

Consideration on Methods to Suppress Metal Artifacts Caused by Spinal Fusion during Spine MRI Study

Se-Jong Yoo¹, Soon-Yong Kwon², Seong-Ho Kim^{3,*}

¹Department of Radiological, Science, Konyang University

²Department of Radiology Konkuk University Medical Center

³Department of Radiological Technology, Daejeon Health Institute of Technology

Received: November 27, 2023. Revised: December 27, 2023. Accepted: December 31, 2023.

ABSTRACT

This study aimed to present a method to effectively suppress metal artifacts caused by spinal fusion surgery during spinal MRI study. For this purpose, a phantom made of spinal surgery screws was created to reproduce the metal artifact. Then, images were acquired with 1.5T and 3.0T MRI to evaluate changes in metal artifacts according to magnetic field strength. In addition, metal artifacts were evaluated by increasing the receive bandwidth to 200, 400 and 800 Hz/PX. As a result, metal artifacts occurring in images obtained from the 1.5T MRI decreased by approximately 52.2% compared to images obtained from the 3.0T MRI, showing a significant difference ($p < 0.05$). In particular, the signal loss and signal pile up areas were reduced by approximately 52.81% and 42.71%, respectively, showing a significant effect in suppressing metal artifacts. On the other hand, when images were acquired while increasing the receive bandwidth from 200 to 800 Hz/PX, there was no significant effect, with a decrease of up to 8.93% for the 1.5T MRI and up to 10.98% for the 3.0T MRI ($p > 0.05$). As a result of this study, increasing the receive bandwidth reduced signal loss and reduced some metal artifacts, but did not have a significant effect because it did not suppress signal pile up. However, when the magnetic field strength was reduced from 3.0T to 1.5T, signal loss and signal pile up were greatly reduced, effectively improving the metal artifact. Therefore, in order to suppress metal artifacts caused by spinal fusion surgery, study using a low magnetic field MRI can be said to be the most effective method.

Keywords : Spinal Fusion Surgery, Spine MRI, Metal Artifact, Magnetic Field Strength, Receive Bandwidth

I. INTRODUCTION

현대 사회의 잘못된 생활 습관 및 자세로 인해 허리 통증을 호소하는 환자들이 늘어나고 있다. 척추 질환 중 요추 부위의 퇴행성 질환(degenerative disease)은 척추의 불안정(instability), 전후방 전위증(spondylolisthesis, retrospondylolisthesis), 추간판 탈출증(herniated disc), 요추관 협착증(stenosis) 등이 있으며 증상이 가벼운 경우 약물 치료(drug treatment), 물리 치료(physiotherapy), 신경 차단술(nerve root block), 신경 성형술(percutaneous epidural neuroplasty) 등을

통해 증상을 완화할 수 있다. 하지만 보행이 어렵거나 증상이 심한 경우 척추 내시경 감압술(posteriorsternoscopic lumbar decompression)이나 척추 유합술(spondylodesis)과 같은 수술적 치료가 필요하다^[1,2]. 척추 유합술이란 퇴행성 변화가 발생한 인대와 뼈 그리고 디스크를 제거한 후 척추 유합용 인공뼈를 삽입하고 나사못으로 척추를 고정하는 수술법이다. 척추 유합술은 근본적으로 병변을 제거함으로써 통증을 완화해주고 신경 회복을 도모하는 장점이 있다^[3].

척추 유합술의 수술 건수는 미국에서 1998년부

* Corresponding Author: Seong-Ho Kim

E-mail: pooh79@hit.ac.kr

Tel: +82-42-670-9174

터 2014년까지 88% 증가할 정도로 계속해서 증가하였고 수술에 따른 합병증 또한 늘어나고 있다[4]. 척추 유합술의 주요 합병증으로는 고정 기기의 변위(displacement), 경막 손상, 혈청종, 혈종, 감염, 디스크 재발, 섬유증, 지주막염, 근막염 등이 있다[5]. 자기공명영상(magnetic resonance imaging, MRI) 검사는 높은 해상도와 대조도의 장점이 있으며 척추 유합술 시행 후 예후를 평가하는데 중요한 수단이 되고 있다[6]. 하지만 자기장을 이용하는 MRI 검사의 원리로 인해 금속물을 삽입하는 척추 유합술은 금속 인공물을 발생시켜 영상의 진단적 가치를 떨어뜨릴 수 있어 관리와 개선이 필요하다[7].

