Journal of RADIATION INDUSTRY
Vol. 19, No. 4, pp. 477-483, 2025
https://doi.org/10.23042/radin.2025.19.4.477

Original article

Dixon MR 펄스 시퀀스를 이용한 화학적 이동의 지방소거 분석

권 대 철[1,*]

[1]신한대학교 보건대학 방사선학과

Analysis of Fat Suppression by Chemical Shift Artifact using Dixon MR Pulse Sequence

Dae Cheol Kweon[1,*]

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

ABSTRACT The purpose was to compare the chemical shift images according to the Dixon technique and the fat-suppression technique using the T2 weighted image and gradient echo pulse sequence using a self-made phantom mixed with fat and water, and to quantitatively analyze the pixel values and chemical shift distances. To evaluate the fat removal capacity of various pulse sequences, including the Dixon method, a research phantom was constructed using a mixture of canola oil and mineral water. MR scans were performed using a 1.5T MR scanner using the Dixon technique and a head coil with an MR pulse sequence of T2-weighted images and gradient echo. The image defined and calculated the gray value and bandwidth pixel and frequency difference of the plot profile of the boundary according to the distance in the water and fat phantom according to the type of MR pulse sequence. In the pulse sequence of T2 weighted images, artifacts due to chemical shift were observed at matrix 320 mm, bandwidth 140 Hz (pixel), and in matrix 512 mm, bandwidth 140 Hz (pixel), fat was removed at matrix 320 mm, bandwidth 70 Hz (pixel) of T2 weighted image pulse sequence, but the image due to chemical shift was depicted more severely than the images of other pulse sequences. The water-only image by the Dixon technique showed that the artifacts due to chemical shift were eliminated by fat removal, and the gradient echo pulse sequence showed that the fat was removed, but the image was captured by chemical shift. In the gray value according to the image evaluation, chemical shift artifacts occurred in the image, but the water-only image of the Dixon technique removed fat and depicted a homogeneous image. The bandwidth of the MR parameters was calculated as 50 Hz/pixel, the frequency difference was 223.3 Hz, the chemical shift was 2.16 pixels, and the chemical shift distance was 0.67 mm. In conclusion, the Dixon technique for fat removal was evaluated as an excellent pulse sequence for fat suppression compared to other MR pulse sequences, and is a pulse sequence that can be usefully applied for fat removal in clinical institutions.

Key words: Dixon, Fat suppression, Magnetic resonance imaging, Pulse sequence

1. 서 론

자기공명영상(MRI; magnetic resonance imaging)의 장점은 연부조직(soft tissue)의 특성을 분석하여 정보를 제공하는 장점이 있으며, 지방 조직은 인체 전체에 존재하지만, 병변 내에 존재하면 감별 진단을 위한 고려 사항이 상당히 제한될 수 있다. 인체의 장기 체계에는 고유한 고유 병변이 존재하며, 이러한 병변에서 지방을 검출하는 것은 정확한 진단에 매우 유용하게 적용하고 있다. 지방 검출에 유용한 MRI의 기술에는 역위상(out of phase) 회복 영상 및 화학 이동(chemical shift) 영상과 같은 전통적인 접근법과 Dixon 기법을 이용한 영상 검사 방법이 있다[1].

지방 억제 기술은 현재 거의 모든 복부 MRI 검사에서 필수적으로 지방 억제 MRI 영상의 적응증은 세 가지 목적으로 요약할 수 있다. 첫째, 고자기장 강도(3.0T 이상) 장비가 점차 보편화됨에 따라 증가한 화학적 이동 인공물을 크게 줄일 수 있다. 또한 연부조직 내 조영제를 시각화 하는 데 매우 유용하다. 조영제 증강 MRI 시퀀스 상의 지방 세포. 인체의 지방 성분의 존재는 종종 복부와 골반의 다양한 병리적 상태를 진단하는 데 중요한 단서가 된

ISSN 1976-2402 http://www.ksri.kr/

Copyright© 2025 by Korean Society of Radiation Industry

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

Received 17 November 2025 Revised 24 November 2025 Accepted 25 November 2025

다. 따라서 지방 억제 MRI는 조직 내 세포질 내 지방을 컴퓨터 단층촬영이나 초음파와 같은 다른 영상 기법에 비해 더 민감하게 검출할 수 있는 귀중한 도구로 종양을 감별하고 지방을 포함한 장기를 진단하는 데 큰 도움이 됩니다[2]. 특정 지방 억제 기법을 사용하여 지방을 정량화를 할 수 있으며, 이는 특히 비침습적 진단 및 간 지방증의 치료 효과 추적에 유용하다[3]. MRI 지방 억제 기술에는 단거리 타우(tau) 역전 회복 시퀀스(STIR; short tau inversion recovery), 화학적 이동 선택적 지방 포화 펄스 시퀀스(CHESS; chemical shift selective saturation), 그리고 Dixon 펄스 시퀀스 기법과 같은 화학적 이동 기반의 물과 지방의 분리를 위한 펄스 시퀀스가 있다[4].

