

## 3T MR 스핀에코 T1강조영상에서 적정의 숙임각

## — 3T MR Spin Echo T1 Weighted Image at Optimization of Flip Angle —

계명대학교 동산의료원 영상의학과 · 한서대학교 방사선학과<sup>1)</sup>배성진 · 임청환<sup>1)</sup>

## — 국문초록 —

**목 적 :** 영상진단영역에서 이용되고 있는 3T(T, tesla) MR의 스핀에코(SE, spin echo) T1강조영상(T1-Weighted image)기법에서 숙임각(FA, flip angle)의 변화에 따른 영상의 질을 나타내는 신호대 잡음비(SNR, signal to noise ratio), 대조도 잡음비(CNR, contrast to noise ratio)를 평가한 후 특이흡수율(SAR, specific absorption rate)을 줄이면서 CNR를 향상시킬 수 있는 적정의 숙임각을 알아보려고 하였다.

**대상 및 방법 :** 고식적 스핀에코에서 통상적으로 사용하는 90° RF pulse 대신 50° RF pulse에서 130°까지 10°씩 증가시키면서 대뇌 T1강조영상을 획득하였다. 이 영상들에서 백질(WM, white matter), 회백질(GM, gray matter)과 배경(background)에서 각각 신호강도를 측정하여 SNR를 구하였고, 기존의 T1 이완곡선  $R1 = 1 - \exp\left(-\frac{TR}{T1}\right)$ 으로, 즉 Ernst angle  $\cos \theta = \exp\left(-\frac{TR}{T1}\right)$ 과의 관계성으로 T1강조영상에서 WM과 GM의 SNR과 CNR의 정규성 검정과 비모수 검정인 Kruskal-wallis 분석으로 적정의 숙임각을 알아보려고 하였다.

**결 과 :** WM과 GM의 신호강도와 배경잡음 신호강도를 이용하여 SNR를 구한 결과 WM의 SNR는 숙임각 50°보다 130°에서 1.6배 정도 증가하였고, GM의 SNR는 약 1.9배 정도 높게 나타났다. 두 조직의 SNR은 T1 이완곡선과 동일한 양상을 보여주고 있다.  $R1 = 1 - \exp\left(-\frac{TR}{T1}\right)$ 으로 분석한 SNR의 신호증가가 둔화되는 기점이 WM은 120°의 숙임각에서, GM은 110° 이후로 나타나 두 조직에서 다르게 나타나는 것을 알 수 있었다. WM과 GM의 SNR는 130°의 숙임각에서 높았지만 CNR에 있어서는 80°에서 최고 높게 나타났으며, 80° 전후의 숙임각에서는 감소하였다.

**결론 :** 3.0T MR의 SE T1강조영상 기법에서 숙임각의 증가에 따라 SNR는 증가하였지만 CNR는 이전까지의 임상에서 사용하는 숙임각이 90° 보다 적은 80°에서 CNR이 최고로 나타나 통상적으로 사용하는 숙임각보다 10° 낮은 RF pulse duration time 사용함으로써 3T에서 문제로 제기된 SAR도 줄일 수 있었다. 앞으로 3.0T MR의 SE T1강조영상 기법에서 적정 숙임각을 사용함으로써 CNR을 높일 수 있을 것으로 기대되어진다.

**중심 단어 :** 스핀에코, T1강조영상, 숙임각, 신호대 잡음비, 대조도 잡음비

\*접수일(2008년 11월 17일), 1차심사(2009년 2월 20일), 2차심사(2009년 5월 25일), 확정일(2009년 5월 29일)

책임저자 : 배성진 (700-712) 대구광역시 중구 달성로 216  
계명대학교 동산병원 영상의학과  
TEL : 053-250-7860  
E-mail : sjbaert@hanmail.net

## I. 서 론

최근 자기공명영상진단영역에서는 1.5T보다 고자장의 3.0T를 이용하는 것은 신호대 잡음비(SNR, signal to noise ratio)가 대부분의 조직에서 선형적으로 증가하고<sup>1-3)</sup>, 3T의 경우 SNR 증가로 인해 영상 획득시간을 줄여도 높은 신호강도로 이를 보정할 수 있다<sup>4,5)</sup>.

