Journal of Radiation Industry 14(2) : 179~185(2020)

Turbo Inversion Recover Magnitude MR 펄스 시퀀스를 이용한 지방 소거 평가

권 대 철[1,*]

[1]신한대학교 바이오생태보건대학 방사선학과

Evaluation of Fat Suppression using Turbo Inversion Recovery Magnitude MR Pulse Sequence in Pilot Phantom Study

Dae Cheol Kweon[1,*]

[1]*Department of Radiological Science, College of Bioecological Health, Shinhan University, Uijeongbu 11644, Republic of Korea*

Abstract - In the phantom produced by mixing fat and water, the suppression of fat was evaluated in the pulse sequence of Turbo Inversion Recovery Magnitude (TRIM) and the image of T2 weighted image and FLAIR. The MR scan was made by scanning a phantom mixed with water and fat using a head coil with pulse sequences of TIRM, T2 and FLAIR. Background noise, SNR and CNR were measured by setting the ROI on the water and fat areas in the phantom scan image. Fat was eliminated in the TIRM pulse sequence, and fat elimination was partially eliminated in FLAIR. However, in the T2 pulse sequence, fat was not eliminated and chemical migration to water and fat was 1.12 mm. In the TIRM pulse sequence of the water measured SNR, 372.24±25.35, T2 was 77.84±5.14, FLAIR was 115.41±3.45, the highest value in the TIRM pulse sequence, fat SNR was 4.77±1 in the TIRM pulse sequence, and T2 was 76.64±6.85, FLAIR was measured as 15.48±1.21, the highest value at T2. In CNR, the TIRM pulse sequence was 308.6±42.67, T2 weighted image was 1.05±0.18, and FLAIR was 28.81±1.83, which showed the highest CNR in the TIRM pulse sequence. In this study, the TIRM pulse sequence was applied to evaluate the superior pulse sequence with high SNR and CNR and to eliminate fat, and it is a pulse sequence useful in the diagnosis of disease through elimination of fat in the clinic.

Key words : Contrast to noise ratio, Fat suppression, Magnetic resonance, Pulse sequence, Signal to noise ratio, TIRM

서 론

자기공명영상(MRI; magnetic resonance imaging)은 엑스선 영상 및 CT 및 엑스선 영상검사와 비교하여 영상의 대조도(contrast)가 높아서 연부조직 간의 대조도가 우수한 영상의 정보를 제공하는 장점이 있어 신경계 및 소화기계 등의 진단에 적용되고 있다(Kim *et al*. 2012; Lee *et al*. 2019). 또한 영상획득을 위해 파라매터를 조절하면 여러 가지 신호강도를 보이고 조직 간의 대조도가 다양해져서 조직의 특성화(tissue characterization)를 나타낼 수 있는 장점이 있다(Han *et al*. 2016).

MR은 생체 조직에서 지방과 물은 함께 혼재하기 때문

* Corresponding author: Dae Cheol Kweon, Tel. +82-31-870-3411, Fax. +82-31-870-3419, E-mail. dckweon@shinhan.ac.kr

에 영상을 획득하여 정확한 영상을 묘출하기에는 어려운 점을 가지고 있다(Kweon 2016). 또한 지방과 물은 MR의 T1 및 T2 이완시간 차이를 발생시키고, MR 신호의 민감도(sensitivity)에 따라 전통적인 MR 기법에서는 적절하지 못한 대조도 및 화학적 이동(chemical shift)에 의한 아티팩트가 발생한다(Houchun and Krishna 2010). 이와 같은 서로 다른 화학적 환경으로 인해, 물과 지방의 수소 원자핵은 일부 MR 매개 변수에 대한 값이 차이가 난다. 이러한 차이는 지방 결합 양성자의 신호를 선별적으로 억제하거나 줄이는 데 사용될 수 있다. 지방은 기본적으로 강한 신호를 가지고 있어 인공물을 생성하기도 한다(Goo 2013). 지방 소거는 선별적인 신호 획득의 측면에서 유용하고 필요에 적절히 사용하지 못하였을 때에는 문제점을 수반하고 있다. 따라서 보다 정확한 영상정보를 얻기 위해 지방 신호를 억제시킬 필요성이 있다(Lee *et al*. 2018).

