

Standards for Applying Reasonable Receive Bandwidth to Suppress Metal Artifacts in MRI

Se-Jong Yoo¹, Min-Cheol Jeon², Nam-Yong An³, Soon-Yong Kwon⁴, Seong-Ho Kim^{2,*}

¹Department of Radiological, Science, Konyang University

²Department of Radiological Technology, Daejeon Health Institute of Technology

³College of Liberal Arts and Science, Daejeon Health Institute of Technology

⁴Department of Radiology Konkuk University Medical Center

Received: November 27, 2023. Revised: December 28, 2023. Accepted: December 31, 2023.

ABSTRACT

This study aimed to present reasonable reception bandwidth application standards for the purpose of suppressing metal objects during MRI examinations. For this purpose, T2 contrast images were acquired using high-speed spin echo technology on a phantom made of screws for spinal surgery, and metal objects were detected. In addition, images were obtained by increasing the reception bandwidth from 100 Hz/PX to 800 Hz/PX by 100 Hz/PX. The metal artifacts were determined as the sum of the areas of the signal attenuation area and the signal accumulation area. In addition, Pearson correlation analysis was performed to analyze the pattern of metal artifacts according to imaging variables. As a result, the signal accumulation area did not change significantly as the reception bandwidth increased ($p>0.05$), but the signal loss area and the area of metal artifacts decreased as the reception bandwidth increased ($p<0.05$). Interestingly, the area of metal objects decreased to a maximum in the section where the reception bandwidth was increased from 100 Hz/PX to 200 Hz/PX, consistent with the section where the echo spacing was reduced to a maximum due to the increase in reception bandwidth. In addition, the correlation analysis results also showed that the echo spacing was more related to the signal attenuation area and the area of metal objects than to the reception bandwidth. Therefore, if the reception bandwidth is increased for the purpose of reducing metal objects, it is reasonable to set it based on a value that minimizes the echo spacing in consideration of image quality factors.

Keywords: MRI, Metal Artifact, Receive Bandwidth, Echo Spacing

I. INTRODUCTION

MRI는 다른 영상 장비와 비교하여 다양한 대조도를 표현할 수 있으며 높은 해상력을 가지고 있어 다양한 질환을 진단하는 데 있어 중요한 도구로 사용되고 있다^[1]. 하지만 전자파의 공명 현상 및 자기장을 활용하는 원리로 인해 다양한 인공물 발생할 수 있다는 단점이 있다. 그 중 가장 대표적인 인공물이 자화 감수성 인공물이다^[2].

자화 감수성이란 물질이 외부 자기장에 놓였을 때 자화되는 민감도를 의미한다. 그리고 그 민감도에 따라 반자성체, 상자성체, 강자성체로 구분한다. 자화 감수성 인공물은 인접한 두 물질의 자화 감수성이 다를 경우 자기장이 왜곡되어 발생하며 인공물의 크기는 감화 감수성의 차이, 외부 자기장의 세기, 에코 시간 (echo time, TE)에 비례하고 전자파 (radio-frequency, RF)의 대역폭 및 수신대역폭과 반비례한다^[3]. 일반적인 자화 감수성 인공물과 달리 금속과 같은 강자성체는 매우 큰 인공물을 유발하

* Corresponding Author: Seong-Ho Kim

E-mail: pooh79@hit.ac.kr

Tel: +82-42-670-9174

는데 이를 금속 인공물 (metal artifact)이라고 한다^[4].