선행연구들에서 자장이 증가할수록 백질(WM, white matter)과 회백질(GM, gray matter)의 T1이완시간 값이 20~40% 정도 증가된다고 보고 되고 있다<sup>6)</sup>. 3T의 경우 T1이완시간의 증가 때문에 T1강조영상(T1-weighted image)에 있어서 많은 대조도 변화가 일어난다. 따라서 1.5T의 SE(spin echo) T1강조영상과 동일한 대조도를 가진 영상을 획득하는 방법 중 하나가 반복시간(TR, repetition time)을 증가시키는 것인데, 이 경우 영상획득시간이 증가하게 되며 또한 대조대 잡음비(CNR, contrast to noise ratio)도 1.5T보다 감소하게 된다<sup>3,4,6,7)</sup>.

고식적인 스핀에코 T1 강조영상 기법은 90°의 숙임각(FA, flip angle)을 이루기 위해서 전달해야 하는 에너지가 1.5T(64 MHz)보다 3T(128 MHz)에서 더 높다<sup>4,8)</sup>. 고주파 에너지를 이용하는 과정에서 에너지의 상당부분은 스핀들에게 전달되지 않고 우리 몸의 조직에 그대로 흡수되는데,  $SAR \propto B^2 \theta^2 \Delta f / B_0$ ; 주자장,  $\theta$ ; 숙임각,  $\Delta f$ ; 주파수대역)으로 이때 인체에 흡수되는 에너지의 양을 특이흡수율(SAR, specific absorption rate)이라고 한다. 라디오 주파수(RF, radio frequency)를 가해주는 시간, 즉 숙임각( $\theta = \gamma B_1 r$ ,  $r$  = the duration of the RF pulse,  $B_1$  = the strength of the RF magnetic field,  $\gamma$  = the gyromagnetic ratio)이 SAR에 영향을 미치게 되는데, 그 이유는 인체의 고주파 에너지의 축적은 자장의 세기에 비례하여 증가하기 때문이다<sup>3,9,10)</sup>.

본 연구에서는 영상진단영역에서 이용되고 있는 3T MR의 스핀에코 T1 강조영상기법에서 숙임각의 변화에 따른 영상의 질을 나타내는 SNR과 CNR를 측정하였다. 추가적으로 SAR을 줄이면서 CNR를 향상시킬 수 있는 적정의 숙임각을 구하였다.

## II. 대상 및 방법

2009년 8월에서 9월까지 뇌질환을 의심하여 내원한 환자에서 정상으로 진단된 환자 21명 중 남자 10명 여자 11

명이며, 연령분포는 42세에서 65세이며 평균연령 48.9세를 대상으로 하였다.

MRI는 3T 자기공명영상기기(Signa VHi, GE, Medical system, MW, U.S.A.)에서 뇌전용 8채널 표면코일(8 channel high resolution brain array coil)을 사용하였다. SE기법으로 TR = 600 msec, TE = 12 msec, BW = 31.25 KHz, FOV = 210 mm, Thickness/Gap = 5/2 mm, Matrix = 384×194, NEX = 1로 T1강조영상을 획득하였다. 영상획득 시간은 2분 4초가 걸렸다.