MR 스캔에서 T2 강조영상을 획득하기 위해서는 주로 TSE (turbo spin echo) 기법이 많이 사용되는데, 그 이유로는 긴 반복시간(TR; repetition time)과 반복적인 180° refocusing pulse를 반복적으로 줄 수 있어서 고식적인 spin echo 기법을 이용하는 것보다, 검사시간을 훨씬 줄일 수 있기 때문이다. 또한 짧은 타우(tau)의 STIR (short tau inversion recovery) 영상 역시 진단에 매우 효과적인 것으로 나타났다(Mirowitz *et al*. 1994; Arndt *et al*. 1996). 그러나, 이러한 STIR 펄스 시퀀스는 긴 반복시간(TR), 반전시간(TI; inversion time) 및 스핀 에코(SE) 성분의 혼입으로 인해 최대 12분 이상의 긴 스캔시간을 갖는다(Hauer *et al*. 1998). TIRM (turbo inversion recovery with magnitude) 펄스 시퀀스는 영상의 질 및 지방 소거 기능은 STIR 영상과 유사하다. 이러한 TIRM 펄스 시퀀스는 STIR 펄스 시퀀스와 비교하여 짧은 획득시간(Constable *et al*. 1992; Panush *et al*. 1993)의 장점이 있고, 스펙트럼 지방 억제 펄스 시퀀스의 TSE (turbo spin echo)와 달리 TIRM 펄스 시퀀스의 영상은 낮은 자기장 시스템으로 획득할 수 있으며 보다 안정적으로 영상이 묘출된다. 이러한 장점을 가지고 있는 TIRM 펄스 시퀀스의 효율을 평가하기 위해, TIRM, T2 강조영상, FLAIR (fluid attenuated inversion recovery) 펄스 시퀀스를 물과 지방을 혼합하여 제작된 팬텀을 스캔하여 영상에 ROI (region of interest)의 기능을 이용하여 SNR (signal to noise ratio) 및 CNR (contrast to noise ratio)을 정량적으로 측정하여 비교하였다.

본 연구의 목적은 지방과 물을 혼합하여 제작한 팬텀을 이용하여 TRIM 펄스 시퀀스와 T2 강조영상, FLAIR 펄스 시퀀스 영상에서 지방의 소거를 평가하였다.

재료 및 방법

1. Turbo Inversion Recovery Magnitude (TIRM)

Multi-echo 시퀀스인 turbo STIR (short tau inversion recovery)이라고도 하는 TIRM (turbo inversion recovery magnitude)은 Fig. 1과 같은 diagram에서(Reiser *et al*. 2002) 반전시간(TI)가 짧고 TE_{eff} (effective echo time)가 긴 펄스 시퀀스가 효과적이고 안정적인 지방 억제 방법을 나타내어 병변의 검출이 향상될 수 있다. 그러나, 종래의 STIR 펄스 시퀀스는 긴 반복시간(TR), 반전시간(TI) 및 스핀 에코(SE) 성분

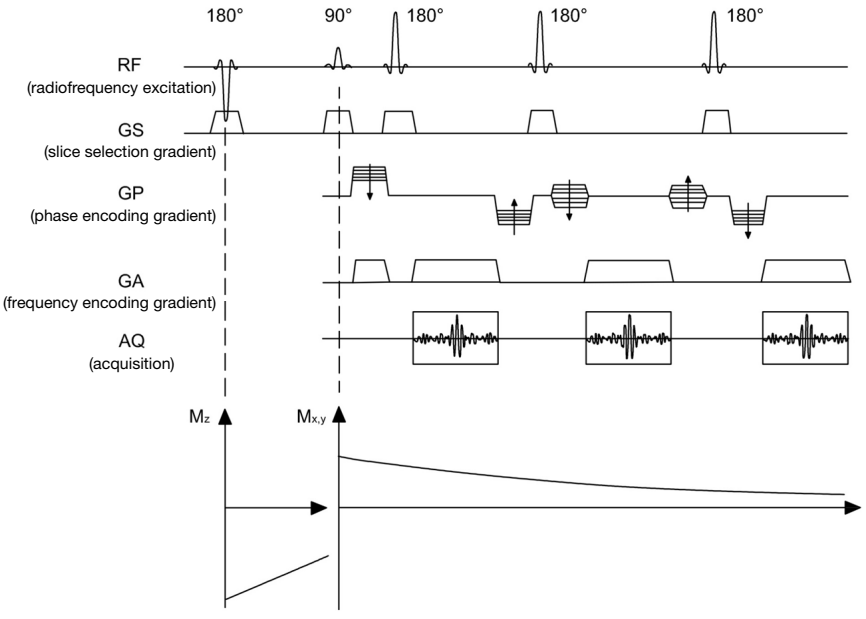

Fig. 1. Structure presented of the turbo inversion recovery magnitude pulse sequence.

