Journal of RADIATION INDUSTRY
Vol. 19, No. 4, pp. 471-476, 2025
https://doi.org/10.23042/radin.2025.19.4.471

Original article

3.0 테슬라 자기공명영상을 활용한 인체 내 분자 이동 메커니즘에 대한 종합적 문헌 고찰

구 은 회[1,*]

[1]청주대학교 보건의료과학대학 방사선학과

A Comprehensive Literature Review on Molecular Transport Mechanisms in the Human Body Using 3.0 Tesla Magnetic Resonance Imaging

Eunhoe Goo[1,*]

[1]Department of Radiological Science, Cheongju University, 298, Daeseong-ro, Cheongwon-gu, Cheongju-si, Chungcheongbuk-do 28503, Republic of Korea

ABSTRACT In MRI, chemical shift depends on field strength and receiver bandwidth, producing distortion and artifacts. Centered on 3.0 T, we compared abdomen, kidney, lumbar spine, bladder, and a water–canola oil phantom using literature review and experiments across 1.5/3.0/7.0 T and 4-62.5 kHz (109-217 Hz/pixel) bandwidths. Artifacts were more conspicuous at 3.0 T than 1.5 T, while 7.0 T suffered from signal loss and susceptibility. Lower bandwidths increased artifacts, mirrored by phantom results, offering guidance for parameter optimization in high-field MRI.

Key words: Chemical Shift, Frequency, Magnetic field

1. 서 론

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging: MRI)은 주로 수소 원자(1H)에 강한 주자장(3.0T)을 걸어주고 이때 수소 원자가 가지는 세차 주파수(Larmor Frequency)에 해당하는 RF Pulse를 보내면 세차운동중인 수소 원자는 에너지를 흡수하여 공명(Resonance)하고 다시 이완(Relaxation)하며 신호를 방출하고 이를 이용하여 영상화하는 기법이다[1]. 이때 세차 주파수는 다음의 Eq. (1)을 따른다.

$$\omega_0(F) = \gamma B_0 \quad (1)$$

$\omega_0(F)$: 세차주파수(MHz)
γ: 자기회전비(gyromagnetic ratio)
B_0 : 외부 자기장의 세기(T)

위 식에 따라 수소 원자의 자기회전비는 일정하므로 세차 주파수는 외부자기장이 얼마나 강하게 걸려있는지에 따라 결정되는데, 이 세차 주파수의 차이는 영상 신호 획득에 영향을 미친다[2].

화학적 이동(Chemical Shift)은 MRI에서 발생하는 현상으로 물과 지방이 같이 있는 곳에서 주로 발생한다. MRI에서는 수소 원자를 이용하여 영상을 만들고 이런 수소 원자들이 다른 원자와 결합하게 되면 어떤 원자와의 결합을 이루고 있는지에 따라 주자장의 영향에 차이가 생기게 된다.

이러한 주자장의 영향 차이로 인해 주파수의 변화가 생기고 이때 물과 지방의 주파수 차이가 발생하여 영상에서 물과 지방이 같이 있는 부분(안구, 신장, 자궁 등)에서 지방이 낮은 주파수 방향으로 이동하여 주파수가 낮은 곳은 신호가 소실되어 어둡게, 주파수가 높은 곳은 신호가 강조되어 강한 신호로 나타나는 화학적 이동 인공물(Chemical Shift Artifact)이 발생하고 주파수의 차이가 자장의 세기와 비례하여 커지므로 고자장(Higher Field)에서 화학적 이동 인공물이 많이 나타난다(Fig. 1). 이러한 인공물은 영상 진단에서 원하는 정보의 소실이나 왜곡을 초래하기 때문에 일반적인 영상에서는 최대한 제거해야 한다.