숙임각은 고식적 SE에서 통상적으로 사용하는 90° -  $\tau$  - 180° -  $\tau$ 를 그림 1의  $\alpha$ ° -  $\tau$  - 180° -  $\tau$ 와 같이 90° RF pulse대신 50°에서 130°까지 10° 간격으로 증가시키면서  $\alpha$ ° RF pulse의 숙임각을 사용하여 영상을 획득하였다. 각각 획득한 대뇌 T1 강조 영상에서 WM과 GM에서 25~40 mm<sup>3</sup>의 원형의 관심영역(ROI, regions of interest)을 설정하여 신호강도를 측정하였고, 또한 배경(background)에서 신호강도의 평균값과 표준편차를 측정하였다. 이를 이용하여 SNR를 구하고, 기존의 T1 이완곡선  $R_1 = 1 - \exp\left(\frac{-TR}{T_1}\right)$ 으로, 즉 Ernst angle  $\cos \theta = \exp\left(\frac{-TR}{T_1}\right)$ 과의 관계성으로 T1강조영상에서 WM과 GM의 SNR과 CNR의 정규성 검정과 비모수 검정인 Kruskal-wallis 분석으로 적정의 숙임각을 알아보려고 하였다.

## III. 결 과

동일한 TR에서 숙임각 변화에 따른 각각의 고식적인 SE T1강조영상은 그림 2와 같이 나타났다. 대뇌의 WM의 SNR은 숙임각 50°에서는 2123.93±46.32, 숙임각 90°에서는 3219.21±31.81로 나타나 숙임각 50°에서 보다 130°에서 1.6배 정도 증가하였고, GM의 SNR은 숙임각 50°에서는 1535.53±49.31, 숙임각 90°에서는 2539.78±78.49로 숙임각 50°보다 약 1.9배 정도 높게 나타났다 (Table 1, 2, Fig. 2~5).

WM과 GM의 SNR에 대해서 분석도구인 origin pro 8을 이용하여 R1으로 curve fitting 한 그림 4를 보면 SNR이 T1이완곡선과 동일한 양상을 보여주고 WM은 숙임각 120°, GM은 숙임각 110°에서부터 SNR의 신호증가가 둔화되는 기점이 두 조직에서 다른 것을 알 수 있었다. WM과 GM의 SNR은 숙임각이 가장 높은 130°에서

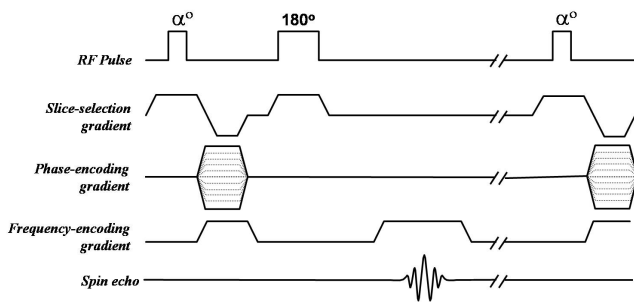


Fig. 1. SE pulse sequence diagram  $\alpha_x^o - \tau - 180_x^o - \tau$  design

높았지만 CNR에 있어서는 숙임각 80°에서 최고 높은 것으로 나타났고, 80° 전 후 숙임각에서는 감소하였다[Fig. 5]. 정규성 검증 결과 p-value가 WM에서 0.615, GM에서 0.659로써 두 군 모두 0.05보다 높음으로 정규성을 만족하였고 비모수 검정인 Kruskal-wallis 검증결과 p-value가 WM에서 0.00, GM에서 0.00이고 CNR에서는 0.038로 모든 군에서 0.05보다 높음으로 귀무가설을 기각한다. 즉 각각의 숙임각에서 SNR과 CNR이 차이가 있었다(Table 5).