금속 인공물(metallic artifact)은 금속의 높은 자화 감수성(susceptibility)으로 인해 자기장의 왜곡을 유발한다[8]. 그리고 이러한 자기장의 왜곡은 T2* 이완을 활성화해 급격한 신호의 감소를 초래한다. 또한 경사 자기장을 왜곡시켜 신호의 기하학적 변동을 유발해 신호 감소(signal loss) 현상과 신호 누적(signal pile up) 현상이 발생한다[9]. 금속 인공물은 인접한 물질의 자화 감수성의 차이로 발생하는데 자화 감수성 인공물은 자기장의 세기와 비례하기 때문에 저 자기장 MRI 장치를 사용하는 것이 유리하다. 그리고 높은 수신대역폭을 사용하면 주파수 변화로 인해 발생하는 부호화의 오류를 감소시켜 기하학적 왜곡을 감소할 수 있다[10]. 그 외 금속 인공물을 감소시키기 위해 별도로 고안된 시퀀스(sequence)를 활용하는 방법이 있지만, 장비 적 제한이나 검사 시간이 길다는 한계가 있다[11,12].

척추 유합술 시행에 따른 금속 인공물은 척추 주변의 해부학적, 병리학적 진단적 가치를 떨어뜨리기 때문에 적절한 검사 방법에 대한 정립과 기준이 필요하다. 하지만 척추 MRI 검사의 요양 급여와 관련된 표준 영상이나 특수 의료 장비로써 수행되는 임상 영상 검사 기준에도 이와 관련된 내용 및 기준이 없어 금속 인공물과 관련된 영상 화질 관리가 전무한 상황이다. 따라서 금속 인공물과 관련된 기준이 마련되기 위해서는 다양한 환경에서의 최적화된 검사 방법이 필요하고 명확한 결과를 기반으로 한 검사 기준이 정립될 필요가 있다[13,14].

본 연구에서는 척추 유합술에서 사용되는 수술

용 나사로 팬텀을 제작해 금속 인공물 발생 환경을 재현하였다. 그리고 1.5T, 3.0T MRI 장치를 이용하여 수신대역폭을 변화시키며 금속 인공물의 발생 정도를 정량적으로 분석했다. 이를 통해 척추 유합술을 시행한 환자를 대상으로 금속 인공물을 효과적으로 억제할 수 있는 검사 방법을 제시하고자 하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 연구 재료

실험은 1.5T 그리고 3.0T MRI (Magnetom Avanto, Skyra, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) 장치와 척추 전용 코일을 사용하였다. 그리고 MRI 검사 시 금속 인공물 유발을 위해 티타늄 합금으로 제작된 척추 수술용 나사(CD HORIZON SOLERA Spinal System, Medtronic, Minneapolis, Minnesota, US)를 밀폐 용기에 고정된 후 초음파 검사용 젤(gel)을 채워 팬텀을 제작하였다.

2. 검사 방법

MRI 검사는 팬텀을 대상으로 고속 스핀 에코 기법(turbo spin echo technique, TSE)을 이용하여 T2 대조도 강조 영상 획득하였다. 영상은 나사의 장축에 평행하도록 시상면(sagittal)으로 획득하였다. 그리고 나사의 중심을 기준으로 총 15개의 단면을 획득하였다.

Table 1. Study parameters

Parameters	Value
TR (ms)	4000
TE (ms)	82
FOV (mm ²)	260
Matrix size	320 × 320
Thickness/gap (mm)	4/0
NEX	2
Bandwidth (Hz/PX)	200, 400, 800
Slices number	19
refocusing FA(°)	150
ETL	16

NEX : number of excitations, ETL : echo train length, PX : pixel

자기장의 세기에 따른 금속 인공물의 차이를 비교하기 위해 1.5T, 3.0T MRI 장치를 이용해 영상을 획득하였다. 그리고 각 장비에서 수신대역폭에 따른 금속 인공물의 차이를 비교하기 위해 수신대역폭을 200, 400, 800 Hz/PX(pixel)으로 증가시키며 영상을 획득하였다. 나머지 조건은 모두 동일하게 설정하였고 Table 1의 내용과 같다. 그리고 각각의 조건으로 5회 반복적으로 획득하여 비교 분석하였다.

3. 분석 방법

금속 인공물의 크기를 정량적으로 평가하기 위해 Image J (Image J, 1.53t, National Institutes of Health, USA) 프로그램을 사용하여 인공물의 면적을 측정하였다. 금속 인공물의 면적은 Fig. 1과 같이 복셀(voxel) 내 탈위상(dephase)으로 인한 신호 감쇄 영역과 신호의 공간적 왜곡으로 발생하는 신호 누적 영역으로 구분하여 측정하였다. 신호 누적

영역은 팬텀에서 인공물이 없는 정상 부위의 신호 값을 기준으로 1.5배 이상인 영역으로 하였고 신호 감쇄 영역은 0.5배 이하인 영역으로 하였다^[15]. 그리고 최종적인 금속 인공물의 면적은 신호 소실 영역과 신호 누적 영역의 합으로 정하였다.