하지만 이러한 화학적 이동을 이용하여 MRS (자기공명분광법)를 시행하는데, 이는 화학적 이동이 강하게 나타날수록 더욱 주위 신호와 구별할 수 있기 때문에 주 자장이 클수록 유리한 기법이다(1.5T 이상)[3]. 또한 위상부호화 경사자장(Phase Encoding Gradient)을 사용하여 여러 Voxel에 일치된 경사 자장을 부여함

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

Copyright© 2025 by Korean Society of Radiation Industry

***Corresponding author:** Eunhoe Goo
Tel: +82-43-229-7994, Fax: +82-43-229-7947, E-mail: gooeh@cju.ac.kr

Received 11 November 2025 **Revised** 19 November 2025 **Accepted** 20 November 2025

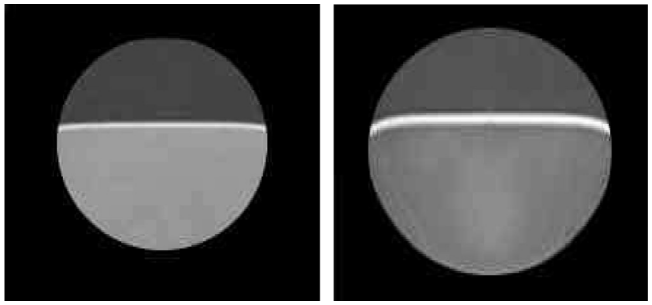

Fig. 1. Chemical Shift Artifact in 1.5T (a) / 3.0T (b) MRI.

으로써 Multi Voxel Spectroscopy를 가능하게하여 영상 전체의 스펙트럼 정보를 동시에 얻을 수 있는 화학적 이동 영상 CSI (Chemical Shift Imaging)도 시행되고 있다[4].

이렇게 화학적 이동을 이용하여 영상화도 가능하지만, 일반적인 영상에서는 화학적 이동 인공물로 인해 지방과 물이 같이 있는 부위의 검사에서 지방으로 둘러쌓인 구조물의 자세한 해부학적 정보가 소실되고, 진단에 어려움을 주기 때문에 화학적 이동 선택 포화(Chemical Shift Selective Saturation: CHESS), 단시간 반전 회복(Short TI Inversion Recovery: STIR), 최근에는 공간 반전 회복기법(Spectral Presaturation Inversion Recovery: SPIR) 등의 지방소거기법(Fat Suppression)을 이용하여 고신호강도의 지방 인공물을 제거할 수 있고, 지방을 소거하여 특정 부위 영상의 진단적 가치를 높이고 있다[5].

화학적 이동으로 인한 인공물은 영상 진단에 영향을 미치므로 화학적 이동이 주로 발생하는 부위나, 고자장 MRI 기기에서 발생할 수 있는 다른 부위에서의 화학적 이동을 문헌연구를 통해 부위별, 외부자장의 세기별로 파악하여 추후 MRI를 이용하는 연구자들에게 부위에 따른 화학적 이동의 발생정도와 연구 시 주의사항을 제공하고자 한다.

2. 대상 및 방법

2.1. 화학적 이동의 물리적 이론

2.1.1. 화학적 이동

화학적 이동은 지방과 물의 수소원자의 결합 구조에 따른 주자장으로부터 받는 영향의 차이로 인하여 발생하는 주파수의 차이에 의하여 발생하는 현상이므로 장비의 주자장의 세기에 따라 달라진다. 1.5T에서는 약 220 Hz, 3.0T에서는 약 440 Hz로 자장의 세기에 따라 주파수 차이가 다른 점을 보완하기 위해 Parts Per Million (ppm) 단위를 사용하여 화학적이동의 정도를 주자장의 세기에 의존하지 않고 표현한다. ppm은 기준 물질과의 화학적 이동의 정도를 나타내는 단위로 사용되며 다음과 같은 Eq. (2)을 따른다[6].