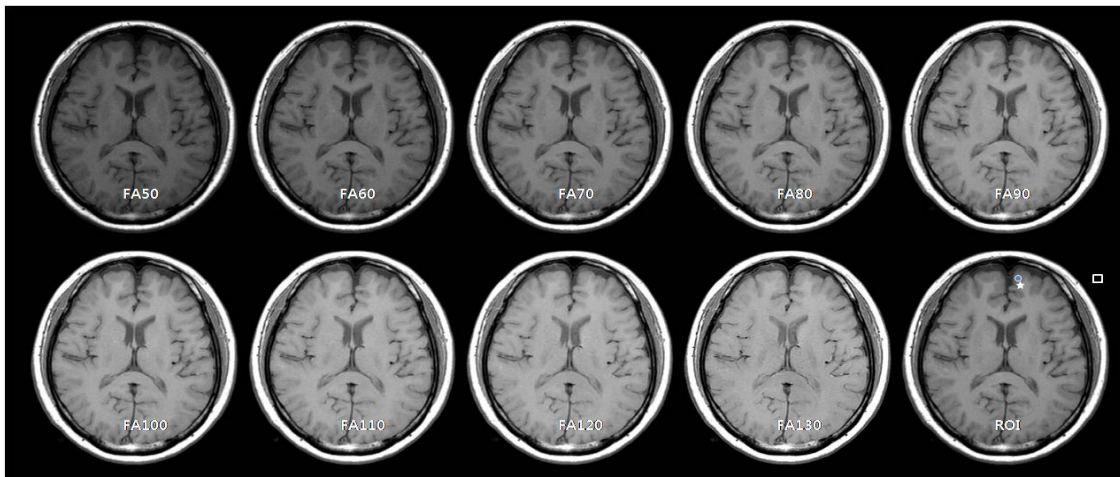


Fig. 2. SE T1 weight image at flip angle, variation of SNR at measured region, gray matter (star), white matter (circle), background (square)

Table 1. SE T1 weight image of the flip angle Average value of SNR and CNR

Tissue	Flip angle ( $\alpha^\circ$ )								
	50	60	70	80	90	100	110	120	130
White matter SNR	1825.64	2157.47	2411.47	2649.32	2814.82	2976.72	3076.16	3109.33	3107.31
Gary matter SNR	1449.36	1737.35	1951.15	2136.97	2366.09	2512.92	2658.62	2737.76	2731.06
CNR	376.28	420.12	460.32	512.35	448.73	463.8	417.54	371.57	376.25

Table 2. SE T1 weight image of the flip angle averag the non-parametric statistics kruskal-wallis.  $p < 0.05$

Tissue	Flip angle ( $\alpha^\circ$ )									
	50	60	70	80	90	100	110	120	130	p-value
White matter SNR	11.56	21.44	30.56	38.89	44.22	51.00	55.67	57.78	57.89	0.00
Gary matter SNR	10.33	19.78	27.78	36.00	45.44	51.44	57.00	60.56	60.67	0.00
CNR	32.75	39.75	45.00	50.88	43.63	41.50	33.50	23.13	18.38	0.038

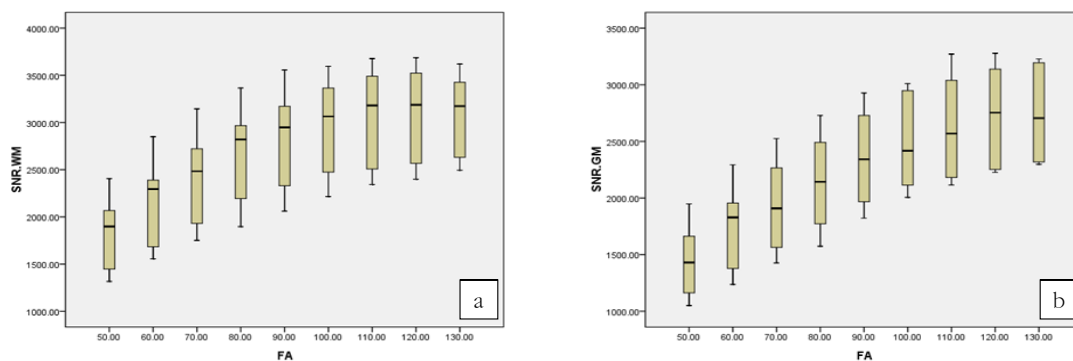


Fig. 3. SE T1 weight image of the flip angle average value of WM(a) and WM SNR(b)