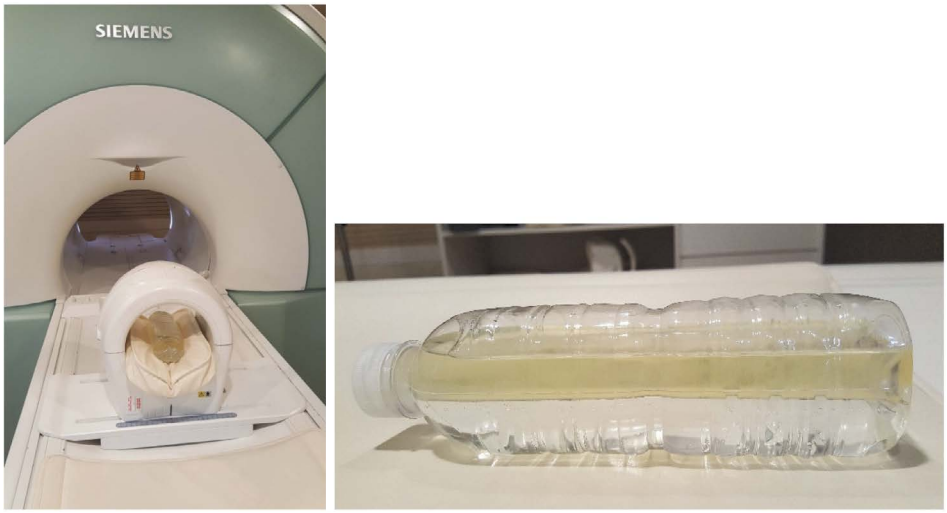

Fig. 2. MRI scanner (a) and oil and water contained bottle (b).

의 통합으로 인해 긴 스캔시간을 갖는다. Turbo STIR이라고도 하는 TIRM을 사용하면 반전시간(TI)가 짧고 TE_{eff}가 긴 펄스 시퀀스로 효과적이고 안정적인 지방 소거의 방법으로 병변의 검출 및 진단에 향상을 주고 있다.

TIRM 펄스 시퀀스의 영상의 품질 및 지방 소거 기능은 STIR 이미지와 거의 유사하다. TIRM의 펄스 시퀀스는 STIR에 비해 짧은 스캔으로 영상획득이 가능하다(Panush *et al*. 1993). 이러한 TIRM 펄스 시퀀스는 세로 자화의 위상/극성과 상관없이 빠른 스핀 에코의 크기를 표시하는 반전 복구 MR 펄스 시퀀스이다. 이 이미지 재구성 방법은 주로 사용되는 반전 복구 방식이며 위상에 민감한 PSIR (phase sensitive inversion recovery)와 대조된다. 크기 재구성을 사용하면 선택적 nulling이 가능하여 특정 부위를 어둡게 표시하고 있다. 진단영역에서는 뼈의 골수염 평가(Hauer *et al*. 1998)와 두경부 종양의 진단에서 우수한 것으로 보고되어 있다(Sadick *et al*. 2005).

2. Pulse Sequence and Phantom Imaging

MR 스캔은 1.5T MR scanner (Magnetom Essenza, Siemens AG, Erlangen Germany)을 이용하여 TIRM, T2 강조영상 및 FLAIR의 펄스 시퀀스로 head coil을 사용하여 스캔하였고(Fig. 2a), 펄스 시퀀스에 따른 지방의 소거를 평가하기 위해 물과 지방을 혼합한 팬텀을 제작하기 위해 PET (polyethylene terephthalate) 소재의 병에 카놀라유 100% (Baksul; CJ Cheiljedang Co. Ltd., Seoul, Korea) 80 mL와 물 80 mL을 혼합하여 팬팀을 제작하였다(Fig. 2b).

연구에 적용된 MR 스캔 파라매터는 Table 1과 같이 TIRM 펄스 시퀀스(TR 3500 ms, TE 35 ms, ETL 9, TI 170 ms, matrix 256×205, flip angle 150°, slice thickness 3.5 mm, slice gap 4.2 mm), T2 강조영상 펄스 시퀀스(TR 3350 ms, TE 85 ms, ETL 17, matrix 320×288, flip angle 150°, slice thickness 3.5 mm, slice gap 4.2 mm), FLAIR 펄스 시퀀스(TR 4310 ms, TE 82 ms, ETL 17, TI 2500 ms, matrix 384×315, flip angle 150°, slice thickness 3.5 mm, slice gap 4.2 mm)로 스캔하였다.

Table 1. Scan parameters

Parameters	TIRM	T2	FLAIR
TR (ms)	3500	3350	4310
TE (ms)	35	85	82
ETL	9	17	17
TI (ms)	170		2500
Matrix	256×205	320×288	384×315
Flip angle	150	150	150
Slice thickness (mm)	3.5	3.5	3.5
Slice gap (mm)	4.2	4.2	4.2

제작된 팬텀에 세 종류의 펄스 시퀀스를 이용하여 물과 지방이 혼합된 팬팀을 스캔하여 DICOM (digital imaging and communications in medicine)으로 PACS viewer로 전송하여 영상을 TIRM, T2 강조영상, FlAIR 펄스 시퀀스로 스캔한 영상에서 SNR 및 CNR을 측정하여 영상을 분석하였다(Fig. 3).