MR 검사에서 인체조직이 지방과 물이 함께 혼재하여 구성되어 영상을 묘출하는 데는 어려운 점이 수반되며[5], 또한 인체의 지방과 물은 MR의 T1 및 T2 강조영상에서 이완시간의 차이가 있고, MR 신호의 민감도에 따라서 기존의 전통적인 MR 펄스 시퀀스에서는 대조도 및 화학적 이동(chemical shift)에 의한 아티팩트(artifact)가 생긴다. 이와 같은 인체이 구성에서 서로 다른 화학적 환경의 원인에 인해, 지방과 물의 수소 원자핵은 MR 파라메터에 따라서 획득하는 값의 차이가 생긴다. 이러한 차이는 인체 구성에서 지방 결합의 양성자 신호를 선별적으로 억제하거나 감소시키는데 적용할 수 있다. 지방은 실체적인 강한 신호를 가지고 있어 MR 스캔에 따른 아티팩트가 발생하기도 한다[6]. 이러한 지방소거를 위해서는 선별적인 신호의 획득에서 유용하나 필요에 따른 적절한 MR 스캔을 적용하지 못하였을 때에는 문제점을 수반하기도 한다. 따라서 정확하고 진단적 가치가 있는 영상의 정보를 획득하기 위해서는 MR 스캔에 따른 지방 신호를 억제하여 영상을 획득할 필요성이 있다[7].

MR 검사에서 T2강조영상을 획득하기 위해서는 TSE (turbo spin echo)이 많이 사용되고 있으며, 반복시간(TR; repetition time)은 반복적인 180° refocusing pulse를 반복적으로 줄 수 있어서 고식적 spin echo기법 보다, 스캔시간을 훨씬 줄일 수 있다. 짧은 타우(tau)에서의 STIR 영상에서도 진단적인 효과가 있는 것으로 보고되었다[8,9]. 그러나, STIR 펄스 시퀀스는 긴 반복 시간 및 반전 시간(TI; inversion time)과 스핀 에코(SE)로 인해 장시간의 스캔 시간이 소요된다. TIRM (turbo inversion recovery with magnitude) 펄스 시퀀스는 영상의 질에서 지방 소거의 기능은 STIR 영상과 유사한 펄스 시퀀스이다[10]. 이러한 TIRM은 STIR 펄스 시퀀스에 비해 짧은 획득시간[11,12]의 장점이 있으며, 스펙트럼 지방소거 펄스 시퀀스인 TSE (turbo spin echo)와 달리 TIRM 펄스 시퀀스의 영상은 낮은 자기장으로 영상을 획득하고, 안정적으로 영상을 얻을 수 있다.

Dixon [13]은 1984년에 MRI와 분광학의 기능을 결합하여 지방과 수분 신호를 분리하여 한 번의 획득으로 수분 신호 영상과 지방 신호 영상을 생성했다[14]. Dixon 방법은 수분 양성자와 지방 양성자 간의 화학적 이동을 기반으로 한다[15]. Dixon 기술은 다른 MR 지방 억제 기술과 다릅니다. 영상 획득 중에는 지방을 억제할 수 없지만 후처리에서는 지방을 억제할 수 있기 때문이다[16].

본 연구의 목적은 지방과 물을 혼합한 자체 제작한 팬텀을 이용하여 Dixon 기법, 및 T2 weighted image와 gradient echo 펄스 시퀀스로 지방 억제기법에 따른 화학적 이동의 영상을 비교하고 pixel 값과 화학적 이동 거리를 정량적으로 분석하였다.

2. 재료 및 방법

2.1. Dixon MR Pulse sequence

1984년 Dixon이 처음 제안한 Dixon 방법은 지방과 물의 동위상(in phase, 위상차 0°) 및 역위상(out of phase, 위상차 180°)을 이용하는 기법으로, 화학적 이동을 기반으로 하는 MRI 펄스 시퀀스로, 균일한 지방 억제를 달성한다. 이러한 Dixon 기법은 물과 지방 분자가 서로 다른 속도로 세차 운동한다는 사실을 이용하여 시간이 지남에 따라 두 분자는 동위상과 역위상을 번갈아 가며 영상을 획득한다[17]. 3.0T MR스캐너에서는 450 Hz의 물과 지방 공명 주파수 차이가 있으며 물과 지방 양성자가 2.3 ms마다 역위상이 생기고, 1.5T에서는 4.6 ms로 발생한다(Fig. 1).