최근 외과적 수술의 발전으로 다양한 부위에 다양한 재질의 금속물을 삽입하는 사례가 증가하고 있다. 대부분의 금속물은 MRI 검사 시 그 자체로 안전 문제를 유발하지 않지만, 인접 부위의 검사 시 금속 인공물로 인한 화질 저하가 영상의 진단적 가치를 떨어뜨려 임상적으로 문제가 되고 있다^[5]. 특히, 금속 인공물은 자기장의 큰 왜곡을 발생시켜 신호 감쇄 (signal loss)를 유발할 뿐만 아니라 주파수 부호화 및 단면 부호화 방향으로 발생하는 주파수 변형으로 인해 신호 누적 (signal pile up)과 같은 왜곡을 초래한다. 자기장 왜곡으로 인한 신호 감쇄의 경우 스핀 에코 (spin echo) 적용을 통해 개선할 수 있지만, 영상의 왜곡은 완전한 해결책이 없어 이와 관련된 다양한 연구들이 이루어지고 있다^[6]. SEMAC (slice encoding for metal correction) 기법은 VAT (view angle tilting) 기법과 동반하여 주파수 부호화와 단면 부호화 방향으로 발생하는 왜곡을 억제할 수 있다. 하지만 단면 방향으로 추가되는 부호화의 수 (SEMAC factor, SEMs)에 따라 검사 시간이 길어지고 이로 인해 높은 해상력을 적용하는 데 한계가 있다^[7]. 또한 넓은 대역폭의 RF 펄스와 SEMs의 증가는 환자의 온도 상승을 유발할 수 있어 주의가 필요하다^[8].

임상에서 가장 손쉽게 금속 인공물을 억제하는 방법은 높은 수신대역폭을 적용하는 것이다. 수신대역폭을 증가시키면 단면 부호화 방향으로 발생하는 왜곡은 억제할 수 없지만, 검사 시간의 증가 없이 평면 내 (in-plane)로 발생하는 왜곡은 손쉽게 줄일 수 있다^[9]. 하지만 높은 수신대역폭을 적용할 경우, 수신되는 노이즈 (noise)의 양이 증가하여 영상 전반에 신호 대 잡음 비 (signal noise ratio, SNR)가 감소하는 문제가 발생한다^[10]. 따라서 합리적인 수신대역폭의 적용이 필요하지만, 현재 그와 관련된 기준이나 연구가 부족한 상황이다.

이에 본 연구는 수신대역폭 증가에 따른 금속 인공물의 양상을 정량적으로 평가하였다. 그리고 그 결과를 바탕으로 금속 인공물을 억제하기 위한 수신대역폭의 합리적 적용 기준을 제시하고자 하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 연구 재료

실험을 위해 3.0T MRI 장치 (Magnetom Skyra, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany)와 척추 전용 코일을 사용하였다. 그리고 수신대역폭에 따른 금속 인공물의 양상을 평가하기 위해 티타늄 합금으로 제작된 척추 수술용 나사 (CD HORIZON SOLERA Spinal System, Medtronic, Minneapolis, Minnesota, US)로 팬텀을 제작하였다. 팬텀은 금속 나사를 밀폐 용기에 고정된 후 초음파 젤 (gel)을 채워 제작하였다.

2. 검사 방법

MRI 검사는 고속 스핀 에코 기법 (turbo spin echo technique, TSE)을 이용하여 팬텀을 대상으로 T2 대조도 강조 영상을 획득하였다. 영상은 나사의 장축에 평행하도록 시상면 (sagittal)으로 획득하였다. 그리고 나사의 중심을 기준으로 총 19개의 단면을 획득하였다.

Table 1. Study parameters

Parameters	Value
TR (ms)	4000
TE (ms)	99
FOV (mm ²)	260
Matrix size	384/384
Thickness/gap (mm)	3/0
NEX	2
Slices number	19
Refocusing FA (°)	120
ETL	11
Scan time	4:44
Bandwidth (Hz/PX)	100, 200, 300, 400, 500, 600, 700, 800
Echo spacing (ms)	16.6, 11.6, 10.3, 10.2, 10.2, 10.2, 10.2, 10.2

그리고 수신대역폭에 따른 금속 인공물의 양상을 평가하기 위해 100에서 800까지 100 Hz/PX 씩 증가시키며 영상을 획득하였다. 수신대역폭이 100 Hz/PX에서 800 Hz/PX까지 증가함에 따라 에코 간

격 (echo spacing)은 16.6 ms (100 - 200 Hz/PX), 11.6 ms (200 - 300 Hz/PX), 10.3 ms (300 - 400 Hz/PX), 10.2 ms (400 - 500 Hz/PX)로 감소하였고 그 이상의 수신대역폭 (500 - 800 Hz/PX)에서 에코 간격은 10.2 ms로 더 감소하지 않았다. 그 외 나머지 영상 변수는 모두 같게 설정하였고 Table 1의 내용과 같다. 그리고 각각의 조건으로 5회 반복적으로 획득하여 비교 분석하였다.