3. Image Analysis

세 종류의 펄스 시퀀스에서 팬텀을 스캔한 영상에서 물과 지방 부위에 ROI를 설정하고 5회 측정하여 평균 및 표준편차를 측정하였고, 배경잡음(background noise)은 신호를 내

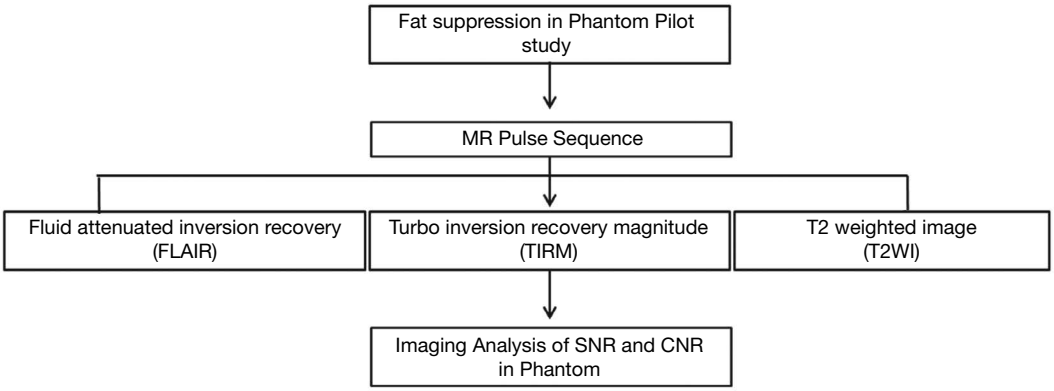

Fig. 3. Flowchart demonstrates for this pilot phantom study.

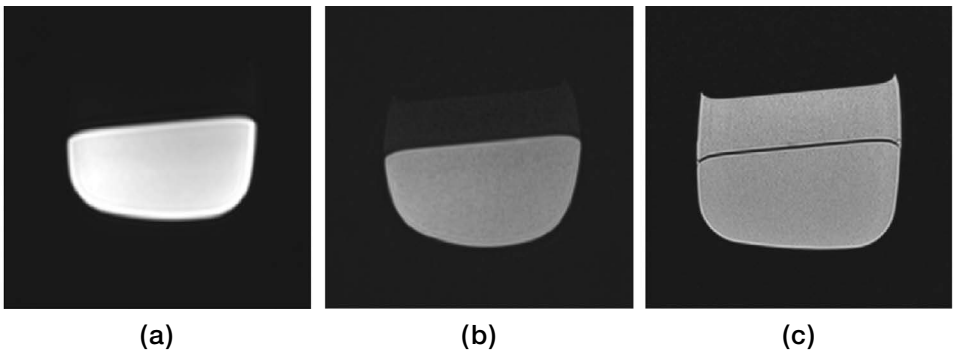

Fig. 4. An oil and water blended phantom MR imaging of TIRM pulse sequence image (a), FLAIR pulse sequence image (b) and T2 weighted image pulse sequence (c).

지 않는 팬텀 주위를 물과 지방의 측정 횟수만큼 측정하여 평균값 및 표준편차를 측정하였다. PACS viewer (INFINITT PiviewSTAR; Infinitt Healthcare, Seoul, Korea)로 측정하였다. SNR 및 CNR을 측정하기 위해 펄스 시퀀스의 종류에 따른 물과 지방의 팬텀에서 거리에 따른 경계의 plot profile의 gray value는 영상분석 소프트웨어 프로그램은 ImageJ (http://imagej.nih.gov/ij/docs/guide)를 이용하였다. 펄스 시퀀스의 영상에 ROI는 $10 \times 10\ mm^2$로 설정하고 SNR (signal to noise ratio) 및 CNR (contrast to noise ratio)을 측정하였다.

SNR은 SI (signal intensity)를 SI_{water}, SI_{fat}를 노이즈로 식(1), 식(2)와 같이 분석하였고, CNR은 식(3)과 같이 분석하였다.

$$SNR_{water} = SI_{water} / SD_{noise} \quad (1)$$

$$SNR_{fat} = SI_{fat} / SD_{noise} \quad (2)$$

$$CNR = SI_{water} - SI_{fat}\ SI_{fat} / SD_{noise} \quad (3)$$

4. Statistical Analysis

TIRM 펄스 시퀀스를 물과 지방의 팬텀에서 SNR 및 CNR을 측정하여 ANOVA 통계분석과 사후 검정은 Tuckey's HSD post hoc test로 분석하였다. 통계분석은 SPSS version 22 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) 소프트웨어 프로그램을 사용하였으며, 통계적 유의수준은 0.05에서 검증하였다.

결 과

MR의 세 종류의 펄스 시퀀스에서 지방과 물에 대한 영상은 Fig. 4에서 같이 TIRM 펄스 시퀀스에서는 물 위에 위치하고 있는 지방이 소거되어 있고(Fig. 4a), FLAIR 펄스 시퀀스에서는 지방이 부분적으로 소거되었다(Fig. 4b). 그러나 T2 강조영상 펄스 시퀀스에서는 지방이 소거되지 않고 화학적 이동에 의한 영상이 묘출되었다(Fig. 4c).

