 자기공명영상장치는 수많은 뇌 질환과 수술계획에 대한 실마리를 제공하기 시작했지만, 공간해상력과 신호 대 잡음비(signal to noise ratio; SNR) 같은 물리적인 성능은 아직 요구를 충족시키기에 부족한 것이 사실이다. 이와 관련한 소동물 촬영에 필요한 마이크로 MRI 역시 시퀀스에 따른 파라미터의 기준이 부족한 실정이다.

Corresponding author: Sang-Ho Lee, Radiological science, Jeonju University, 33, Chunjamro, Wansan-gu, Jeonju-si, Jeollabuk-do, Republic of Korea, 55069 / Tel: +82-63-220-2054 / E-mail: ho8350@hanmail.net

Received 19 April 2019; Revised 24 April 2019; Accepted 28 April 2019

Copyright ©2019 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

자기공명영상에서 대조도는 중요한 요소이며, 표준 촬영법이라고 할 수 있는 스핀 에코 T2 강조(spin echo T2weight; SET2) 영상은 대조도 대 잡음비(contrast to noise ratio; CNR)가 높아 조영증감 없이 병리학적 구조변화를 잘 나타내어 주는 장점이 있다[5]. 시퀀스의 영상변수 중 대조도에 영향을 주는 변수는 크게 TR, TE, Flip angle(FA)이다[6]. 긴 촬영시간으로 인한 field susceptibility artifact 및 motion artifact를 감소시키기 위한 검사방법으로 스핀에코(turbo spin echo; TSE), 경사자장에코(gradient echo; GE)법[7] 등을 이용할 수 있으며, 표준 스핀 에코 방법에서 FA를 90°이하로 여기(partial flip angle)시켜 반복시간을 단축시키는 방법 등이 있지만, 90°이하의 FA는 SNR의 저하를 가져올 수 있어 항상 적절한 FA값이 요구되어진다[8].

복부의 MRI는 주로 간 질환 검사에서 다른 검사로 해결되지 않은 궁금증을 풀기위한 추가적인 검사로 이용하였으나, 최근 들어서는 간 이외의 병소의 발견 및 감별진단에 직접적인 검사로도 많이 이용하고 있다. 하지만 호흡에 의한 artifact로 인하여 복부의 MRI 영상은 최소한의 시간을 줄이기 위한 방법을 연구하고 있다. 특히, 마이크로 MRI를 이용한 소동물의 복부촬영에서 호흡에 의한 artifact는 시간을 단축함으로써 해결할 수 있다. 그러나 아직까지 이러한 시간 단축과 대조도에 영향을 미치는 매개변수의 하나인 FA값의 변화에 따른 최적의 T2강조효과를 나타내기 위한 연구는 이루어지지 않고 있다.

이에 본 연구는 마이크로 MRI를 이용한 마우스의 뇌영상과 복부영상에서 FA값 변화에 따른 신호강도와 노이즈를 측정하여 최적의 T2강조영상을 만들어 낼 수 있는 FA값을 알아보려고 하였다.

## II. 대상 및 방법

### 1. 실험대상 및 실험방법

본 연구에서 체중 20g인 BALB/C mice를 chamber안의 산소 내에 4%의 마취제를 주입하여 마취를 유도하고 뇌와 복부의 영상검사를 실시하였다. 마이크로 MRI 장비는 4.7T(Bruker BioSpin MRI GmbH)를 사용하였고, 코일은 Volume coil 86mm를 사용하였으며, Turbo RARE-T2(spin echo-T2)영상은 TR 3,500msec, TE 36msec로 스캔하였다(Table 1).