3. 분석 방법

Fig. 1과 같이 금속 인공물의 면적을 정량적으로 측정하기 위해 imagej (imagej 1.53t, national institutes of health, USA) 프로그램을 사용하였다. 인공물의 면적은 복셀 (voxel) 내 탈위상 (dephase)으로 발생한 신호 감쇄 (signal loss) 영역과 신호의 공간적 왜곡으로 발생한 신호 누적 (signal pile up) 영역으로 구분하여 측정하였다. 신호 누적은 팬텀에서 인공물이 발생하지 않은 정상 부위 신호 값의 1.5배 이상의 영역으로 정하였고 신호 감쇄는 정상 부위 신호 값의 0.5배 이하의 영역으로 정하였다^[11]. 최종적으로 금속 인공물의 면적은 신호 소실 영역과 신호 누적의 합으로 하였다.

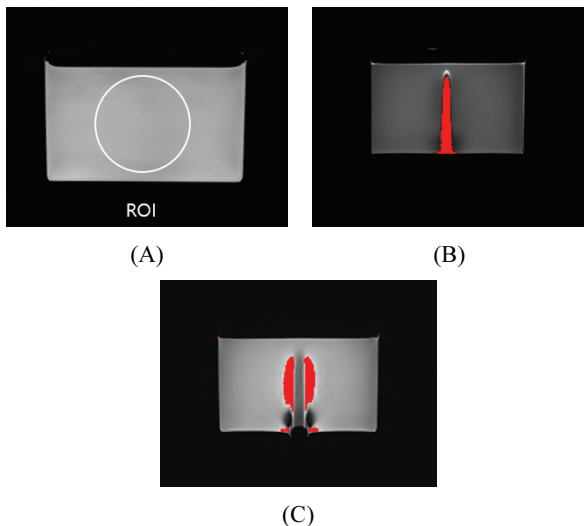


Fig. 1. metallic artifact measurement.

An ROI was set in the (A) area without artifact in the image. And in the (B) image, the area showing a signal intensity less than 0.5 times within the ROI was considered a signal loss area (red). In addition, the area in (C) the image showing a signal intensity more than 1.5 times within the ROI was considered a signal pile up area (red).

4. 통계 분석

수신대역폭과 금속 인공물의 상관관계를 평가하기 위해 Pearson 상관 분석을 시행하였다. 이때 변수에 따른 인공물의 양상을 세부적으로 평가하기 위해 수신대역폭 그리고 에코 간격에 따른 인공물의 관계를 평가하였다. 더불어 인공물은 신호 감쇄와 신호 누적 그리고 둘의 합인 금속 인공물의 면적을 대상으로 각 영상 변수에 따른 관계를 평가하였다. 이를 위해 SPSS Statistics version 23 (IBM Corp., Armonk, N.Y., USA)를 활용하였고 유의 수준은 0.05 미만으로 하였다.

III. RESULT

1. 수신대역폭에 따른 금속 인공물의 양상

Fig. 2와 같이 수신대역폭을 100 Hz/PX에서 800 Hz/PX까지 증가시켜 팬텀을 대상으로 영상을 획득한 결과 수신대역폭에 따른 신호 감쇄 영역 및 금속 인공물 발생 면적에 관한 결과는 Table 2와 같다.

신호 감쇄 영역은 평균 570.57 mm², 399.40 mm², 359.46 mm², 352.27 mm², 348.75 mm², 345.26 mm², 341.81 mm², 338.39 mm²로 Fig. 3과 같이 나타났다.