4. 통계 분석

자기장의 세기에 따른 금속 인공물의 차이가 있는지 평가하기 위해 1.5T, 3.0T MRI 장치로 획득한 영상을 대상으로 대응 표본 t-검정(paired sample t-test)을 시행하였다. 그리고 각각의 장치별 수신대역폭에 따른 금속 인공물의 차이가 있는지 평가하기 위해 장치별 200, 400, 800 Hz/PX 그룹을 대상으로 일원 배치 분산분석(one-way ANOVA)을 시행하였다. 이를 위해 SPSS 23 프로그램(IBM Corp., Armonk, N.Y., USA)을 사용하였고 유의 수준은 0.05 미만으로 하였다.

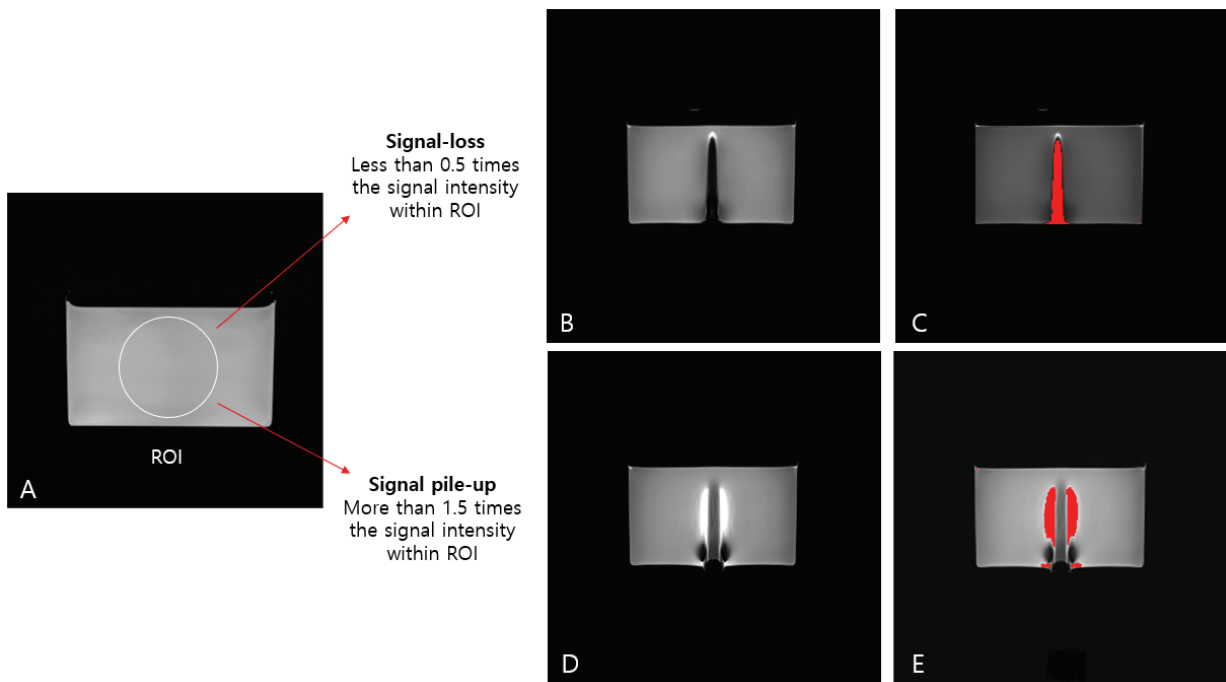


Fig. 1. Methods for quantitative measurement of metal artifacts. An ROI (A) was set in the area without artifacts in the phantom. And in the image (B), the area showing a signal intensity less than 0.5 times within the ROI was considered a signal loss area (C) (red). In addition, the area in the image (D) showing a signal intensity more than 1.5 times within the ROI was considered a signal pile up area (E) (red).

III. RESULT

1. 자기장의 세기에 따른 결과

획득한 15개의 단면 영상에서 자기장의 세기에 따른 금속 인공물의 면적을 비교한 결과, Fig. 2와 같이 나타났다. 1.5T MRI 장치의 경우, 신호 감쇄 영역이 평균 144.9 mm², 신호 누적 영역이 평균 34.17 mm²로 나타났다. 금속 인공물이 발생한 총면적은 평균 178.62 mm²로 나타났다. 반면, 3.0T MRI 장치의 경우, 신호 감쇄 영역이 평균 307.04 mm², 신호 누적 영역이 평균 66.62 mm²로 나타났다. 금속 인공물이 발생한 총면적은 평균 373.66 mm²로 나타났다.

2. 수신대역폭에 따른 결과

장비별 수신대역폭을 증가시키며 획득한 영상을 분석한 결과 Fig. 3과 같이 나타났다. 1.5T MRI 장치에서 수신대역폭을 200 Hz/PX로 적용한 경우, 신호 감쇄 영역이 평균 155.65 mm², 신호 누적 영역이 평균 32.9 mm²로 나타났다. 금속 인공물이 발생한 총면적은 188.55 mm²로 나타났다. 수신대역폭을 400 Hz/PX로 적용한 경우, 신호 감쇄 영역이 평균 141.16 mm², 신호 누적 영역이 평균 35.86 mm²로 나타났다. 금속 인공물이 발생한 총면적은 175.59 mm²로 나타났다. 수신대역폭을 800 Hz/PX로 적용한 경우, 신호 감쇄 영역이 평균 135.6 mm², 신호 누적 영역이 평균 36.12 mm²로 나타났다. 금속 인공물이 발생한

총면적은 171.72 mm²로 나타났다.