T2 강조영상의 펄스 시퀀스에서는 물과 지방에 대한 화학적 이동이 1.12 mm가 Fig. 4c와 같이 발생하였고, 다른 펄스 시퀀스에서는 화학적 이동에 의한 아티팩트가 발생하지 않았다(Fig. 5).

물과 지방에 대한 ROI 설정에 따른 SNR, CNR에 대한 측정에서 물을 측정한 SNR의 TIRM 펄스 시퀀스에서 372.24±25.35, T2 강조영상에서는 77.84±5.14, FLAIR는 115.41±

Table 2. Comparison of SNR different pulse sequences

Pulse sequence	Water			Fat		
	TIRM	T2	FLAIR	TIRM	T2	FLAIR
SNR ± SD	372.24 ± 25.35	77.84 ± 5.14	115.41 ± 3.45	4.77 ± 1	76.64 ± 6.85	15.48 ± 1.21
p-value		0.00*	1.43		0.00*	1.03

SNR, signal to noise ratio; TIRM, turbo inversion recovery magnitude; SD, standard deviation; T2, T2 weighted image pulse sequence; FLAIR, fluid attenuated inversion recovery
*: A *p*-value less than 0.05 (typically ≤0.05) is statistically significant.

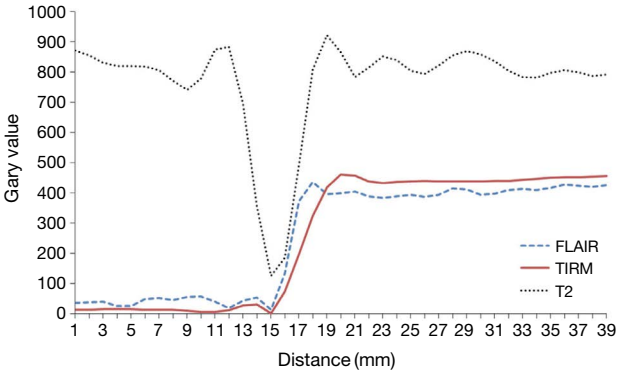

Fig. 5. Plot profile determined using ImageJ software program.

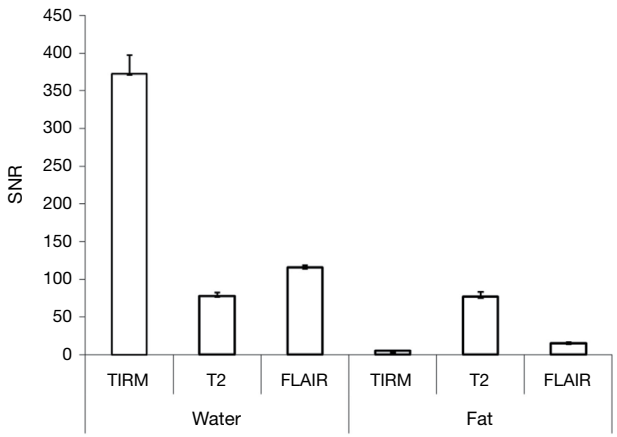

Fig. 6. SNR of water and fat in different pulse sequences.

3.45로 TIRM 펄스 시퀀스에서 가장 높은 수치를 보였고, 지방의 SNR은 TIRM 펄스 시퀀스에서 4.77 ± 1, T2 강조영상에서는 76.64 ± 6.85, FLAIR는 15.48 ± 1.21로 측정되어 T2 강조영상에서 가장 높은 수치가 측정되었다(Fig. 6).

CNR에서는 TIRM 펄스 시퀀스가 308.6 ± 42.67, T2 강조영상에서 1.05 ± 0.18, FLAIR는 28.81 ± 1.83로 TIRM 펄스 시퀀스에서 CNR이 가장 높게 나타났다(Fig. 7).

통계처리에 의한 ANOVA (F = 294.69, *p* value < .05) 분석에서 TIRM과 FLAIR는 유의한 차이가 없고(*p* value > .05), T2 강조영상 펄스 시퀀스와는 유의한 차이가 있었다(*p* value < .05). 지방에 대한 ANOVA (F = 810.55, *p* value < .05) 분석에서 TIRM과 FLAIR는 유의한 차이가 없고(*p* value > .05), T2 펄스 시퀀스와는 유의한 차이가 있었다(*p* value < .05) (Table 2). 또한 CNR에 대한 ANOVA (F = 238.04, *p* value < .05) 분석에서 TIRM과 FLAIR는 유의한 차이가 없고(*p* value > .05), T2 강조영상 펄스 시퀀스와는 유의한 차이가 있었다(*p* value < .05) (Table 3).