신호 누적 영역의 경우, 평균 64.09 mm², 63.75 mm², 62.93 mm², 61.64 mm², 62.17 mm², 62.05 mm², 62.3 mm², 61.59 mm²로 나타났으며 최종 금속 인공물이 발생한 면적은 평균 634.65 mm², 463.14 mm², 422.38 mm², 413.91 mm², 410.92 mm², 407.31 mm², 404.1 mm², 399.98 mm²로 나타났다.

금속 인공물의 감소 폭은 수신대역폭을 증가시킬 때 약 27.02%, 8.8%, 2.01%, 0.72%, 0.88%, 0.79%, 1.02% 감소하였다.

위와 같이 금속 인공물은 100 Hz/PX에서 200 Hz/PX로 증가시켰을 때 가장 많이 감소하였는데 (27.02%) 이는 Fig. 4와 같이 에코 간격이 가장 크게 줄어든 수신대역폭 구간 (16.6 ms - 11.6 ms)과 일치하였다.

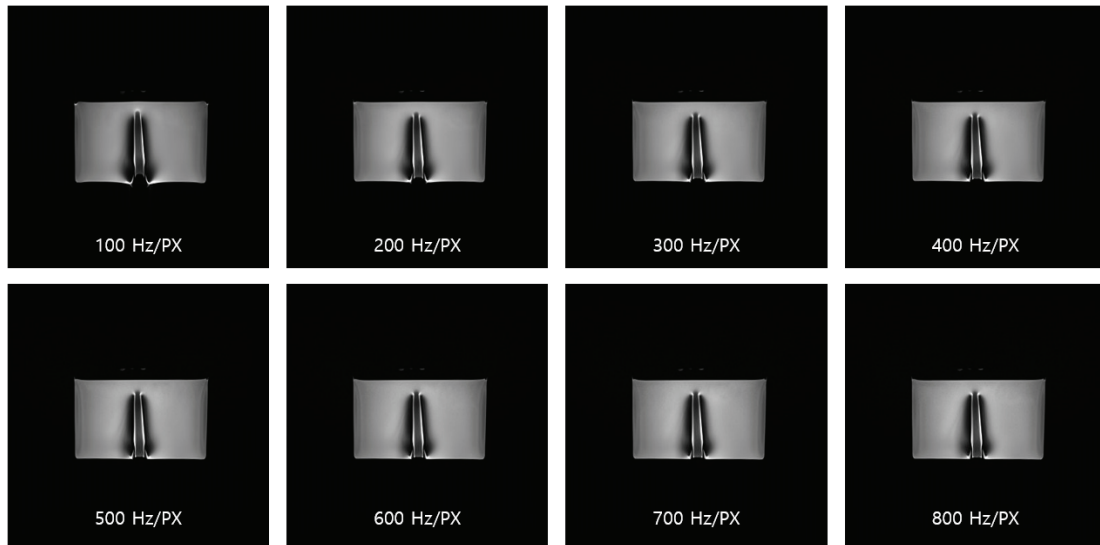


Fig. 2. Phantom images according to receive bandwidth.

Table 2. Metal artifact area depending on receive bandwidth

Bandwidth (Hz/PX)	Signal loss (mm ²)	Signal pile up (mm ²)	Metallic artifact (mm ²)
100	570.57 ± 661.09	64.09 ± 97.44	634.65 ± 659.36
200	399.4 ± 462.76	63.75 ± 111.92	463.14 ± 462.46
300	359.46 ± 416.49	62.93 ± 115.11	422.38 ± 417.27
400	352.27 ± 408.16	61.64 ± 114.24	413.91 ± 409.55
500	348.75 ± 404.08	62.17 ± 116.46	410.92 ± 405.87
600	345.26 ± 400.04	62.05 ± 117.0	407.31 ± 401.86
700	341.81 ± 396.04	62.3 ± 118.67	404.1 ± 398.45
800	338.39 ± 392.08	61.59 ± 119.14	399.98 ± 395.11