같은 조건으로 3.0T MRI 장치에서 검사한 결과, 수신대역폭을 200 Hz/PX로 적용한 경우, 신호 감쇄 영역이 평균 334.61 mm², 신호 누적 영역이 평균 64.06 mm²로 나타났다. 금속 인공물이 발생한 총면적은 398.67 mm²로 나타났다. 수신대역폭을 400 Hz/PX로 적용한 경우, 신호 감쇄 영역이 평균 299.86 mm², 신호 누적 영역이 평균 67.55 mm²로 나타났다. 금속 인공물이 발생한 총면적은 367.4 mm²로 나타났다. 수신대역폭을 800 Hz/PX로 적용한 경우, 신호 감쇄 영역이 평균 286.65 mm², 신호 누적 영역이 평균 68.24 mm²로 나타났다. 금속 인공물이 발생한 총면적은 354.89 mm²로 나타났다. 변수에 따른 MRI 영상은 Fig. 4와 같다.

3. 통계 결과

자기장의 세기에 따른 금속 인공물의 차이가 있는지 평가하기 위해 시행한 대응 표본 t-검정 결과, Table 2와 같이 1.5T MRI 장치와 3.0T MRI 장치에서 획득한 영상의 금속 인공물에 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<0.00). 반면, 장비별 200, 400, 800 Hz/PX 그룹을 대상으로 일원 배치 분산분석을 시행한 결과, Table 3과 같이 1.5T MRI 장치에서는 유의 확률(p)값이 0.919로 나타나 금속 인공물의 차이가 없는 것으로 나타났다. 더불어 3.0T MRI 장치에서도 유의 확률(p)값이 0.793으로 유의한 차이가 없었다.

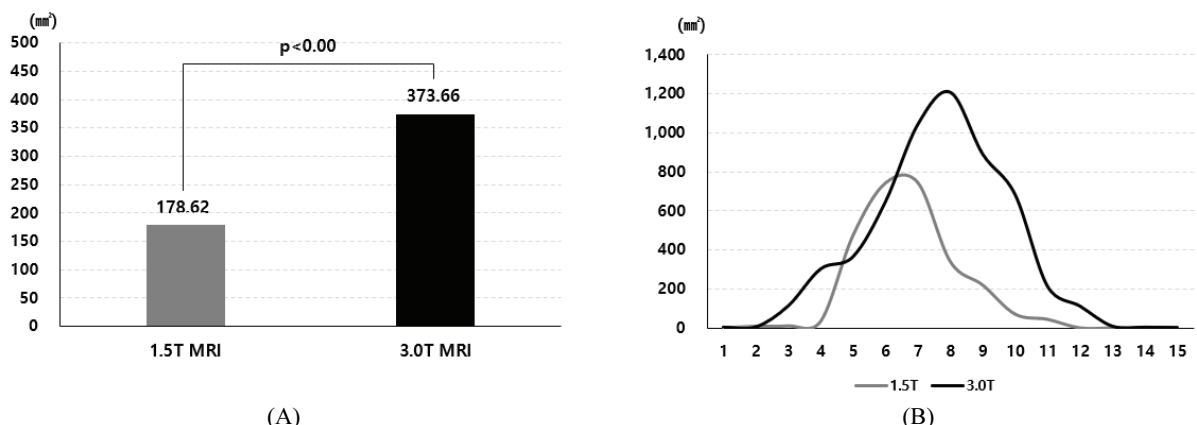


Fig. 2. Metal artifacts depending on magnetic field strength. (A) metal artifact in the images examined with the 1.5T MRI had an average of 178.62 mm² and metal artifact in the images examined with the 3.0T MRI had an average of 373.66 mm²(p<0.00). (B) It can be seen that the size of metal artifacts at each image location depending on magnetic field strength.