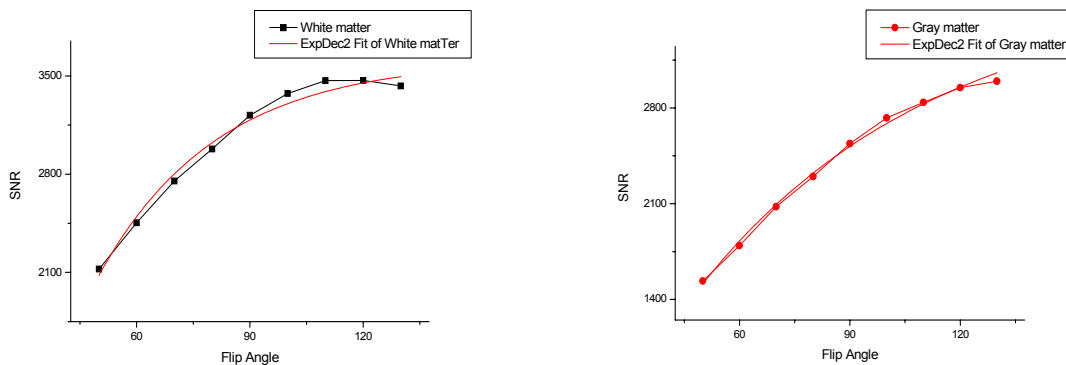


Fig. 4. SE T1 weight image at flip angle variation of SNR and graph analysis is compared to  $R_1$  curve fitting

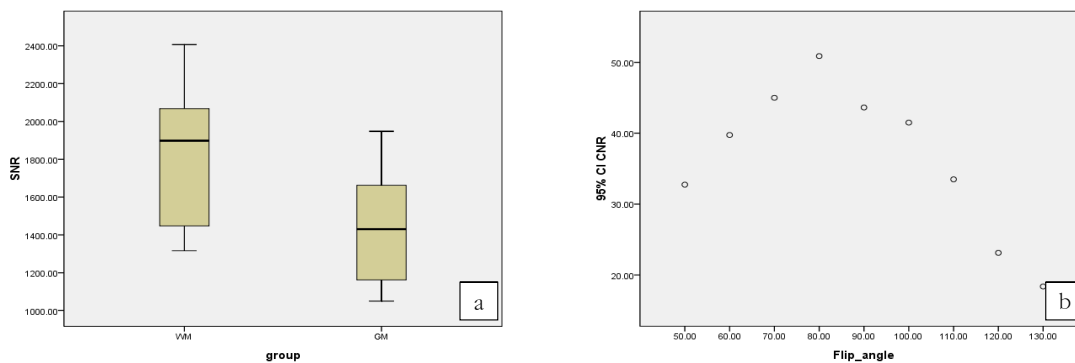


Fig. 5. SE T1 weight image at flip angle due to changes in WM and GM SNR is shown to do the T-test statistics (a), Kruskal-wallis analysis of CNR is a show