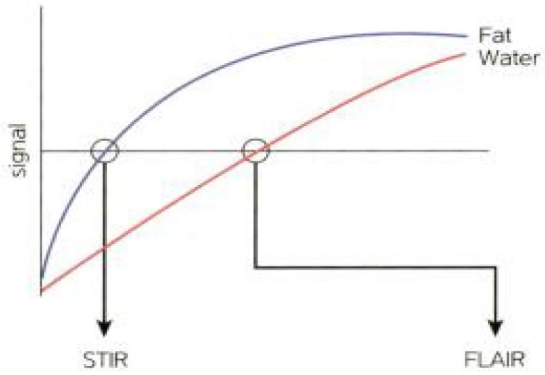

Fig. 2. STIR (Short TI Inversion Recovery) Method.

$$\text{Chemical Shift } (\delta) = \frac{V^{i} - V^{ref}}{V^{0}} \times 10^{6} \quad (2)$$

V^{0}: 화학 결합을 하지 않는 핵의 공명 주파수
V^{i}: 화학 결합상태에서 경험하는 실제 주파수
V^{ref}: 기준으로 정한 물질의 주파수

이렇게 ppm 단위로 표현한 물 분자는 4.7 ppm, 지방은 1.2 ppm으로 둘의 차이는 3.5 ppm이 되게 된다. 이렇게 두 차이로 인하여 지방이 낮은 주파수 영역으로 이동하여 신호의 차이가 생겨 영상에 인공물이 생긴다.

2.1.2. 지방소거기법

2.1.2.1. 단시간 반전 회복(STIR)

STIR기법은 반전시간(TI)을 짧게 주어 지방의 T1 이완시간이 물보다 짧은 점을 이용해 지방의 신호를 억제하는 기법으로, 180° RF Pulse를 먼저 인가하여 -Z 방향으로 조직의 신호를 반전시키고, 지방이 Nulling Point에 도달하는 시점을 TI로 정하여 90°, 180° RF Pulse를 인가 해 영상을 얻는다(Fig. 2) [7].

2.1.2.2. 화학적 이동 선택적 포화(CHESS)

CHESS기법은 특정 조직의 주파수에 해당하는 선택 펄스를 이용하여 조직의 종축자화를 억제하고, Spoiling Gradient를 이용해 횡축자화까지 억제한다. 이러한 Squence를 통하여 지방같은 특정 조직의 신호를 억제한 영상을 얻는다[8].

2.1.3. 분석 대상

무작위로 선정한 Abdomen, Kidney, L-Spine, Bladder, Phantom부위에 대한 PACS 영상을 비교 분석하였다. Phantom은 물과 Canola Oil을 혼합하여 만든 팬텀으로 Parameter들을 변경하여 촬영한 영상을 비교 분석하였다.

2.1.4. 문헌분석 장비

첫째 대상 장비로는 1.5T (Magnetom Aera, Siemens Healthcare), 3.0T (Magnetom Skyra, Siemens Healthcare), 7.0T (Magnetom 7T, Siemens Healthcare)를 사용하여 검사하였고 둘째 대상 장비는 1.5T, 3.0T의 Achieva, Philips Medical Systems을 사용하여 검사하였다. 셋째 대상 장비로는 3.0T의 Twinspeed, GE Helthcare을 사용하여 검사하였다. 넷째, 다섯 째는 3.0T의 Twinspeed, GE Helthcare와 1.5T, 3.0T의 Achieva, Philips Medical Systems 을 사용하여 검사한 데이터이었다.

3. 결 과

3.1. Abdomen 부위 검사에서의 결과

Abdomen은 2D FLASH와 T2 강조 TSE Sequence를 사용하고 1.5T, 3.0T, 7.0T의 주자기장 강도에 더불어 각 다음 표에 따른 변수를 적용하여 검사하였다(Table 1, 2).

2D FLASH 영상에서는 자기장의 강도에 따라 화학적 이동이 강하게 나타나 영상의 품질이 전반적으로 저하되었으며, T2 TSE 영상에서는 자기장 강도에 따라 1.5T보다 3.0T에서 화학적 이동이 강하게 나타났으나, 7.0T에서의 경우 영상의 신호 손실로 인하여 영상의 평가가 불가능했다[9].