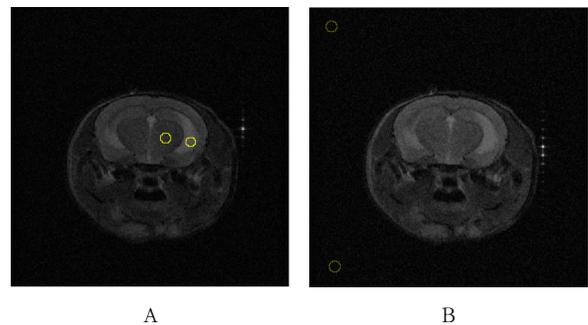
FA값은 두 부위 동일하게 60°, 80°, 100°, 120°, 140°, 160°, 180°로 변화를 주어 스캔하였다. 나머지 매개변수 모두 같은 값으로 스캔하였다.

**Table 1.** Scan parameters of pulse sequence at micro MRI

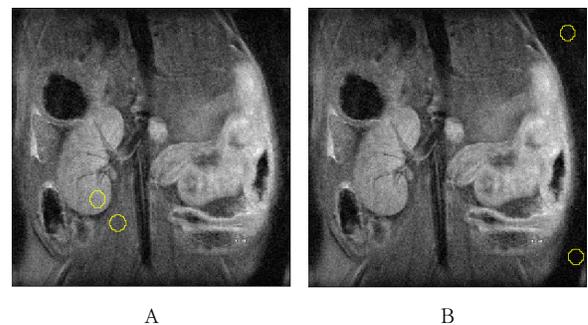
Parameter	Brain	Abdomen
TR(ms)	3,500	3,500
TE(ms)	36	36
NEX	3	3
Matrix	256×256	256×256
Slice(mm)	1	1
FOV	100	100

### 2. 영상측정 및 분석

FA값의 변화에 따른 뇌영상의 SNR값과 CNR값의 분석은 FA를 60°~180°까지 20° 간격으로 변화시켜 물성분이 많은 ventricle(뇌실)과, 지방성분이 많은 시상부위(thalamus)와 내포(internal capsule), 꼬리핵(caudate putamen) 등에 동일크기의 ROI (10 mm)를 설정하고 각각의 신호강도를 측정하고, 조직을 벗어난 다른 두 부분의 background 신호값을 측정하였다(Fig. 1). 복부 영상에서는 신장(kidney)과 신장주위의 근육에 동일 ROI (10 mm)를 설정하고, FA값의 변화에 따른 각각의 신호강도를 측정하고 두 부분의 background 신호 값을 측정하였다(Fig. 2).



**Fig. 1.** Image of white rat brain using T2 Spin echo (A: ROI of brain parenchyma, B: Measuring ROI in the upper left and lower two locations)



**Fig. 2.** Image of white rat Abdomen using T2 Spin echo (A: ROI of Abdomen parenchyma, B: Measuring ROI in the upper right and lower two locations)

뇌(시상)와 복부(신장) 조직에서 측정된 신호강도와 조직을 벗어난 2곳의 백그라운드 표준편차 신호강도 값으로 SNR을 산출하고, 두 영역 SNR (뇌의ventricle과 thalamus, 복부의kidney와 muscle)값의 차이로 CNR을 산출하였다. SNR을 구하는 방법은 미국의학물리학회(American Association of Physicists in Medicine; AAPM)의 권고법[9]을 이용하여 관심영역(region of interest; ROI)을 설정하여 신호강도를 측정하였다.

### III. 결 과

#### 1. T2강조영상에서 FA변화에 따른 SNR

FA변화에 따른 흰 쥐 뇌(시상)조직의 신호강도와 SNR 값을 FA60°부터 FA180°까지 20° 간격으로 측정된 결과, FA60°에서의 신호강도는 6,283, SNR은 5.05로 가장 낮았으며, FA100°에서 신호강도는 7,433, SNR값은 6.49 로 가장 높게 나타났다. FA100° 이후에서는 신호강도와 SNR 모두 약간의 감소하는 추이를 보였으나 그 차이 값은 작았다 (Table 2), (Fig. 3).