Dixon 기법은 물만 있는 이미지와 지방만으로 동위상 및 역위상의 영상 데이터셋을 직관적으로 후처리하여 계산할 수 있다. 초창기 Dixon 기법은 B_0 (static magnetic field strength) 불균질로

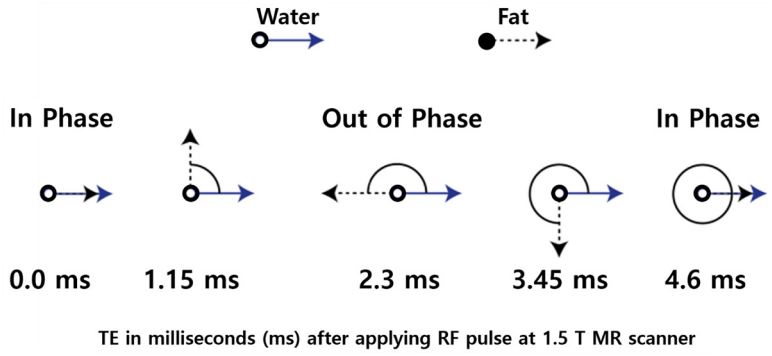


Fig. 1. Illustration of the phase difference cycling of water and fat protons at 1.5T MR scanner.

(a) (b) (c)

Fig. 2. Phantom contained of water (a) and canola oil (b) with PET bottle (c).

인한 위상 오차와 수분-지방 교환이 발생하였으나, 최근에는 자석 설계의 발전, shimming 기술의 개발, 보정 및 계산 알고리즘의 발전하였으며 지방 소거에 적용되는 위한 펄스 시퀀스로, SE (spin echo), GRE (gradient echo) 및 조영증강 영상을 포함한 펄스 시퀀스와 함께 사용할 수 있다. 이러한 장점을 이용한 Dixon 기법은 MR 검사에서 지방소거에 적용하고 있는 MR 펄스 시퀀스이다.

2.2. Canola Oil and Water

카놀라유(canola oil)은 단일 화학식이 아니라 여러 지방산의 혼합물이므로 하나의 화학식으로 나타낼 수 없으나, 주요 성분은 올레산(oleic acid, $C_{18}H_{34}O_2$)이며, 이외에도 약 2%의 리놀레산($C_{18}H_{32}O_2$)과 약 10%)의 알파-리놀렌산($C_{18}H_{30}O_2$) 등 다양한 지방산이 포함되어 있다[18].

MR에서 지방 소거를 평가하기 위해 Dixon 방법을 포함한 다양한 펄스 시퀀스에 물과 지방을 혼합한 인위적인 팬텀을 제작하기 위해 PET (polyethylene terephthalate) 병 재질에 카놀라유(canola oil) (Baksul, CJ Cheiljedang Co. Ltd., Seoul, Korea) 80 mL와 자연 상태의 깨끗한 샘물을 물리적인 처리 과정을 거쳐 마시는 용도의 먹는 샘물(Samdasoo, Jeju, Korea) 80 mL을 주입하여 화학적 이동 MR 스캔용 팬텀을 제작하였다(Fig. 2).

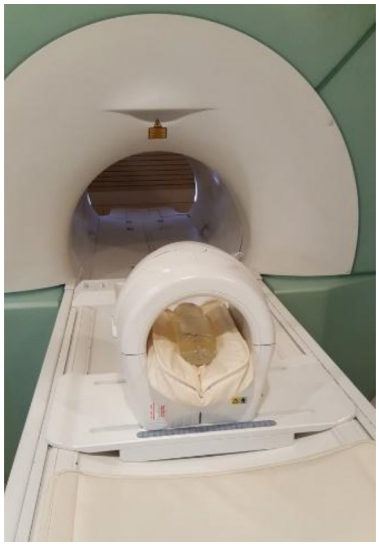


Fig. 3. MRI scanner and oil and water contained bottle phantom.