3.2. Kidney 부위 검사에서의 결과

Kidney는 1.5T에서 TR/TE를 500/160ms Matrix를 240×219, 절편두께를 5 mm로, 3.0T에서는 TR/TE를 1232/80 ms, Matrix를 252×220, 절편 두께 5mm로 Single-Shot Turbo Spin Echo Sequence를 이용하여 검사하였다. Kidney와 주변 조직 사이에 1.5T에서의 영상에서도 화학적 인공물이 발생했지만, 3.0T에서는 확연히 강하게 나타난 것을 확인하였다(Fig. 3)[10].

3.3. L-Spine 부위 검사에서의 결과

L-Spine은 3.0T에서 Bandwidth를 각 62.5k, 4kHz, Flip Angle은 90°, TR/TE 1000/2.3ms으로, 2D Ultrashort Echo Time Sequence를 이용하여 영상을 얻은 결과, Bandwidth를 62.5kHz로 검사했을 때는 척추체와 척추간판 사이 인공물이 식별되지 않았지만, 4kHz로 검사하였을 때는 척추체에 인접한 척추간판 상, 하단에서 인공물이 식별되었다(Fig. 4)[11].

Table 1. Magnetic-Field-Dependent Parameters of MRI Pulse Sequence in 2D FLASH

2D FLASH	TR	TE	FOV	MATRIX	Flip Angle	Bandwidth
1.5T	162	2.34	350×263	288×230	70	290
3.0T	234	2.8	350×263	320×224	70	210
7.0T	193	3.57	350×263	448×448	70	410

*FLASH:fast low angle shot

Table 2. Magnetic-Field-Dependent Parameters of MRI Pulse Sequence in T2 TSE

T2 TSE	TR	TE	FOV	MATRIX	Flip Angle	Bandwidth
1.5T	3900	83	350×263	256×256	180	260
3.0T	3960	96	350×263	320×224	160	260
7.0T	3500	90	350×263	320×224	150	244

*TSE:Turbo spin echo

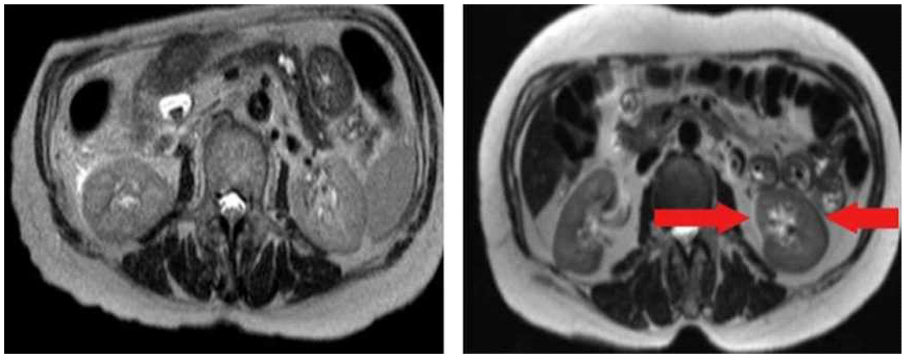

Fig. 3. Single-shot TSE (SSh-TSE) Images at 1.5T (Left) and 3.0T (Right): A Comparison. The arrows indicate the regions where the chemical shift appears.

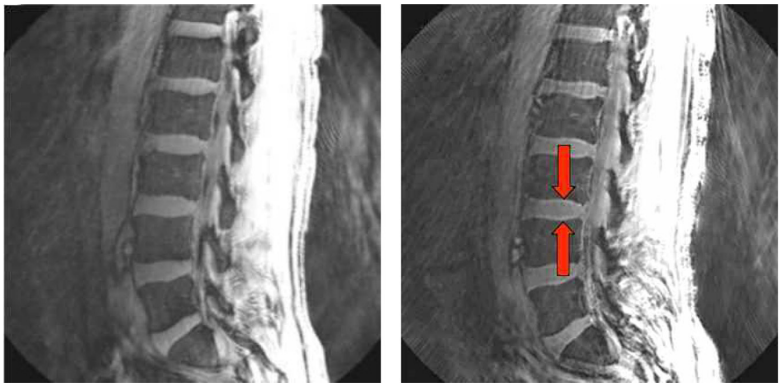

Fig. 4. Comparison of 62.5 kHz (left) and 4 kHz (right) images at 3.0T high magnetic field in lumber spine. The arrows indicate the chemical shift at each frequency.