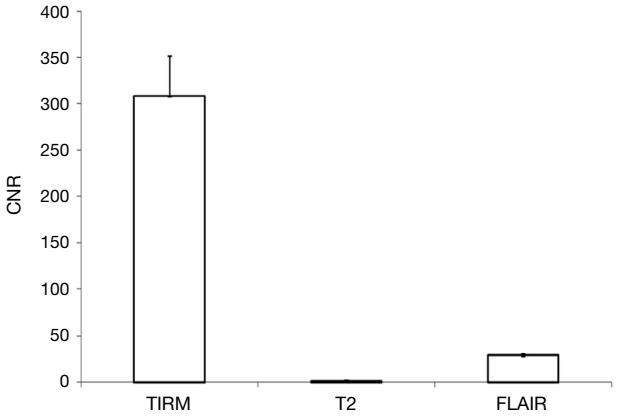

Fig. 7. CNR of water and fat in different pulse sequences.

Table 3. Compariosn of CNR different pulse sequences

Pulse Sequence	TIRM	T2	FLAIR
CNR	308.6 ± 42.67	1.05 ± 0.18	28.81 ± 1.83
p-value		0.00*	0.217

CNR, contrast to noise ratio; TIRM, turbo inversion recovery magnitude; SD, standard deviation; T2, T2 weighted image pulse sequence; FLAIR, fluid attenuated inversion recovery
*: A *p*-value less than 0.05 (typically ≤0.05) is statistically significant.

고 찰

지방은 사람의 장기 주변에 많이 분포되어 있고, 이러한

장기 부위에 염증, 전염, 비정상적 유체물의 원인으로 질병이 진행될 때에 필수적으로 필요한 방법이 MR 기법에서 지방 소거의 펄스 시퀀스가 적용되어야 진단 및 평가가 가능하다(Maccioni *et al*. 2006; Florie *et al*. 2006). 또한 임상에서는 근골격계의 조직의 지방 신호의 소거로 아티팩트 제거 및 대조도 증강의 많은 장점을 수반하고 이익을 얻을 수 있다(Del Grande *et al*. 2014). 이러한 지방 소거는 영상의 다이나믹 레인지를 증가시켜 유체에 민감한 시퀀스인 연골, 반월판, 골수 등에서 정상 조직과 병리 조직 사이의 대비를 증가시킨다(Del Grande *et al*. 2014). 임상에서 이러한 지방 억제는 종양 영상에서 병변의 지방 함량을 특성화하는 데 도움되고 있으며, 또한 화학적 이동에 의한 영상의 아티팩트를 감소시켜 조직의 영상에 유용하게 적용하고 있다(Waldschmidt *et al*. 1997).

지방 소거를 위한 대표적인 펄스 시퀀스는 STIR, SPIR (spectral presaturation with inversion recovery), SPAIR (spectral attenuated inversion recovery), PROSET (principle of selected excitation technique), CHESS (chemical shift selective), Dixon 기법이 주로 사용되고 있으며(Schmid *et al*. 2002; Kukuk *et al*. 2011), 이론적으로 이와 같은 펄스 시퀀스는 장점과 단점을 가지고 있으며, SPIR은 CHESS 기법에 STIR을 접목한 기법이고, CHESS는 화학적 이동(chemical shift)을 이용하여 물과 지방을 선택적으로 영상화하는 기법이고(Goo 2013), STIR은 오랜 시간의 스캔으로 환자의 협조 여부에 따른 어려움을 수반할 수 있는 단점이 있다(Hauer *et al*. 1998). 본 연구에서는 지방 소거를 위한 TIRM 펄스 시퀀스의 유용성을 평가하기 위해 T2 강조영상, FLAIR 펄스 시퀀스 기법을 적용하고 SNR 및 CNR을 정량적으로 측정하여 비교하였다.

MR 스캔시간을 단축하고 SNR 및 CNR이 큰 신호를 획득하기 위해 숙임각의 각도(Kim and Kweon 2016)에 대한 보고 및 시간을 줄이기 위해 half scan의 연구가 보고되어 있다(Choi and Kweon 2006). 본 연구에 적용된 반전 회복(IR; inversion recovery) 펄스 시퀀스는 스핀 에코(spin echo, SE) 영상 기법에서 90° RF 펄스를 주기 전에 180° RF 펄스를 가하는 방법이다. 180° RF 펄스를 주고 T1-회복 곡선상에서 각 조직의 null point을 알고 반전시간(inversion time, TI)을 조절하면 각 조직에서 나오는 신호를 억제할 수 있다(Wolansky *et al*. 1996). 또한 짧은 반전시간 IR인 STIR (short tau inversion recovery)은 지방조직의 신호가 억제되고 T1과 T2 값이 증가된 일반적인 병변은 높은 신호강도가 나타난다(Smith *et al*. 1994).