복부(신장)조직의 신호강도와 SNR값을 측정된 결과는 FA60°에서의 신호강도는 14,485, SNR은 5.05로 가장 낮았으며, FA120°에서 신호강도는 16,523으로 가장 높게 나타

났으며, SNR값은 FA140°에서 8.54로 가장 높게 나타났다. 대체적으로 FA80°에서 160°까지는 거의 같은 값을 나타냈다(Table 3), (Fig. 3).

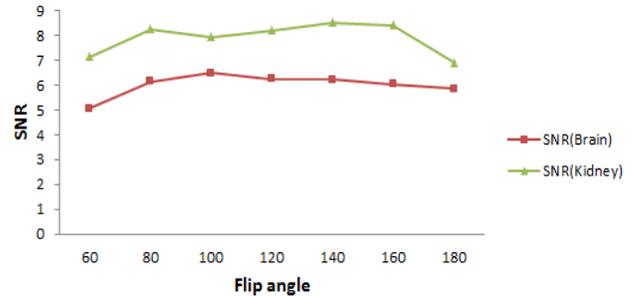


Fig. 3. Signal intensity and SNR of Brain and Abdomen T2 FSE pulse sequence with change of FA

#### 2. T2강조영상에서 FA변화에 따른 CNR

FA변화에 따른 흰 쥐 뇌의 시상조직과 인접한 뇌실조직을 FA60°부터 FA180°까지 20° 간격으로 측정된 CNR 값은 FA60°에서 1.38을 나타내었으며, 점진적으로 상승하여 FA180°에서 8.29의 CNR 값을 나타냈다(Table 4), (Fig. 4).

복부의 신장과 인접한 근육을 측정된 CNR 값은 FA60°에서 2.36을 나타내었으며, 점진적으로 상승하여 FA180°에서는 4.57의 CNR 값을 나타내었다(Table 5), (Fig. 4).

Table 2. Signal intensity and SNR of Brain T2 FSE pulse sequence with change of FA

FA	Signal intensity	Background	SNR
60°	6,268	1,237	5.07
80°	6,562	1,066	6.16
100°	7,423	1,144	6.49
120°	5,462	872	6.26
140°	5,799	930	6.24
160°	5,009	828	6.05
180°	5,449	927	5.88

Table 3. Signal intensity and SNR of Abdomen T2 FSE pulse sequence with change of FA

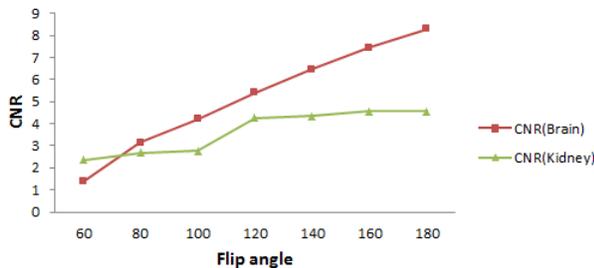
FA	Signal intensity	Background	SNR
60°	14,485	2,025	7.15
80°	16,930	2,046	8.27
100°	16,613	2,090	7.95
120°	16,523	2,010	8.22
140°	15,247	1,786	8.54
160°	15,215	1,808	8.42
180°	12,863	1,617	7.94

**Table 4.** Signal intensity and CNR of Brain(ventricle and thalamus) T2 FSE pulse sequence with change of FA

FA	Signal intensity		Background	SNR		CNR
	ventricle	thalamus		ventricle	thalamus	
60°	7,969	6,268	1,237	6.44	5.07	1.38
80°	9,933	6,562	1,066	9.32	6.16	3.16
100°	12,233	7,423	1,144	10.69	6.49	4.20
120°	10,184	5,462	872	11.68	6.26	5.42
140°	11,823	5,799	930	12.71	6.24	6.48
160°	11,183	5,009	828	13.51	6.05	7.46
180°	13,137	5,449	927	14.17	5.88	8.29