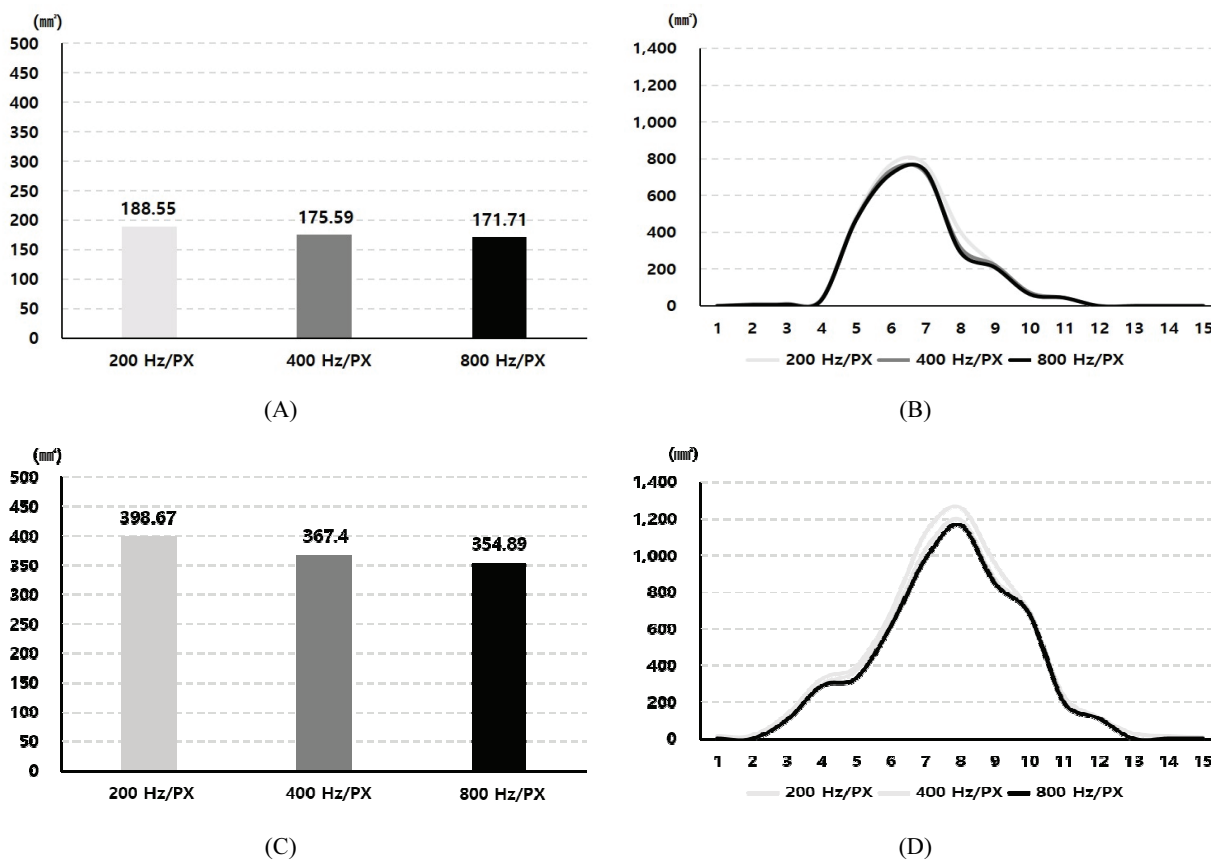


Fig. 3. Metal artifacts depending on receive bandwidth.

(A) When receiving bandwidth of 200, 400, and 800 Hz/PX were applied to 1.5T MRI, the average area of metal artifacts appearing in the image was 188.55 mm², 175.59 mm², and 171.71 mm² (p>0.05). (C) And in 3.0T MRI, the average area of metal artifacts was 398.67 mm², 367.4 mm², and 354.89 mm² (p>0.05). It can be seen that the difference in metal artifacts at each image location in the images obtained by increasing the receive bandwidth in 1.5T (B) and 3.0T (D) MRI is not very large.

Table 2. Metal artifact measurement results according to magnetic field strength

Magnetic field	Signal loss (mm ²)	Signal pile up (mm ²)	Metallic artifact (mm ²)	p value
1.5T	144.90 ± 255.22	34.17 ± 61.04	178.62 ± 261.52	< 0.00
3.0T	307.04 ± 414.72	66.62 ± 100.3	373.66 ± 404.22	

PX : pixel

Table 3. Metal artifact measurement results according to receive bandwidth

Magnetic field	Bandwidth (Hz/PX)	Signal loss (mm ²)	Signal pile up (mm ²)	Metallic artifact (mm ²)	p value
1.5T	200	155.65 ± 265.90	32.90 ± 58.12	188.55 ± 273.85	0.919
	400	141.16 ± 251.73	35.86 ± 63.16	175.59 ± 257.57	
	800	135.60 ± 250.84	36.12 ± 62.59	171.72 ± 255.99	
3.0T	200	334.61 ± 434.13	64.06 ± 95.58	398.67 ± 423.25	0.793
	400	299.86 ± 412.35	67.55 ± 102.50	367.40 ± 402.17	
	800	286.65 ± 401.12	68.24 ± 103.93	354.89 ± 390.76	