TIRM 펄스 시퀀스는 이전의 반전 펄스 후 터보 스핀 에코의 크기만 측정하므로 위상에 민감하지 않다. TIRM은 골수염의 평가 및 의심되는 두경부암에서 우수하게 적용되는 펄스 시퀀스이며 이러한 골수염은 고강도 신호로 나타난다. 또한 두경부암에서 TIRM은 주변 조직의 반응성 염증 변화에 의한 종양 크기의 높은 신호를 제공하는 것으로 보고되어 있다(Sadick *et al*. 2005).

TIRM 펄스 시퀀스에서는 지방이 소거되었으나 FLAIR에서도 부분적으로 소거되었다. 그러나 T2 강조영상 펄스 시퀀스에서는 물과 지방에 대한 화학적 이동이 발생하고 지방을 소거하지 못했다.

물과 지방에 대한 ROI 설정에 따른 SNR, CNR에 대한 측정에서 물에 대한 SNR은 TIRM 펄스 시퀀스에서 가장 높았고, FLAIR, T2 강조영상 펄스 시퀀스 순으로 낮게 측정되었다. 지방의 SNR은 T2 강조영상에서 가장 높았고, 다음은 FLAIR, TIRM 순으로 낮게 측정되었다. 이러한 결과는 T2 펄스 시퀀스에서 지방을 소거하지 못해 수치가 높게 측정되었다. CNR에서는 TIRM 펄스 시퀀스가 가장 높았고, 다음은 FLAIR, T2 강조영상 순으로 낮게 측정되었다. 또한 통계분석에서도 TIRM와 T2에서는 유의한 차이가 있고(p value$<$.05), FLAIR 펄스 시퀀스에서는 유의한 차이가 없었다(p value$>$.05). 팬텀에서 물과 지방의 SNR 및 CNR의 측정 결과에서 TIRM 펄스 시퀀스에서 SNR 및 CNR이 높게 측정되어 지방을 소거하는 데 유용한 펄스 시퀀스로 T2 강조영상 및 FLAIR 펄스 시퀀스에 비해 적용 가능하다. 이러한 TIRM의 펄스 시퀀스의 장점은 영상의 획득시간이 감소하고 T1 및 T2 강조영상과 유의한 차이가 있고(p value$<$.05), 병변의 선명도를 향상시키는 보고와 일치하였다(Hauer *et al*. 1998).

연구의 제한점은 다양한 지방 소거 기법의 펄스 시퀀스를 비교하지 않고, TIRM, T2, FLAIR의 세 종류의 펄스 시퀀스로 물과 지방이 혼합된 팬텀에서 지방의 소거 기능을 평가하였다. 둘째는 다양한 파라매터를 이용하여 스캔하지 못한 점이 있다. 셋째는 팬텀을 이용한 SNR 및 CNR 측정에 따른 펄스 시퀀스의 비교를 사람을 대상으로 한 임상적으로 영상을 평가하는 방법이 추가적으로 연구할 필요가 있다.

결 론

본 연구에서는 TIRM 펄스 시퀀스를 적용하여 SNR 및 CNR이 높고 지방을 소거하는 우수한 펄스 시퀀스로 평가되었고 임상에서 지방의 소거를 통해 질환의 진단에 유용하게 적용 가능한 펄스 시퀀스이다.

사 사

본 논문은 2020년도 신한대학교 학술연구비 지원으로 연구되었다.

참 고 문 헌

Arndt WF, Truax AL, Barnett FM, Simmons GE and Brown DC. 1996. MR diagnosis of bone contusions of the knee: comparison of coronal T2-weighted turbo spin echo with fat saturation and turbo spin echo STIR images with conventional STIR images. *Am. J. Roentgenol.* **166**(1):119-124.

Choi YJ and Kweon DC. 2016. Evaluation of TOF MR angiography and imaging for the half scan factor of cerebral artery. *J. Korean Magn. Soc.* **26**(3):92-98.

Constable RT, Smith RC and Gore JC. 1992. Signal-to-noise and contrast in fast spin echo (FSE) and inversion recovery FSE imaging. *J. Comput. Assist. Tomogr.* **16**(1):41-47.

Del Grande F, Santini F, Herzka DA, Aro MR, Dean CW, Gold GE and Carrino JA. 2014. Fat-suppression techniques for 3-T MR imaging of the musculoskeletal system. *Radiographics* **34**(1):217-233.

Florie J, Wasser MN, Arts-Cieslik K, Akkerman EM, Siersema PD and Stoker J. 2006. Dynamic contrast-enhanced MRI of the bowel wall for assessment of disease activity in Crohn's disease. *Am. J. Roentgenol.* **186**(5):1384-1392.