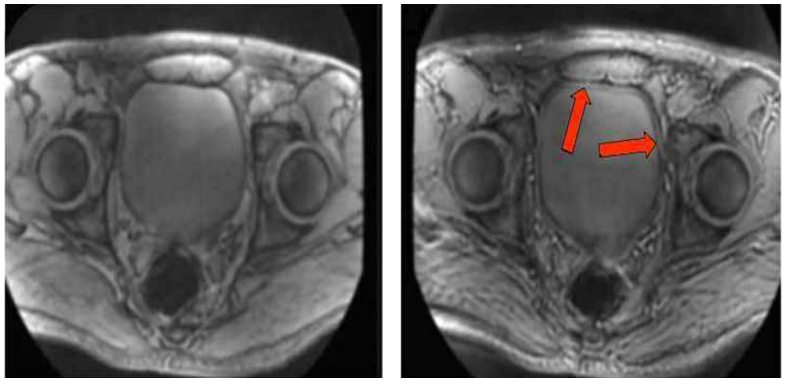

Fig. 5. Comparison of 62.5 kHz (left) and 4 kHz (right) images at 3.0T high magnetic field in bladder images.

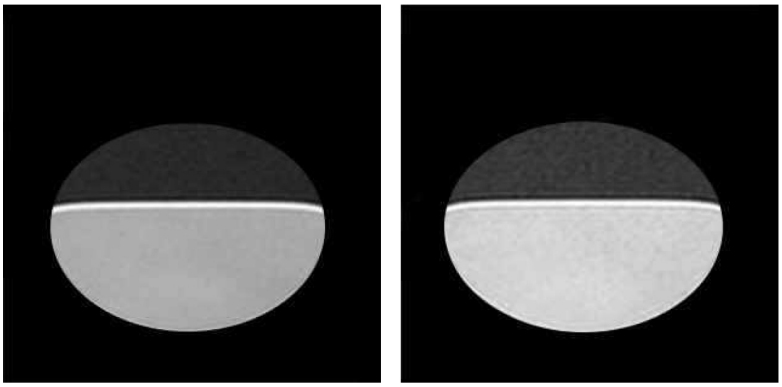

Fig. 6. Comparison of 109 Hz (left) and 217 Hz (right) images at 1.5T magnetic field in Phantom images.

3.4. Bladder 부위 검사에서의 결과

Pelvis는 3.0T에서 Bandwidth를 각 62.5 k, 4 kHz, Flip Angle은 90°, TR/TE 1000/2.3 ms으로, 2D Ultrashort Echo Time Sequence를 이용하여 영상을 얻은 결과, 62.5 kHz에서는 인공물이 식별되지 않은 반면 4 kHz에서는 방광의 소변과 방광을 둘러싼 주변 골반 조직사이에서 화학적 이동 인공물이 식별되었다 (Fig. 5)[11].

3.5. Phantom에서의 결과

팬텀은 1.5T에서 Bandwidth를 각 109, 217 Hz, Flip Angle은 25°, TR/TE 837/25 Matrix size 256×256 절편두께는 3 mm로 검사하였고, 3.0T에서는 같은 조건에서 TR/TE를 760/16으로 설정하여 검사하여 영상을 얻었다. 1.5T에서는 Bandwidth를 109 Hz로 했을 때 217 Hz에 비해 물과 기름 사이 인공물이 강하게 나타났다. 3.0T에서도 Bandwidth를 109 Hz가 217 Hz에 비해 인