PX : pixel

IV. DISCUSSION

본 연구에서 팬텀을 대상으로 금속 인공물을 평가한 결과, 3.0T MRI에서 획득한 영상과 비교하여 1.5T MRI로 획득 시 금속 인공물이 약 52.2% 감소하여 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 세부적으로 신호 감쇄 그리고 신호 누적 영역은 각각 약 52.81%, 42.71% 감소하여 금속 인공물을 억제하는데 효과적인 것을 알 수 있었다. 이는 상대적으로 낮은 자기장 환경으로 인해 자화 감수성 인공물에 의한 영향이 크게 감소했기 때문이라 유추할 수 있다. 반면, 수신대역폭을 200, 400 그리고 800 Hz/PX로 증가시키며 영상을 획득한 경우, 1.5T MRI는 금속 인공물이 최대 8.93% (188.55-171.72 mm²) 감소하였다. 그리고 3.0T MRI는 최대 10.98% (398.67-354.89 mm²) 감소하였지만 모두 유의미한 차이는 없었다($p > 0.05$). 특히, 신호 감쇄와는 달리 신호 누적 영역은 수신대역폭의 증가에 따른 감소 효과가 없었다. 이러한 결과는 척추 유합술을 시행한 환자를 대상으로 MRI 검사를 시행할 경우, 금속 인공물을 최소화하기 위해서 수신대역폭과 같은 영상 변수의 조절보다는 저자기장 환경에서 영상을 획득하는 것이 더 효과적인임을 시사한다. 더불어 저 자기장 환경에서 영상을 획득해야 신호 감소 및 영상의 왜곡을 근본적으로 줄여 영상의 화질을 보전할 수 있다.

임상에서 금속 인공물을 줄이는 방법으로 수신대역폭의 증가시키는 것은 매우 보편적인 방법으로 활용되고 있다. 특히 수신대역폭의 증가는 평면내(in-plane) 왜곡을 줄이고 샘플링 시간(sampling time)을 감소시킴으로써 신호 간격(echo spacing)을 줄여 신호를 보전하는 데 효과적이다^[6]. 이와 관련하여 VAT (view angle tilting) 등의 최신 기술이 임상에서 적용되고 있지만, trough-plane으로 발생하는 왜곡을 개선하는 데 한계가 있다^[9]. SEMAC (slice encoding for metal correction)과 MAVRIC (multiacquisition variable-resonance image combination) 기법은 넓은 대역폭의 변조된 RF (radiofrequency)와 단면 방향으로 다수의 부호화를 추가함으로써 trough-plane으로 발생하는 왜곡을 억제할 수 있다^[11,12]. 특히, SEMAC 기법은 VAT 기법

과 같이 적용함으로써 in-plane과 trough-plane으로 발생하는 왜곡을 효과적으로 줄일 수 있어 금속물로 인한 왜곡을 줄여 척추 신경공(neural foramina)과 같은 해부학적 구조물을 더 관찰할 수 있어 진단적 가치를 향상할 수 있다^[17]. 하지만 SEMAC 기법은 부호화 수(SEMAC factor or step, SEMs)에 비례하여 검사 시간이 증가하는 단점과 검사 시간의 한계로 인해 높은 해상력을 적용할 수 없다는 단점이 있다. 더불어 부호화 수에 비례하여 전자파의 노출이 많아진다는 제한점과 인체의 온도 상승으로 인한 안전 문제가 발생할 수 있다^[18].

본 연구에서는 척추 유합술을 시행한 환자를 재현한 팬텀을 제작하여 자기장의 세기와 수신대역폭을 변수로 하여 금속 인공물의 정도를 비교하였다. 그 결과 저 자기장 환경에서 영상을 획득하는 것이 in-plane과 trough-plane 영역에서 발생하는 왜곡 및 신호 저하를 모두 개선할 수 있는 가장 효과적인 방법임을 증명하였다. 더불어 저 자기장 환경에 따라 전자파의 에너지도 감소하기 때문에 높은 SAR로 인한 위험도 상대적으로 낮은 장점이 있다^[19]. 하지만 현재 척추 MRI 검사와 관련된 검사 기준에서는 금속 인공물과 관련된 내용이 전무하고 인공물 개선의 방법 및 필요성을 제시하지 못하고 있다. 대표적으로 보건복지부 고시 제2022-49호에 따라 개정된 요양 급여 기준에서는 표준 영상만을 제시할 뿐 인공물과 관련된 구체적인 검사 조건은 제시하지 않고 있다. 오히려 3.0T MRI 장치로 촬영할 경우, 수가를 가산해줌으로써 고 자기장 MRI 장치에서 발생할 수 있는 부작용은 배제하고 있다^[13]. 또한, 특수 의료장비로서 3개월마다 시행하고 있는 임상 영상평가도 마찬가지로 1.5T MRI 장치 대비 3.0T MRI 장치로 영상을 획득할 경우, 5점의 가산점을 부여하고 있어 자기장 세기에 따라 증가하는 금속 인공물의 특성을 반영하지 못하고 있다^[14]. 본 연구의 결과는 척추 유합술과 같이 인체 내 금속이 삽입된 경우, 기존의 방식으로 화질을 평가하는 것에 한계가 있음을 시사하고 있다. 따라서 단순히 자기장 세기 증가에 따른 신호 증가뿐만 아니라 금속 인공물과 같은 부작용도 화질 평가의 대상으로 고려해야 하며 좀 다양한 상황과 환경에 맞춰 구체적인 기준이 정립될 필요성이 있다.