## IV. 고찰

Tsutomu Nakada<sup>5)</sup>은 주자기장( $S/N \propto B_0^{7/4}$ )에 비례하여 신호강도가 증가한다고 보고하고 있으며, Winfried A. Willinek et al<sup>4)</sup>은 1.5T보다 3.0T 자기공명영상에서 다발성 경화증(Multiple sclerosis)과 뇌종양(brain tumor) 등에서 조영 증강 효과가 10~30%의 증가를 보였고, 확산강조영상(DWI, diffusion-weighted image)과 기능적 자기공명영상(fMRI, Functional MR imaging)에서 활성화 복셀범위(activated voxels ranges)가 59~70% 증가되는 것으로 보고 되었다. 또한 자기공명혈관조영술(MRA, magnetic resonance angiography)에서는 고 공간해상력(high spatial resolution)으로 TOF MRA가 가능하여 최근 임상용으로 3T 자기공명영상기기의 활용 빈도가 증가하고 있다. Brian J. Soher et al<sup>3)</sup>의 발표에 의하면 3.0T에서 SNR는 향상되고 있지만, 기존의 1.5T보다 T1이완시간이 WM의 경우 42%, GM은 62% 정도의 증가하기 때문에 고식적인 SE영상 기법의 T1강조영상의 경우 이전까지 사용하던 TR을 이용했을 때 SNR은 증가하였지만 CNR이 높은 영상을 만들 수는 없었다. 그래서 지금까지는 대개 TR을 증가하여 영상화 하지만 그것 또한 좋은 CNR를 만들 수 없었고, 또한 영상획득시간이 길어져 움직임에 대한 인공물의 증가 등으로 진단에 여러 문제가 되고 있다. 그래서 다른 방법으로 고식적인 SE 영상기법에서 TR을 변화하지 않고 대조도의 변화를 줄 수 있는 매개변수 중 숙임각 만을 변화시켜 SNR와 CNR의 관계를 분석한 결과, 숙임각이 증가할수록 SNR는 그림 3, 4, 5에서와 같이 증가하였다. CNR은 그림 5(b)에서는 통상적으로 SE 영상 T1강조영상기법 90° 보다 작은 숙임각인 80° 에서 CNR이 가장 크게 나타났다. Brian J. Soher et al<sup>3)</sup>와 Frank G. Shellock et al<sup>11)</sup> 등이 문제를 제기한 SAR가 RF pulse duration과 자장의 세기에 비례하여 증가한다고 보고 되고 있지만 SAR을 감소시키기 위한 TR의 변경은 Brian J. Soher et al<sup>3)</sup>이 제시한 T1이완시간 증가로 두 조직간의 CNR이 떨어져 TR을 짧게 할 수 없다. 또한 주자장의 자장세기를 작게 하는 방법은 원칙적으로 불가능 하지만 RF pulse duration은 변화를 줄 수 있으며 영상획득시간에도 전혀 관계가 없었다. TR이 본 연구와는 같지 않지만 김영재 외<sup>12)</sup>는 적정의 FA가 40°로 나타났고, 김태수 외<sup>13)</sup>는 70~90°에서 가장 우수하다고 나타났지만 본 연구에서는 적정의 FA가 그림 5에서 80°으로 나타난 결과는  $R_1 = 1 - \exp\left(\frac{-TR}{T1}\right)$ 으로,

즉 Ernst angle  $\cos \theta = \exp\left(\frac{-TR}{T1}\right)$  식에서 알 수 있듯이 이용한 TR(100 msec)의 차이로 생긴 것 있었다. TR이 600 msec에서는 CNR이 최고의 숙임각이 90° 보다 적은 80°에서 나타나 숙임각을 10° 감소함으로써 RF pulse duration time도 44  $\mu$ s만큼 감소하므로 문제가 된 SAR도 어느 정도 해결할 수 있을 것으로 김태수 외<sup>13)</sup>와 동일한 결과를 얻을 수 있었다.

## V. 결론

3.0T MR의 SE T1강조영상기법에서 숙임각 증가에 따라 SNR는 증가하였고, CNR은 이전까지는 임상에서 사용하는 숙임각이 90° 보다 적은 80°에서 최고로 나타났다. 통상적으로 사용하는 숙임각보다 10° 낮은 RF pulse duration time을 사용함으로써 3T에서 제기된 SAR 문제도 44  $\mu$ s 줄어든 RF pulse duration time 만큼 줄일 수 있었다. 앞으로 3.0T MR의 SE T1강조영상기법에서 적정의 80° 숙임각을 사용하므로 CNR과 SAR에서 있어서 장점으로 작용하여 임상에서 활용도가 높을 것으로 기대되어 진다.