**Table 5.** Signal intensity and CNR of Abdomen(kidney and muscle) T2 FSE pulse sequence with change of FA

FA	Signal intensity		Background	SNR		CNR
	kidney	muscle		kidney	muscle	
60°	14,485	9,711	2,025	7.15	4.80	2.36
80°	16,930	11,419	2,046	8.27	5.58	2.69
100°	16,613	10,811	2,090	7.95	5.17	2.78
120°	12,384	7,939	2,010	8.22	3.95	4.27
140°	15,247	7,493	1,786	8.54	4.20	4.34
160°	15,215	6,959	1,808	8.42	3.85	4.57
180°	12,863	4,545	1,617	7.94	3.37	4.57



**Fig. 4.** Signal intensity and CNR of Brain and Abdomen T2 FSE pulse sequence with change of FA

### IV. 고 찰

영상의 질을 결정하는 주요인자는 SNR, CNR, 공간해상도, 스캔시간 등이 있으며, 이들은 서로 상관관계가 있으므로 적절한 범위 내에서 조절이 필요하다. 그 밖에 coil의 선택, TR/TE, FOV, Matrix, field strength, K-space filling technique, slice thickness, bandwidth, flip angle 등의 여러 가지 parameter에 의해 영향을 받는다. 영상의 미세구조 정보를 제공하는데 있어서 가장 중요한 매개변수는 SNR과

CNR이다[10].

영상의 질을 좌우하는 SNR과 CNR은 신호의 강도와 밀접한 관계가 있으며 자기장의 세기에 가장 큰 영향을 미치지만 FA값의 크기에 따라서도 신호강도는 변화된다. 특히 CNR은 T2강조영상에서 중요한 요소이다.

FA가 증가할수록 CNR이 좋아질 것이라고 생각되었던 부분 때문에 소동물 촬영에서는 긴 검사시간으로 인한 생리학적 Motion-artifact가 발생한다는 단점이 있었지만, 미세한 조직의 영상을 표현해야 하는 목적 때문에 검사시간보다는 신호의 크기에 우선하여 파라미터를 선정하고 있으며 FA의 크기는 대부분 가장 큰 160~180°를 사용하고 있다. 이처럼 큰 FA를 사용하는 이유는 검사시간에 따르는 단점보다 높은 신호강도와 좋은 대조도를 얻기 위함이다.

본 연구에서는 마이크로 MRI을 이용한 소동물의 뇌와 복부 검사에서 FA의 변화에 따른 각 조직의 신호강도와 background 신호값을 이용한 SNR, CNR을 측정함으로써 최적의 T2 효과를 나타내는 FA값을 알아보고자 하였다. 흰쥐의 뇌영상의 신호강도와 SNR 값은 FA100°에서 각각 7,423과 6.49의 값으로 가장 높았고, FA60°에서 가장 낮은 값을 나타내었다. 복부영상에서 신호강도는 FA120°에서 가장 높았고, SNR은 FA80°에서 FA140°사이에서 값의 차이가 미미하지만 FA140°에서 가장

높게 나타났으며, FA60°에서 가장 낮은 값을 나타내었다. 이는 임상에서 사용하는 MRI영상에서 flip angle 60° 미만까지는 긴 TE로 인해 영상 획득 시 SNR의 변화가 거의 없고, FA80°~FA120°의 적절한 flip angle을 사용할 경우 선예도를 향상시킬 수 있다고 한 연구와 같은 결과를 보이고 있다[11,12].

FA값의 변화에 따른 CNR은 흰 쥐의 뇌영상과 복부영상에서 FA값이 증가할수록 CNR값이 증가하고 있음을 확인하였고, 이는 FA가 증가하면 계속해서 CNR이 좋아진다고 한 임상 MRI 이론적 결과와 같은 결과를 나타냈다. 따라서 마이크로 MRI를 이용한 소동물의 T2강조영상은 CNR이 가장 높은 180°의 숙임각이 유용하다는 것을 확인하였다. 또한 신호강도와 SNR값은 임상에서 사용하고 있는 MRI의 FA값과 같은 90°~120°보다 더 큰 140°의 숙임각에서도 높다는 연구결과를 확인할 수 있었다.