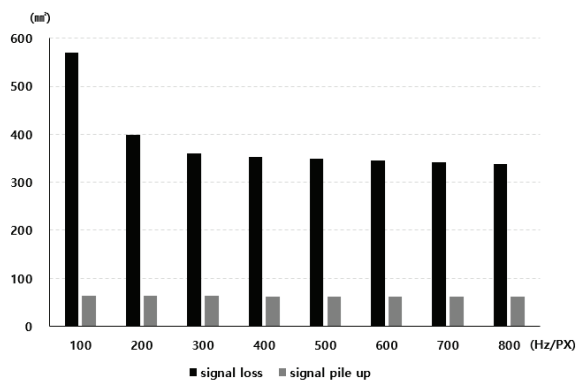


Fig. 3. Signal loss and pile up as receive bandwidth increases. As the reception bandwidth increased, the signal pile up area did not significantly change ($p>0.05$), while the signal loss area attenuated ($p<0.05$). And the greatest decrease occurred as the receive bandwidth decreased from 100 Hz/PX to 200 Hz/PX.

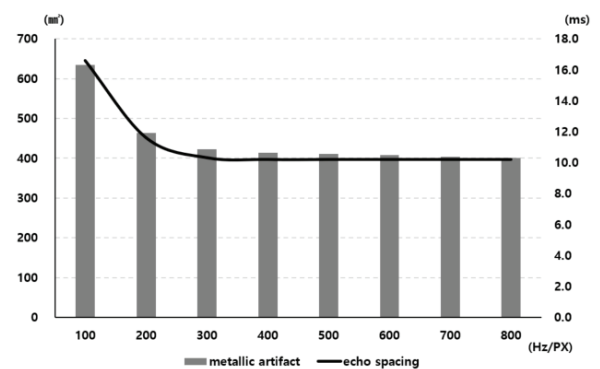


Fig. 4. Metal artifact and echo spacing as receive bandwidth increases. The area of the metal artifact did not decrease proportionally with the increase in receive bandwidth. On the other hand, the change in metal artifact showed a very similar pattern to the decrease in echo spacing as the receive bandwidth increased.

2. 통계 결과

영상 변수에 따른 금속 인공물의 양상을 평가하기 위해 시행한 상관 분석 결과, Table 3과 같이 나타났다. 수신대역폭과 신호 감쇄 영역 그리고 금속 인공물의 면적은 유의미한 관계가 있는 것으로 나타났다 ($p<0.05$). 수신대역폭과 신호 감쇄 영역의 상관계수는 -0.118 로 나타났고 수신대역폭과 금속 인공물의 면적은 -0.119 로 나타났다. 반면, 수신대역폭과 신호 누적 영역은 유의미한 관계가 없었다 ($p>0.05$). 에코 간격도 마찬가지로 신호 감쇄 영역 그리고 금속 인공물의 면적과 유의미한 관계가 있는 것으로 나타났다 ($p<0.05$). 에코 간격과 신호 감쇄 영역의 상관계수는 0.161 로 나타났고 에코 간격과 금속 인공물의 면적은 0.163 으로 나타났다. 더불어 에코 간격과 신호 누적 영역은 유의미한 관계가 없었다 ($p>0.05$).

Table 3. Correlation analysis of metal artifact according to imaging variables

		Signal loss	Signal pile up	Metallic artifact
Bandwidth	r	-0.118*	-0.006	-0.119*
	p value	0.001	0.859	0.001
Echo spacing	r	0.161*	0.006	0.163*
	p value	<0.000	0.869	<0.000

r : Pearson correlation coefficient.
* : correlation is significant at the 0.05 level

IV. DISCUSSION

본 연구는 수신대역폭에 따른 금속 인공물의 양상을 정량적으로 분석하였다. 그리고 그 결과, 수신대역폭이 증가함에 따라 신호 감쇄 영역은 최대 40.7% (100 – 800 Hz/PX)까지 감소하였고 그에 따라 금속 인공물의 면적도 최대 36.3% (100 – 800 Hz/PX) 감소하였다. 반면, 신호 누적 영역은 수신대역폭 변화에 따라 유의미한 변화가 없었다 ($p>0.05$). 여기서 흥미로운 것은 신호 감쇄와 금속 인공물의 면적은 수신대역폭과 비례적인 관계를 보이지 않는다는 점이다. 신호 감쇄와 금속 인공물의 면적은 수신대역폭이 100 Hz/PX에서 200 Hz/PX로 증가함에 따라 최대 감소 폭을 보였는데 이는