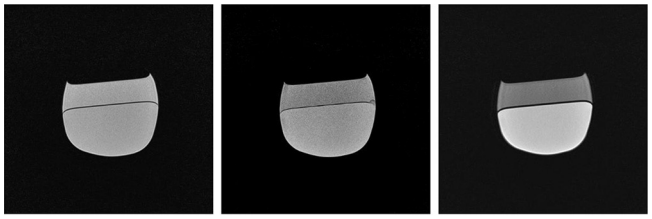
2.3. Pulse Sequence and Phantom Imaging

MR 스캔은 1.5T MR scanner (Magnetom Essenza, Siemens AG, Erlangen Germany)을 이용하여 Dixon 기법, 및 T2 강조영상 및 gradient echo의 MR 펄스 시퀀스로 head coil을 사용하여 스캔하였다(Fig. 3).

연구에 적용된 MR 스캔 파라메터는 Table 1과 같이 Dixon 펄스 시퀀스(TR 3,610 ms, TE 94 ms, ETL 16, bandwidth 260 Hz (pixel), matrix 320×230, flip angle 150°, slice thickness 3 mm, slice gap 3.3 mm), T2 강조영상 펄스 시퀀스의 파라메터(TR 3,350 ms, TE 85 ms, ETL 17, matrix 320×288, flip angle 150°, slice thickness 3 mm, slice gap 3.3 mm)으로 설정하여 스캔하였고, gradient echo 펄스 시퀀스(TR 492 ms, TE 25 ms, ETL 1, matrix 384×230, flip angle 20°, slice thickness 3 mm,

Table 1. MR pulse sequence scan parameters

Parameters	Dixon	T2	Gradient Echo
TR (ms)	3,610	3,350	492
TE (ms)	94	85	25
ETL	16	17	1
Bandwidth (Hz/pixel)	260	70, 140	100
Matrix	320×230	320×288	384×230
Flip angle (degree of angle)	150	150	20
Field of view (mm)	100×100	100×100	100×100
Slice thickness (mm)	3	3	3
Slice gap (mm)	3.3	3.3	3.3



(a) (b) (c)

Fig. 4. Representative chemical shift artifact in MR imaging for T2 weighted image sequence image of matrix 320 mm and bandwidth 140 Hz (pixel) (a), matrix 512 mm and bandwidth 140 Hz (pixel) (b) and matrix 320 mm and bandwidth 70 Hz (pixel) (c).

slice gap 3.3 mm)로 스캔하였다.

물과 지방을 혼합하여 제작한 팬텀에 펄스 시퀀스인 Dixon, T2 강조영상, gradient echo를 Table 1과 같은 파라메터를 적용하여 스캔하였고, DICOM (digital imaging and communications in medicine)으로 PACS viewer 및 ImageJ 소프트웨어(1.46e, NIH ImageJ, USA)로 전송하여 영상을 Dixon, T2 강조영상, gradient echo 펄스 시퀀스로 스캔한 영상을 분석하였다(Fig. 3).

2.4. Image Analysis

MR영상의 분석은 MicroDicom DICOM Viewer (MicroDicom Ltd., Sofia, Bulgaria)를 이용하여 분석하였다. MR 펄스 시퀀스에 따른 획득한 영상정보를 이용하여 물과 지방이 혼합된 팬텀에서 화학적 이동으로 인한 영상의 지방과 물의 경계를 알아보기 위해 plot profile의 gray value의 기능을 이용하였고, 영상분석은 ImageJ (http://imagej.nih.gov/ij) 소트트웨어를 이용하여 영상을 체계적으로 분석하였다. MR 파라메터에서의 bandwidth의 pixel에 대한 계산은 식 (1)을 이용하여 계산하였다.

$$BW_{pixel} = \frac{Total\ Receiver\ Bandwidth}{Number\ of\ Frequency\ Encode\ Pixels} \quad (1)$$

Frequency difference (Δf)는 식 (2)와 같이 정의된다.

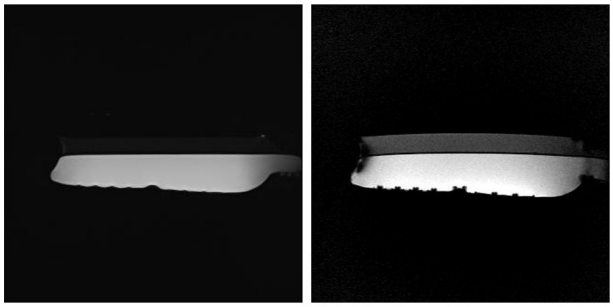
$$\Delta f = \delta \times f_L \quad (2)$$

식에 적용하는 δ는 화학적 이동의 값으로 3.5×10^{-6}이고, f L은 1.5T에서 63,800,000 Hz로 정의된다.