마이크로 MRI 장비의 다양한 코일의 부재로 서로 다른 부위를 동일한 수신코일로 사용함으로써 발생할 수 있는 신호값의 변화 가능성을 배제할 수 없다는 점과 복부를 검사한 흰쥐의 불규칙한 호흡, 부정맥, 심박동수(heart rate)를 반영하지 못한 부분은 본 연구의 제한점이라 할 수 있겠다.

## V. 결 론

마이크로 4.7T고자장 MRI의 FSE T2강조영상기법에서 흰쥐의 뇌와 복부영상에서 신호강도를 측정하여 각각의 FA의 변화에 따른 SNR과 CNR을 구하였다. FA100°~FA140° 정도에서 SNR 값이 가장 높았으며, FA60°에서 가장 낮은 값이 나타났다. CNR 값은 FA값이 클수록 CNR값이 높아지는 결과를 확인하였다. 결론적으로 마이크로 MRI의 소동물 영상에서 대조도가 요구되는 T2강조영상에서는 CNR이 가장 높은 180의 숙임각이 유용하다는 것을 확인하였다. 한편으로 임상 MRI와 같이 FA값 FA90°~FA120°에서 신호강도와 SNR이 높았으며, FA140°에서도 최적의 영상을 만들어 낼 수 있음을 확인하였다.

본 연구 결과로 소동물을 이용한 마이크로 MRI의 최적의 영상기법을 사용하는 다양한 연구에 기초자료로 활용될 수 있을 것이라 사료된다.

## REFERENCES

- [1] Go SY. Metal Artifact Caused by Magnetic Field Strength and Sequence on T1WI-MRI. J. of Contents Association. 2010;10(9):302-8.
- [2] Pomper, MG. Molecular imaging: an overview. Acad. Radiology. 2001;8(11):1141-53.
- [3] Weissleder R, Mahmood U. Molecular imaging. Radiology. 2001;219(2):316-33.
- [4] Massoud TF, Gambhir SS. Molecular imaging in living subject: seeing fundamental biological processes in a new light. Genes & Development. 2003; 17(5):545-80.
- [5] Crooks LE, Kaufman L, Hricak H. Instrumentation and techniques-Magnetic resonance imaging of the body, in Miggins CB. Raven press, New York, 1987;2:21.
- [6] Vogel-Claussen J, Pannu H, Spevak PJ, et al. Carliac Valve Assessment with MR Imaging and 64-Section Multi-Detector Row CT. RadioGraphics. 2006;26(6):1769-84.
- [7] Lim CH, Bae SJ. 3T MR Spin Echo T1 Weighted Image at Optimization of Flip Angle. Journal of Radiological Science and Technology. 2009;32(2):177-82.
- [8] Mills TC, Ortendahl DA, Hylton NM, et al. Partial flip angle MR imaging. Radiology. 1987;162:531-9.
- [9] Callaghan PT. Principles of nuclear magnetic resonance microscopy. Clarendon Press, Oxford; 1991.
- [10] Lee SH. Analysis and Comparison of MR Signal Strength and SNR Value for Optimal FOV. Journal of Radiological Science and Technology. 2018; 41(2):109-13.
- [11] Hennig J, Weigel M, Scheffler K. Multiecho sequences with variable defocusing flip angles: optimization of signal behavior using smooth transitions between pseudo steady states(TRAPS). Magn Reson Med. 2003;49:527-35.
- [12] Weigel M, Ziyeh S, Mader J, et al. Neuroradiological Applications of Hyperecho-TSE sequences at 3T: first clinical results. In: Proceedings of the 12th Annual Meeting of 19 ISMRM, Kyoto, Japan, 2004:76.