Goo EH. 2013. Quantitative evaluation of optimized fat-suppression techniques for T2 weighted abdominal MR imaging: comparison of TSE-SPIR and GE-PROSET. *J. Korea Acad. Industr. Coop. Soc.* **14**(10):4962-4969.

Han YS, Lee SC, Lee DY, Choi JW, Lee JW and Kweon DC. 2016. Effects of contrast agent concentration on the signal intensity and turbo factor of TSE and slice-selective IR in T1-weighted contrast imaging. *J. Magn.* **21**(1):115-124.

Hauer MP, Uhl M, Allmann KH, Laubenberger J, Zimmerhackl LB and Langer M. 1998. Comparison of turbo inversion recovery magnitude (TIRM) with T2-weighted turbo spin-echo and T1-weighted spin-echo MR imaging in the early diagnosis of acute osteomyelitis in children. *Pediatr. Radiol.* **28**(11):846-850.

Hu HH and Nayak KS. 2010. Change in the proton T (1) of fat and water in mixture. *Magn. Reson. Med.* **63**(2):494 -501.

Kim HS, Yoon YC, Kwon JW and Choe BK. 2012. Qualitative and quantitative assessment of isotropic ankle magnetic resonance imaging: three-dimensional isotropic intermediate-weighted turbo spin echo versus three-dimensional isotropic fast field echo sequences. *Korean J. Radiol.* **13**(4):443-449.

Kim MS and Kweon DC. 2016. Blood flow measurement with phase contrast MRI according to flip angle in the ascending aorta. *J. Korean Magn. Soc.* **26**(4):142-148.

Kukuk GM, Gieseke J, Weber S, Hadizadeh DR, Nelles M, Träber F, Schild HH and Willinek WA. 2011. Focal liver lesions at 3.0 T: lesion detectability and image quality with T2-weighted imaging by using conventional and dual-source parallel radiofrequency transmission. *Radiology* **259**(2):421-428.

Kweon DC. 2016. Experimental Study of Chemical chift Artifacts at 1.5T and 3.0T MRI using gradient echo pulse sequence. *J. Korean Soc. Radiol.* **10**(7):531-537.

Lee JS and Kweon DC. 2019. CT and MR image fusion for assessing deep brain stimulation. *J. Radiat. Int.* **13**(2):133-139.

Lee SY, Han J and Kweon DC. 2018. Comparison of the SPIR and STIR MR pulse sequences in an oil and water phantom. *J. Magn.* **24**(2):303-309.

Maccioni F, Bruni A, Viscido A, Colaiacomo MC, Cocco A, Montesani C, Caprilli R and Marini M. 2006. MR imaging in patients with Crohn disease: value of T2- versus T1-weighted gadolinium-enhanced MR sequences with use of an oral superparamagnetic contrast agent. *Radiology* **238**(2):517-530.

Mirowitz SA, Apicella P, Reinus WR and Hammerman AM. 1994. MR imaging of bone marrow lesions: relative conspicuousness on T1-weighted, fat-suppressed T2-weighted, and STIR images. *Am. J. Roentgenol.* **162**(1):215-221.

Panush D, Fulbright R, Sze G, Smith RC and Constable RT. 1993. Inversion-recovery fast spinecho MR imaging: efficacy in the evaluation of head and neck lesions. *Radiology* **187**(2):421-426.

Reiser MF, Semmler W and Hricak H. Magnetic resonance tomography, p. 63, 3rd ed. Springer, 2002.

Sadick M, Sadick H, Hörmann K, Düber C and Diehl SJ. 2005. Diagnostic evaluation of magnetic resonance imaging with turbo inversion recovery sequence in head and neck tumors. *Eur. Arch. Oto-Rhino-L.* **262**(8):634-639.

Schmid MR, Hodler J, Vienne P, Binkert CA and Zanetti M. 2002. Bone marrow abnormalities of foot and ankle: STIR versus T1-weighted contrast-enhanced fat-suppressed spin-echo MR imaging. *Radiology* **224**(2):463-469.

Smith RC, Contrast RT, Reinhol C, McCauley T, Lange RC and McCarthy S. 1994. Fast spin echo STIR imaging. *J. Comput. Assist. Tomogr.* **18**(2):209-213.

Waldschmidt JG, Rilling RJ, Kajdacsy-Balla AA, Boynton MD and Erickson SJ. 1997. In vitro and in vivo MR imaging of hyaline cartilage: zonal anatomy, imaging pitfalls, and pathologic conditions. *Radiographics* **17**(6):1387-1402.

Wolansky LJ, Evans A, Belitsis K, Shaderowfsky PD, Gonzales R, Maldjian JA, Lee HJ and Pak J. 1996. Fast inversion recovery for myelin suppression. A new MRI pulse sequence for high-lighting cerebral gray matter. *Clin. Imag.* **20**(3):164-170.

Received: 29 May 2020
Revised: 10 June 2020
Revision accepted: 17 June 2020