Chemical shift (pixels)는 식 (3)으로 계산하며, 1.5T에서 Larmor frequency가 63.8 MHz로 지방과 물에서 화학적 이동에 따른 3.5 ppm으로 정의하여 frequency difference = 63,800,000 Hz × 3.5 × 10^{-6} = 223.3 Hz로 산출된다.

$$Chemical\ Shift\ (pixels) = \frac{Frequency\ Difference\ (Hz)}{BW_{Pixel}\ (Hz/pixel)} \quad (3)$$

MR 1.5 T의 화학적 이동 거리에 대한 계산은 bandwidth 33 kHz와 100 mm FOV를 적용하여 식 (4)를 적용하여 산출하였다[19].



(a) (b)

Fig. 5. Chemical shift artifact in MR imaging for Dixon image pulse sequence water only image (a), and gradient echo pulse sequence image (c).

$$Chemical\ Shift\ Distance = \frac{Frequency\ Shift\ (Hz) \times FOV\ (mm)}{Bandwidth\ (Hz)} \quad (4)$$

3. 결 과

MR 펄스 시퀀의 T2 강조영상의 펄스 시퀀스에서 물 위에 위치하고 있는 지방이 소거되어 있으나 화학적 이동에 의한 아티팩트가 matrix 320 mm, bandwidth 140 Hz (pixel)에서 보였으며(Fig. 4a), matrix 512 mm, bandwidth 140 Hz (pixel) (Fig. 4b), T2 강조영상 펄스 시퀀스의 파라메터에서 matrix 320 mm, bandwidth 70 Hz (pixel)에서는 지방이 소거되어 있으나, 화학적 이동에 의한 영상이 다른 펄스 시퀀스의 영상에 비해 심하게 묘출되었다(Fig. 4c).

MR의 Dixon 기법에 의한 water only의 영상은 지방소거로 인한 화학적 이동에 의한 아티팩트가 소멸되었으나(Fig. 5a), gradient echo 펄스 시퀀스는 지방이 소거되어 있으나, 화학적 이동에 의한 영상이 묘출되었다(Fig. 5b).

MR 펄스 시퀀스에 따른 gray value를 산출하여 모든 펄스 시퀀스를 비교하였다. Fig. 6과 같이 T2 강조영상에서 획득한 영상에서는 화학적 이동 아티팩트가 발생하였으나, Dixon 기법의 water only의 영상에서는 지방이 소거된 균질한 영상이 묘출되었다.

지방과 물을 혼합한 팬텀의 영상을 ImageJ 소프트웨어를 plugin 기능의 surface plot image를 이용하여 펄스 시퀀스를 비교하였다. Dixon 기법에 대한 water only 영상은 지방소거가 이루어져 영상이 균질하게 획득되었지만(Fig. 7a), T2 강조영상은 화학적 이동에 의한 지방소거가 되지 않은 영상이 Fig. 7b와 같이 획득되었다. 또한, gradient echo 펄스시퀀스 영상은 지방소거가 불충분하게 이루어지고, 화학적 이동에 의한 아티팩트가 발생되었다(Fig. 7c).

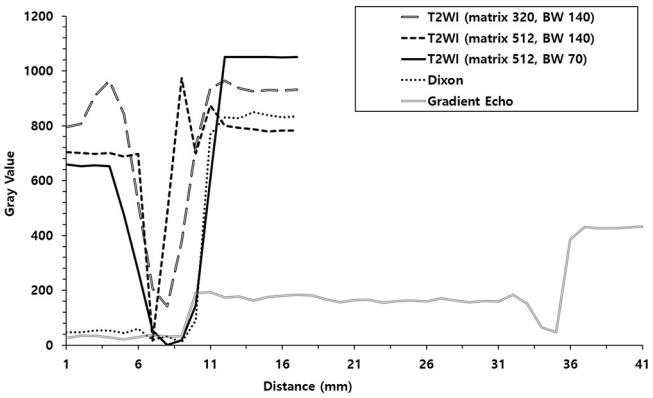


Fig. 6. Gray value comparison of Dixon, T2WI and gradient echo MR pulse sequence using of plot profile by the ImageJ software.

MR 파라메터에 따른 bandwidth는 BWpixel=33,000 Hz/320=103.12 Hz/pixel로 산출되었고, 연구에서 적용된 MR 1.5T의 Larmor frequency는 63.8 MHz로 지방과 물의 화학적 이동의 3.5 ppm으로 정의하여 계산하였다. 이러한 값을 적용하여 frequency difference=63,800,000 Hz×3.5×10^{-6}=223.3 Hz로 계산되었다. MR영상의 화학적 이동의 픽셀의 값은 chemical shift (pixels)=223.3 Hz/103.12 Hz/pixel=2.16 pixels로 산출되었다. MR 1.5 T의 화학적 이동의 거리에 대한 계산은 bandwidth 33 kHz와 100 FOV를 적용하여 223.3 Hz×100 mm/33,000 Hz=0.67 mm로 계산되었다.