본 연구에는 몇 가지 제한점이 있다. 인체를 모방한 팬텀을 대상으로 획득한 영상에서 금속 인공물을 평가하여 다양한 인체 조직의 자화 감수성에 대한 변수를 고려하지 못했다. 또한 삽입된 금속물을 티타늄으로 한정하여 금속물의 종류에 따른 결과를 수반하지 못했다. 따라서 추후 자화 감수성이 다른 금속물에 의한 인공물에 관한 추후 연구가 필요하며 그 결과를 바탕으로 상황에 맞는 검사 기준이 마련되어야 한다.

V. CONCLUSIONS

본 연구는 척추 유합술을 시행한 환자를 대상으로 금속 인공물을 효과적으로 억제할 방법을 제시하고자 하였다. 그 결과, 수신대역폭과 같은 영상 변수의 조절보다는 저 자기장 환경의 MRI 장치를 사용하는 것이 척추 유합술로 인한 금속 인공물을 줄이는데, 가장 효과적이라고 할 수 있다.

Acknowledgement

This work was supported by the 2023 Research Fund of the Daejeon Health Institute of Technology.

Reference

- [1] K. Yong-Hing, W. H. Kirkaldy-Willis, "The pathophysiology of degenerative disease of the lumbar spine", *The Orthopedic clinics of North America*, Vol. 14, No. 3, pp. 491-504, 1983.
- [2] G. Massimo, L. Nicola, P. Amalia, S. Alessandra, "Degenerative disease of the spine", *Neuroimaging Clinics of North America*, Vol. 17, No. 1, pp. 87-103, 2007.
- [3] Harris, Ian Andrew, Alan Tien Thanh Dao, "Trends of spinal fusion surgery in Australia: 1997 to 2006", *ANZ Journal of Surgery* Vol. 79, No. 11, pp. 783-788, 2009. <http://dx.doi.org/10.1016/j.nic.2007.01.002>
- [4] F. Abel, E. T. Tan, J. L. Chazen, D. R. Lebl, D. B. Sneag, "MRI after Lumbar Spine Decompression and Fusion Surgery: Technical Considerations, Expected Findings, and Complications", *Radiology*, Vol. 308, No. 1, pp. e222732, 2023. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.222732>
- [5] A. Malhotra, V. B. Kalra, X. Wu, R. Grant, R. A. Bronen, K. M. Abbed, "Imaging of lumbar spinal surgery complications", *Insights into Imaging*, Vol. 6, No. 6, pp. 579-590, 2015. <http://dx.doi.org/10.1007/s13244-015-0435-8>
- [6] A. H. Kröner, R. Eyb, A. Lange, K. Lomoschitz, T. Mahdi, A. Engel, "Magnetic resonance imaging evaluation of posterior lumbar interbody fusion", *Spine*, Vol. 31, No. 12, pp. 1365-1371, 2006. <http://dx.doi.org/10.1097/01.brs.0000218583.43398.e3>
- [7] C. A. Elliott, R. Fox, R. Ashforth, S. Gourishankar, A. Nataraj, "Magnetic resonance imaging artifact following anterior cervical discectomy and fusion with a trabecular metal cage", *Journal of Neurosurgery: Spine*, Vol. 24, No. 3, pp. 496-501, 2016. <http://dx.doi.org/10.3171/2015.5.SPINE14219>
- [8] K. Farahani, U. Sinha, S. Sinha, L. C. L. Chiu, R. B. Lufkin, "Effect of field strength on susceptibility artifacts in magnetic resonance imaging", *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Vol. 14, No. 6, pp. 409-413, 2019. [http://dx.doi.org/10.1016/0895-6111\(90\)90040-i](http://dx.doi.org/10.1016/0895-6111(90)90040-i)
- [9] P. M. Jungmann, C. A. Agten, C. W. Pfirrmann, R. Sutter, "Advances in MRI around metal", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 46, No. 4, pp. 972-991, 2017. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.25708>
- [10] B. A. Hargreaves, P. W. Worters, K. B. Pauly, J. M. Pauly, K. M. Koch, G. E. Gold, "Metal-induced artifacts in MRI", *American Journal of Roentgenology*, Vol. 197, No. 3, pp. 547-555, 2011. <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.11.7364>
- [11] W. Lu, K. B. Pauly, G. E. Gold, J. M. Pauly, B. A. Hargreaves, "SEMAC: slice encoding for metal artifact correction in MRI", *Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 62, No. 1, pp. 66-76, 2009. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.21967>
- [12] H. J. Choo, S. J. Lee, Y. H. Lee, "Metallic Artifacts on MR Imaging and Methods for Their Reduction", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 81, No. 1, pp. 41-57, 2020. <https://doi.org/10.3348/jksr.2020.81.1.41>