에코 간격이 가장 크게 줄어든 수신대역폭 구간과 일치한다. 더불어 에코 간격에 변화가 없는 400 Hz/PX에서 800 Hz/PX 구간에서는 신호 감쇄와 금속 인공물의 감소 폭도 평균 0.85%, 1.37%로 나타나 큰 변화가 없었다. 이는 금속 인공물이 수신대역폭의 증가에 따른 에코 간격과 더 밀접한 연관이 있음을 의미한다. 실제 상관 분석 결과, 수신대역폭과 신호 감쇄 영역은 상관계수 (r)가 -0.118 그리고 금속 인공물의 면적은 -0.119 로 나타났다. 반면, 에코 간격과 신호 감쇄 영역은 상관계수가 0.161 그리고 금속 인공물의 면적은 0.163 으로 나타나 수신대역폭보다 더 밀접한 관련이 있었다.

금속물은 높은 자화 감수성은 균질한 자기장 속에서 큰 자기장 왜곡을 유발한다. 이러한 자기장 왜곡은 복셀 내 급격한 탈 위상으로 신호 감쇄를 초래할 뿐만 아니라 비선형적인 주파수 변형으로 신호 누적 현상을 발생시켜 공간적 왜곡을 유발한다^[6]. 금속물로 인한 신호 감쇄를 직접적으로 줄이는 방법은 스핀 에코 기법으로 영상을 획득하는 것이다. 180도 재 자화 펄스 (refocusing RF)는 불균질한 자기장으로 인한 신호 감쇄를 보상하여 T2*가 아닌 T2 이완에 의한 신호를 획득할 수 있다. 하지만 주파수 부호화 그리고 단면 부호화 방향으로 발생하는 인공물은 억제할 수 없어 완전한 해결책이 될 수 없다^[12]. 이러한 이유로 임상에서는 스핀 에코 기법과 더불어 넓은 RF 대역폭을 적용하거나 수신대역폭을 증가시켜 영상을 획득하고 있다. RF의 넓은 대역폭은 기하학적으로 더 정교한 공명을 가능하게 하여 단면 부호화 방향으로 발생하는 인공물을 개선한다^[13]. 하지만 MRI 장비에 따라 조절 가능 여부가 결정되고 높은 전자과 흡수율 (specific absorption ratio, SAR)를 유발하여 검사를 제한하거나 인체 온도 상승의 원인이 될 수 있다^[7]. 반면 수신대역폭은 영상 변수로써 손쉽게 조절할 수 있어 주파수 부호화 방향으로 발생하는 인공물을 억제할 수 있다^[9]. 하지만 수신대역폭 증가로 인한 잡음의 비중이 증가하여 신호대잡음비가 감소하는 문제가 있다^[10]. 따라서 영상의 화질을 보전하기 위해서는 적절한 수신대역폭의 기준이 필요하고 이를 기반으로 한 금속 인공물 억제가 이루어져야 한다. 본 연구의 결과는 수신대역폭에 따른 에코 간격과