4. 고 찰

본 연구에서는 지방소거를 위한 Dixon 펄스 시퀀스의 유용성을 평가하기 위해 T2 강조영상 및 gradient echo 펄스 시퀀스 기법을 적용하여 gray value 및 surface plot의 기능으로 영상을 비교하였다. 이러한 지방소거를 위한 MR 펄스 시퀀스는 frequency selective fat suppression은 비교적 신호대잡음비(SNR)의 감소 없이 빠른 시간 내에 효과적으로 지방소거를 할 수 있는 기법이다[20]. 그러나, 이러한 펄스시퀀스는 주자장의 균질도(homogeneity)에 영향을 받는다. 지방은 인체의 장기 주변에 많이 분포되어 있어서 필수적으로 MR 검사에서는 지방소거 펄스 시퀀스를 적용한 영상의 획득으로 지방소거에 따른 진단 및 평가가 가능해진다[21]. 또한 임상적으로 근골격계 조직의 지방 신호의 소거에 따른 아티팩트 제거 및 대조도 증강의 장점으로 진단적인 가치의 영상을 획득할 수 있으며, 지방소거는 유체에 민감한 시퀀스인 연골, 반월판, 골수 등에서 정상 조직과 병리 조직 사이의 대비를 증가시킨다[22]. 임상에서 진단을 위한 검사의 MRI은 지방소거를 통한 병변의 지방 함량을 특성화하고 진단적 가치를 얻는데 도움되며, 화학적 이동에 의한 영상의 아티팩트를 감소시는 검사에 적용을 하고 있다[23].

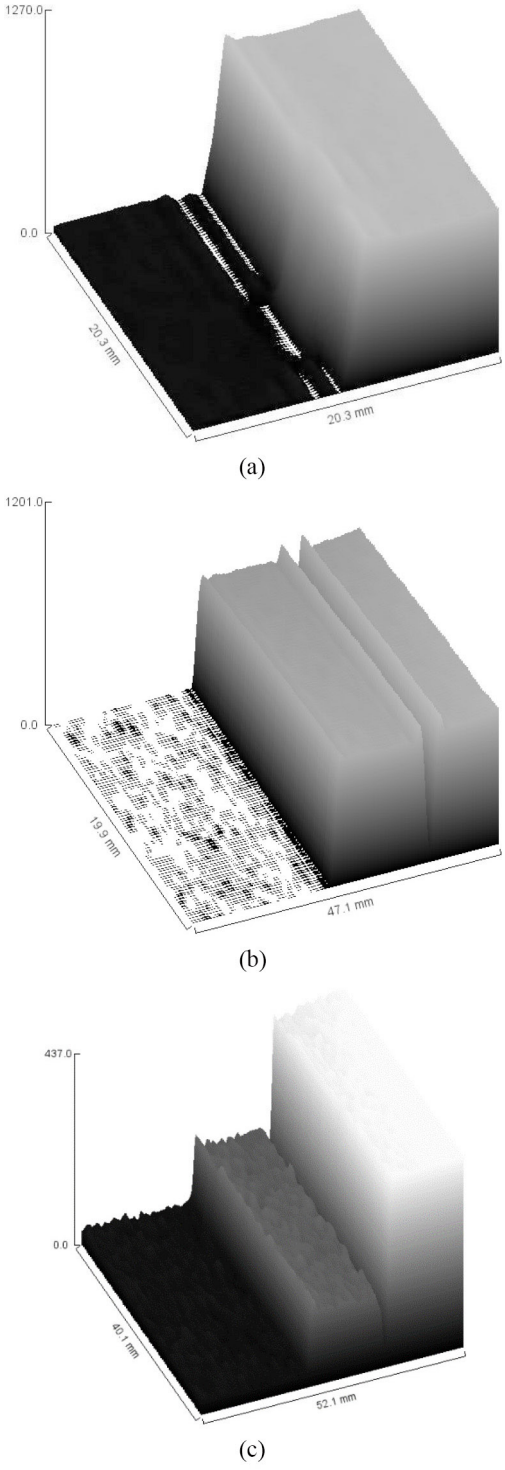


Fig. 7. Comparison of the oil in water phantom MR imaging for the Dixon pulse sequence of surface plot image (a), T2 weighted image (b), and gradient echo image (c).