- [13] Ministry of Health and Welfare, "Notice No. 2022-51", Health Insurance Review and Assessment Service, 2022.
- [14] Y. Chiba, H. Murakami, M. Sasaki, H. Endo, D. Yamabe, D. Kinno & M. Doita, "Quantification of metal-induced susceptibility artifacts associated with ultrahigh-field magnetic resonance imaging of spinal implants", *JOR spine*, Vol. 2, No. 3, pp. e1064, 2019. <https://doi.org/10.1002/jsp2.1064>
- [15] S. Okuchi, Y. Fushimi, K. Yoshida, S. Nakajima, A. Sakata, T. Hinoda, S. Otani, H. Sagawa, K. Zhou, Y. Yamao, M. Okawa, Y. Nakamoto, "Comparison of TGSE-BLADE DWI, RESOLVE DWI, and SS-EPI DWI in healthy volunteers and patients after cerebral aneurysm clipping", *Scientific Reports* Vol. 12, No.1, pp. 17689, 2022. <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-022-22760-6>
- [16] E. U Saritas, S. J. Holdsworth, and R. Bammer. "Susceptibility artifacts." *Quantitative MRI of the spinal cord*, pp. 91-105, 2014. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-396973-6.00007-1>
- [17] Y. H. Lee, D. K. Lim, E. J. Kim, S. J. Kim, H. T. Song, J. S. Suh, "Usefulness of slice encoding for metal artifact correction (SEMAC) for reducing metallic artifacts in 3-T MRI", *Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 31, No. 5, pp. 703-706, 2013. <http://dx.doi.org/10.1016/j.mri.2012.11.004>
- [18] I. Khodarahmi, S. Rajan, R. Sterling, K. Koch, J. Kirsch, J. Fritz, "Heating of hip arthroplasty implants during metal artifact reduction MRI at 1.5-and 3.0-T field strengths", *Investigative Radiology* Vol. 56, No. 4, pp. 232-243, 2021. <http://dx.doi.org/10.1097/RLI.0000000000000732>
- [19] Z. Wang, J. C. Lin, "SAR calculations in MRI scanning systems [Health Effects]", *IEEE Microwave Magazine* Vol. 13, No. 5, pp. 22-29, 2012. <http://dx.doi.org/10.1109/MMM.2012.2197140>

척추 MRI 검사 시 척추 유합술로 인한 금속 인공물 억제 방법에 대한 고찰

유세종¹, 권순용², 김성호^{3,*}

¹건양대학교 방사선(학)과

²건국대학교병원 영상의학과

³대전보건대학교 방사선(학)과

요 약

본 연구는 척추 MRI 검사 시 척추 유합술로 인한 금속 인공물을 효과적으로 억제하는 방법을 제시하고자 하였다. 이를 위해 척추 수술용 나사로 제작된 팬텀을 제작하여 금속 인공물을 재현하였다. 그리고 1.5T 그리고 3.0T MRI 장치로 영상을 획득하여 자기장 세기에 따른 금속 인공물의 변화를 평가하였다. 더불어 수신대역폭을 200, 400, 800 Hz/PX로 증가시키며 금속 인공물을 평가하였다. 그 결과 1.5T MRI 장치에서 획득한 영상에서 발생한 금속 인공물은 3.0T MRI 장치에서 획득한 영상과 비교하여 약 52.2% 감소하여 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 특히, 신호 감쇄 및 신호 누적 영역이 각각 약 52.81%, 42.71% 감소하여 금속 인공물 억제에 큰 효과가 있었다. 반면, 수신대역폭을 200에서 800 Hz/PX까지 증가시키며 영상을 획득한 경우는 1.5T MRI 장치의 경우 최대 8.93%, 3.0T MRI 장치의 경우 최대 10.98% 감소하여 유의미한 효과가 없었다($p > 0.05$). 본 연구의 결과, 수신대역폭의 증가는 신호 감쇄를 줄여 일부 금속 인공물을 줄였지만 신호 누적을 억제하지 못해 큰 효과가 없었다. 하지만 3.0T에서 1.5T로 자기장의 세기를 줄인 경우, 신호 감쇄와 신호 누적이 크게 감소해 금속 인공물을 효과적으로 개선할 수 있었다. 따라서 척추 유합술로 인한 금속 인공물을 억제하기 위해서는 저 자기장 MRI 장치에서 검사하는 것이 가장 효과적인 방법이라고 할 수 있다.

중심단어: 척추 유합술, 척추 MRI, 금속 인공물, 자기장의 세기, 수신대역폭

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	유세종	건양대학교 방사선(학)과	교수
(공동저자)	권순용	건국대학교병원 영상의학과	방사선사
(교신저자)	김성호	대전보건대학교 방사선(학)과	교수