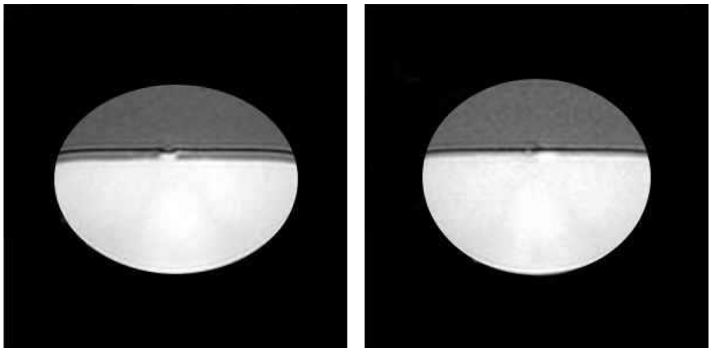

Fig. 7. Comparison of 109 Hz (left) and 217 Hz (right) images at 3.0T magnetic field in Phantom images.

공물이 강하게 나타났고, 1.5T에서보다 3.0T에서 자장의 세기에 따른 주파수 변화가 가중되어 인공물이 심하게 나타났다(Fig. 6, 7)[12].

4. 결론 및 고찰

화학적 이동은 조직 간의 원자 결합 형태에 따라 주파수의 변화로 인한 필연적인 현상으로 MRI 검사에서는 화학적 이동으로 인한 인공물이 발생해 구성 성분이 다른 조직의 경계면이나 지방으로 둘러싸인 구조물의 경우 해부학적 형태를 소실하여 진단에 어려움을 준다.

이러한 화학적 이동이 발생하는 부위는 주로 안구, 신장 등이 있지만, 이외의 부위에서도 조직 간 구성 성분의 차이로 인하여 발생하는 경우가 생긴다.

첫째 대상이었던 복부의 경우 자기장의 세기의 증가에 따른 화학적 이동의 변화를 판단하기 용이했지만, 2D FLASH에서의 경우 자기장의 세기뿐 아니라 다른 매개 인자들의 변화로 정확한 평가가 어렵고, 7.0T의 경우 화학적 이동을 평가하기 이전에 영상의 품질 저하로 T2 강조 영상에서의 어려움이 확인되어 일반적으로 적용하기에는 어려움이 있어 7.0T 장비가 활용되기 위해서는 앞으로 자기장의 균일성을 위한 RF 코일이나 펄스 개발이 필요할 것으로 보인다. 신장에서는 자기장의 세기를 1.5T에서 3.0T로 변경함에 따라 화학적 이동의 발생 강도가 강해지는 것을 확인하였고, 허리뼈와 방광에서는 Bandwidth를 62.5, 4 kHz로 변경하여 검사한 결과 Bandwidth가 작아짐에 따라 화학적 이동이 발생하는 것을 확인하였다.

팬텀의 경우에는 물과 지방이 아닌 물과 기름을 이용하여 만든 팬텀이었음에도 화학적 인공물이 발생하였고, Bandwidth를 높임에 따라 화학적 이동 인공물이 적게 발생하는 것을 확인하였다.

이번 연구를 통하여 화학적 이동에 관여하는 자기장의 세기, Bandwidth의 변화에 따른 화학적 이동의 발생 정도와 일반적으로 물과 지방만 생각하여 고려하지 못한 부위인 요추와 물과 기름으로 만든 팬텀 사이에도 화학적 이동이 발생하는 것을 확인해 물과 지방이 아닌 물질과 물질 사이 주파수 차이가 있으면 화학적 이동이 발생할 수 있다는 것을 확인했다. 하지만 화학적 이동이 발생한 영상과 이에 따라 자기장이나 매개 인자를 변경하여 다시 검사한 영상을 찾는 데 한계가 있어 활용된 문헌의 수가 적어 아쉬움이 있다. 하지만 이론과 같은 결과를 보여주어 추후 후속 연구에 활용되기 용이할 것으로 사료된다.

임상에서는 정확한 진단에 어려움을 주는 화학적 이동 인공물은 최대한 영상의 왜곡이 일어나지 않도록 STIR 기법이나 CHESS 기법 등의 지방 소거 기법을 이용하여 억제하는 것이 바람직하다. 이런 기법을 적용하기 어려운 부위의 경우에는 Bandwidth를 높이거나, 3.0T보다는 1.5T의 MRI 장비를 이용하는 등의 노력이 필요할 것으로 보인다.