Dixon 기법은 물과 지방의 위상(phase) 차이를 이용하여, 물과 지방이 같은 위상에 있을 때의 영상과 정반대 위상에 있을 때의 영상을 획득하고, 이차적으로 water-only 영상과 fat-only 영상을

재구성의 원리를 이용하는 방법이다. Dixon은 STIR에 비해 신호대잡음비(SNR)가 높으며 조영증강의 T1 강조 영상에 적용할 수 있고, frequency selective fat suppression과 비교해서 보다 균일한 지방소거 영상을 획득할 수 있다. 또한, receiver bandwidth를 높이는 것으로 readout 방향으로 gradient를 높이는 것은 inplane artifact를 줄이는 가장 효과적인 방법 중의 하나이다. 인체의 지방소거를 위한 대표적인 STIR (short tau inversion recovery)은 지방조직의 신호가 억제되고 T1과 T2값이 증가하는 병변에서는 높은 신호강도가 나타나는 펄스 시퀀스이다. 지방소거를 위한 펄스 시퀀스로 SPIR (spectral presaturation with inversion recovery) 및 SPAIR (spectral attenuated inversion recovery)에 대한 실험적인 연구 보고가 있고[24], PROSET (principle of selected excitation technique) 및 CHESS (chemical shift selective)과 Dixon 기법이 주로 사용되고 있으며[25], 지방소거의 획득을 위한 MR 펄스 시퀀스에 따른 영상의 획득은 이론적으로 장점과 단점을 가지고 있으며, SPIR은 CHESS기법에 STIR을 적용한 기법이고, CHESS는 화학적 이동을 이용하여 물과 지방을 선택적으로 적용하여 영상을 묘출하는 기법이고, STIR은 오랜 시간의 스캔으로 환자의 검사만족도를 저하시키는 단점이 있다. MR 검사에서 검사시간에 따른 환자의 만족도를 높이기 위해서 MR 스캔 시간을 단축하고 신호를 획득하기 위해 숙임각(flip angle)의 각도[26] 및 스캔 시간을 감소하기 위한 half scan의 연구가 있다[27]. 기존의 연구에서도 2D MRI에서 Dixon 기법과 CHESS, STIR 시퀀스를 비교하여 지방 억제 효과를 평가하여 Dixon 방법의 효과적인 지방소거를 보고하였다[28,29].

MR 파라메터에 따른 정량적인 분석에서 bandwidth가 103.12 Hz/pixel로 하여 frequency difference 223.3 Hz로 하여 계산되었다. 1.5 T에서는 약 220-225 Hz로 계산되며 본연구에서는 이에 포함되었다. MR영상의 화학적 이동의 픽셀 값은 2.16 pixels로 산출되었으며, 일반적으로 1.5T에서는 1.7에서 3.4 pixels의 범위의 값을 포함하고 있으며[30], chemical shift distance는 FOV가 100 mm에서 0.67 mm로 계산되었다.

연구의 제한점으로는 첫째는 지방소거를 위한 다양한 펄스 시퀀스에서 Dixon 기법 및 T2 강조영상 및 gradient echo의 펄스 시퀀스를 적용하여 물과 지방이 혼합된 팬텀에서 지방의 소거 기능을 평가하였으나, 다양한 지방소거 기법에 의한 영상평가를 위한 추가적이고 체계적인 메타분석을 적용한 연구가 필요하다. 둘째는 Dixon 기법과 다양한 MR 파라메터를 이용한 영상 평가가 필요하다. 셋째는 지방과 물을 혼합한 팬텀으로 화학적 이동에 대한 아피택트를 비교하였으나, 인체를 대상으로 하는 임상적인 영상 평가가 추가적으로 연구할 필요가 있다.

5. 결　론

본 연구에서는 지방소거를 위해 Dixon 기법, 및 T2 강조영상과 gradient echo 펄스 시퀀스로 지방 억제기법에 따른 화학적 이동의 영상을 비교하고 pixel 값과 화학적 이동 거리를 정량적으로 분석하였다. 결론적으로 지방소거를 위한 Dixon 기법은 다른 MR 펄스 시퀀스에 비해 지방을 소거하는 우수한 펄스 시퀀스로 평가되어 임상기관에서 지방 소거에 유용하게 적용할 수 있는 펄스 시퀀스이다.