## 참고 문헌

1. Edelstein W, Glover G, Hardy C, et al. The intrinsic signal-to-noise ratio in NMR imaging. *Magn Reson Med.* 3, 604-618, 1986
2. Matt A. Bernstein, John Huston, III, Clifford R. Jack, et al. Routine Clinical Brain MR Imaging at 3.0T. Initial Experience Abstract 1194. *ISMRM.* 8, 2000
3. Brian J. Soher, Brian M. Dale, Elmar M. Merkle. A Review of MR Physics : 3T versus 1.5T. *Magn Reson imaging Clin N Am* 15, 277-290, 2007
4. Winfried A. Willinek, Hans H. Schild. Clinical advantages of 3.0T MRI over 1.5 T. *European Journal of Radiology* 65, 2-14, 2008
5. Tsutomu Nakada. Clinical application of high and ultra high-field MRI. *Brain & Development* 29, 325-335, 2007
6. Stanis G, Odrobina E, Pun J, et al. T1, T2 relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T. *Magn Reson Med.* 54, 507-512, 2005
7. Chen Lin, Matt Bernstein, John husyon, et al. Measurements of T1 Relaxation times at 3.0T :

- Implications for clinical MRA. Abstract 1391, ISMRM 9, 2001
8. Busse R. Reduced RF power without blurring : correcting for modulation of refocusing flip angle in FSE sequences. Magn Reson Med. 51, 1031-1037. 2004
  9. Merkle E, Dale B. Abdominal MR imaging at 3.0 tesla—the basics revisited. Am J Roentgenol. 186, 1524-1532. 2006
  10. Takahashi M, Uematsu H, Hatabu H. MR imaging at high magnetic fields. Eur J Radiol. 46, 45-52. 2003
  11. Shellock FG, Crues JV. MR procedures : biologic effects, safety, and patientcare. Radiology. 232, 635-652. 2004
  12. 김영재, 서대건, 정태국, 이용문. T1강조영상에서 속임각 변화에 따른 1.5T와 3.0T의 백질과 회백질의 대조도 비교분석. 대한자기공명기술학회지. 17(1). 192-193. 2007
  13. 김태수, 김종봉, 김재영, 최남길, 장성주. 3.0T 자기공명영상의 Spin-echo T1 강조영상에서 Flip Angle 변화에 따른 대뇌의 신호강도변화. 대한자기공명기술학회지. 17(1). 179-180. 2007

---

• Abstract

---

## 3T MR Spin Echo T1 Weighted Image at Optimization of Flip Angle

Sung-Jin Bae · Chung-Hwang Lim<sup>1)</sup>

*Dept. of Radiology, Dongsan hospital, Keimyung University*

<sup>1)</sup>*Dept. of Radiological Science, Hanseo University*

**Purpose :** This study presents the optimization of flip angle (FA) to obtain higher contrast to noise ratio (CNR) and lower specific absorption rate (SAR).

**Materials and Method :** T1-weighted images of the cerebrum of brain were obtained from 50° to 130° FA with 10° interval. Signal to noise ratios (SNRs) were calculated for white matter (WM), gray matter (GM), and background noise. The proper FA was analyzed by T-test statistics and Kruskal-wallis analysis using  $R_1 = 1 - \exp\left(\frac{-TR}{T_1}\right)$  and Ernst angle  $\cos \theta = \exp\left(\frac{-TR}{T_1}\right)$ .

**Results :** The SNR of WM at 130° FA is approximately 1.6 times higher than the SNR of WM at 50°. The SNR of GM at 130° FA is approximately 1.9 times higher than the SNR of GM at 50°. Although the SNRs of WM and GM showed similar trends with the change of FA values, the slowdown point of decrease after linear fitting were different. While the SNR of WM started decreasing at 120° FA, the SNR of GM started decreasing at less than 110°. The highest SNRs of WM and GM were obtained at 130° FA. The highest CNRs, however, were obtained at 80° FA.

**Conclusion :** Although SNR increased with the change of FA values from 50° to 130° at 3T SE T1WI, CNR was higher at 80° FA than at the usually used 90° FA. In addition, the SAR was decreased by using smaller FA. The CNR can be increased by using this optimized FA at 3T MR SE T1WI.

---

**Key Words :** spin echo, T1-weighted image, flip angle, signal to noise ratio, contrast to noise ratio