하지만 이런 일반적 영상과 달리 CSI나 MRS의 경우는 인체를 비침습적으로 병변이 발생한 부위를 파악할 수 있는 기법으로 특히나 뇌종양을 포함한 신경질환의 대사 정보를 파악하기 용이하다[13].

사 사

본 논문은 2025.03.01.-2027.02.28에 청주대학교 보건의료과학연구소가 지원한 학술연구조성비(특별연구과제)에 의해 연구되었음.

*청주대학교 보건의료대학 교수

참고문헌

1. Marzola P, Osculati F and Sbarbati A. 2003. High field MRI in preclinical research. *Eur. J. Radiol*. **48**(2):165-170. https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2003.08.007.
2. Kiselev VG. 2019. Larmor frequency in heterogeneous media. *J. Magn. Reson*. **299**:168-175. https://doi.org/10.1016/j.jmr.2018.12.008.
3. Igarashi H, Takeda M, Natsumeda M, Fujii Y. 2021. [Proton magnetic resonance spectroscopy (H-MRS)]. *No. Shinkei. Geka.* **49**(2):438-444. https://doi.org/10.11477/mf.1436204411.
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. https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2017.06.011.
5. Weis J, Ericsson A and Hemmingsson A. 1998. Chemical shift artifact-free imaging: a new option in MRI? *Magn. Reson. Imaging* **16**(7):839-44. https://doi.org/10.1016/S0730-725X(98)00006-X.
6. Han MS, Cho DH, Yang HS, Jin KS and Eo IS. 2007. The clinical usefulness of fat suppression by chemical shift selective (CHESS) pulse in MRI. *KIPS Trans Part B.* **14**(6):431-436. https://doi.org/10.3745/KIPSTB.2007.14.6.431.
7. Jones A, Bray TJP, Mandl P, Hall-Craggs MA, Marzo-Ortega H and Machado PM. 2019. Performance of magnetic resonance imaging in the diagnosis of axial spondyloarthritis: a systematic literature review. *Rheumatology (Oxford)* **58**(11):1955-1965. https://doi:10.1093/rheumatology/kez172.
8. Arizono E, Tanei ZI, Iijima K, Kimura Y, Shigemoto Y, Maki H, Kusama M, Murayama K, Iwasaki M, Saito T, Saito Y, Saito K and Sato N. 2024. MRI detection of mild malformation of cortical development with oligodendroglial hyperplasia (MOGHE) on T1WI-CHESS. *Epilepsy. Behav. Rep.* **26**:100674.
9. Laader A, Beiderwellen K, Kraff O, Maderwald S, Wrede K, Ladd ME, Lauenstein TC, Forsting M, Quick HH, Nassenstein K and Umutlu L. 2017. 1.5 versus 3 versus 7 Tesla in abdominal MRI: A comparative study. *PLoS One* **12**(11):e0187528. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0187528.
10. Goo, EH. 2016. Assesment Of Image Quality in the Abdominal Magnetic Resonance Imaging: Comparison with 1.5 T and 3.0 T. *J. Korean Soc. Radiol.* **10**(5):367-373. https://doi.org/10.7742/JKSR.2016.10.5.367.
11. Bydder M, Carl M, Bydder G and Du J. 2021. MRI chemical shift artifact produced by center-out radial sampling of k-space: a potential pitfall in clinical diagnosis. *Quant. Imaging Med. Surg*. **11**(8):3677-3683. https://doi.org/10.21037/qims-21-115.
12. 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. https://doi.org/10.7742/JKSR.2016.10.7.531.
13. Chang KS, Son BC, Kim MC, Choi BG, Kim EN, Kim BS, Choe BY, Baik HM, Hong YK and Kang JK. 2000. Proton Magnetic Resonance Chemical Shift Imaging (1H-CSI)-directed Stereotactic Brain Biopsy. *J. Korean Neurosurg. Soc*. **29**(12):1606-1611.