참고문헌

1. Pokharel SS, KJ Macura KJ, Kamel IR and Zaheer A. 2013. Current MR imaging lipid detection techniques for diagnosis of lesions in the abdomen and pelvis. *Radiographics* **33**(3):681-702.
2. Kramer H, Pickhardt PJ, Kliewer MA, Hernado D, Chen GH, Zagzebski JA and Reeder SB. 2017. Accuracy of liver fat quantification with advanced CT, MRI, and ultrasound techniques: Prospective comparison with MR spectroscopy. *Am. J. Roentgenol*. **208**:92-100.
3. Reeder SB and Sirlin CB. 2010. Quantification of liver fat with magnetic resonance imaging. *Magn. Reson. Imaging. Clin. N. Am.* **15**(3):337-357.
4. Pezeshk P, Alian A and Chhabra A. 2017. Role of chemical shift and Dixon based techniques in musculoskeletal MR imaging. *Eur. J. Radiol*. **94**:93-100.
5. Kweon DC. 2016. Experimental study of chemical shift artifacts at 1.5T and 3.0T MRI using gradient echo pulse sequence. *J. Korean Soc. Radiol*. **10**(7):531-537.
6. Goo. 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.
7. 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.
8. 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.
9. 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.
10. Kweon DC. 2020. Evaluation of fat suppression using Turbo Inversion Recovery Magnitude MR pulse sequence in pilot phantom study. *J. Radiat. Ind*. **14**(2):179-185.
11. 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.
12. Panush D, Fulbright R, Sze G, Smith RC and Constable RT. 1993. Inversion-recovery fast spin echo MR imaging: efficacy in the evaluation of head and neck lesions. *Radiology* **187**(2):421-426.
13. Dixon WT. 1984. Simple proton spectroscopic imaging. *Radiology* **153**:189-194.
14. Ozgen A. 2017. The value of the T2-weighted multipoint Dixon sequence in MRI of sacroiliac joints for the diagnosis of active and chronic sacroiliitis. *AJR Am. J. Roentgenol*. **208**:603-608.
15. Hahn S, Lee YH and Suh J. 2018. Detection of vertebral metasta-

ses: a comparison between the modified Dixon turbo spin echo T2 weighted MRI and conventional T1 weighted MRI: a preliminary study in a tertiary centre. Br J Radiol. **91**:20170782.
16. Grimm A, Meyer H, Nickel MD, Nittka M, Radithel E, Chaudy O, Friedberger A, Uder M, Kemmler W, Quick HH and Engelke K. 2018. Evaluation of 2-point, 3-point, and 6-point Dixon magnetic resonance imaging with flexible echo timing for muscle fat quantification. *Eur J Radiol.* **103**:57-64.
17. Lins CF, Salmon CE, Nogueira-Barbosa MH. 2022. Applications of the Dixon technique in the evaluation of the musculoskeletal system. *Radiol. Bras*. **54**(1):33-42.
18. Ng SH, Al-Sabawi M, Wang J. Ling H, Zheng Y, Wei Q, Ding F and Litte E. 2015. FCC coprocessing oil sands heavy gas oil and canola oil. 1. Yield structure. *Fuel*. **156**:163-176.
19. Hood MN, Ho VB, Smirniotopoulos JG and Szumouwki J. 1999. Chemical shift: the artifact and clinical tool revisited. *Radiographics* **19**(2):357-371.
20. Choo JJ, Lee SJ and Lee YH. 2020. Metallic artifacts on MR imaging and methods for their reduction. *J Korean Soc Radiol.* **81**(1):41-57.
21. 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.
22. 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.
23. 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.
24. Lee S, Choi DS, Shin HS, Baek HJ, Choi HC and Park SE. 2018. FSE T2-weighted two-point Dixon technique for fat suppression in the lumbar spine: Comparison with SPAIR technique. *Diagnostic and Interventional Radiology* **24**(3):175-180.
25. 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.
26. 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.
27. 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.
28. Kirchgesner T, Perlepe V, Michoux N, Larbi A and Vande Berg B. 2017. Fat suppression at 2D MR imaging of the hands: Dixon method versus CHESS technique and STIR sequence. *Eur. J. Radiol*. **86**:358-364.
29. Kishida Y, Koyama H, Seki S, Yoshikawa T, Kyotani K, Okuaki T, Sugimura K and Ohno Y. 2018. Comparison of fat suppression capability for chest MR imaging with Dixon, SPAIR and STIR techniques at 3 Tesla MR system. *Magn. Reson. Imaging*. **47**:89-96.
30. Foster TH, Simon JH, Totterman S and Plewes DB. 1988. Applications of variable bandwidth imaging at 1 .5 T. Presented at the annual meeting of the Society for Magnetic Resonance Imaging, Boston, February.