금속 인공물의 관계를 증명함으로써 적절한 수신 대역폭의 기준을 제시하였다. 즉, 주파수 부호화 방향으로 발생하는 인공물을 최소화하기 위해서는 단순히 수신대역폭의 증가보다는 짧은 에코 간격 설정이 중요하며 이는 금속 인공물의 억제뿐만 아니라 수신대역폭에 따른 신호대잡음비의 감소도 최소화할 수 있다. 더불어 최적의 조건에 따른 수신대역폭의 감소는 경사 자기장과 관련된 다른 부작용을 줄일 수 있다. 경사 자기장이 교차하는 과정에서 우리 몸의 신경이나 근육은 자극 (stimulation)을 받을 수 있는데 이러한 자극은 자기장의 변화폭 (dB/dt)이 클수록 높게 발생한다. 자기장의 변화는 주로 보어의 외곽 (off-center)영역에서 발생하며 경사 자기장의 강도가 높을수록 변화폭은 커진다^[4]. 따라서 수신대역폭의 단순한 증가는 경사 자기장으로 인한 위험을 증가시켜 검사의 만족도를 저하할 수 있다. 본 연구는 합리적인 수신대역폭의 증가 범위를 제시하여 경사 자기장으로 인한 위험을 감소시킬 가능성을 제시하였다. 하지만 수신대역폭과 인체 자극과 관련된 연구가 부족하고 관련 기준도 명확하지 않다. 따라서 추후 이와 관련하여 더 포괄적인 연구가 필요하다.

본 연구는 몇 가지 제한점이 있다. 팬텀을 대상으로 금속 인공물을 재현하여 인체 조직의 자화 감수성에 따른 변수를 고려하지 못했다. 또한 단순 금속 인공물의 정도만을 평가하여 그 외 화질 요인에 관한 결과를 수반하지 못한 점이다.

V. CONCLUSIONS

본 연구는 수신대역폭을 증가시키며 금속 인공물의 양상을 정량적으로 분석하여 합리적인 수신대역폭의 적용 기준을 제시하고자 하였다. 그 결과, 금속 인공물은 수신대역폭의 증가보다는 에코 간격과 더 밀접한 관계를 보였다. 따라서 금속 인공물을 줄이기 위한 목적으로 수신대역폭을 증가시킬 때, 영상의 화질을 고려해 에코 간격이 최소화되는 수치를 기준으로 정하는 것이 합리적이라 생각된다.

Acknowledgement

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

Reference

- [1] Brown, Mark A., Richard C. Semelka. *MRI: basic principles and applications*, John Wiley & Sons, 2011.
- [2] 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)
- [3] Bernstein, Matt A., John Huston III, and Heidi A. Ward. "Imaging artifacts at 3.0 T." *Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 24, No. 4, pp. 735-746, 2006. <https://doi.org/10.1063/1.361649>
- [4] L. H. Bennett, P. S. Wang, M. J. Donahue, "Artifacts in magnetic resonance imaging from metals", *Journal of applied physics*, Vol. 79, No. 8, pp. 4712-4714, 1996. <https://doi.org/10.1063/1.361649>
- [5] S. Hecht, W. H. Adams, J. Narak, W. B. Thomas, "Magnetic resonance imaging susceptibility artifacts due to metallic foreign bodies", *Veterinary Radiology & Ultrasound* Vol. 52, No. 4, pp. 409-414, 2011. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1740-8261.2011.01809.x>
- [6] 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>
- [7] 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>
- [8] Fiedler, Thomas M., Mark E. Ladd, and Andreas K.

Bitz. "SAR simulations & safety." *NeuroImage* 168 (2018): 33-58.

<https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2017.03.035>

- [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] T. W. Redpath, "Signal-to-noise ratio in MRI", *The British journal of radiology* Vol. 71, No. 847, pp. 704-707, 1998. <http://dx.doi.org/10.1259/bjr.71.847.9771379>
- [11] 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>
- [12] L. M. Tartaglino, A. E. Flanders, S. Vinitzki, D. P. Friedman, "Metallic artifacts on MR images of the postoperative spine: reduction with fast spin-echo techniques", *Radiology* Vol. 190, No. 2, pp. 565-569, 1994. <http://dx.doi.org/10.1148/radiology.190.2.8284417>
- [13] B. Theresa, F. Lipps, M. Nittka, "syngo warp-metal artifact reduction techniques in magnetic resonance imaging", *Magnetom Flash*, Vol. 2, pp. 24-25, 2012.
- [14] C. L. G. Ham, J. M. L. Engels, G. T. van de Wiel, A. Machielsen, "Peripheral nerve stimulation during MRI: effects of high gradient amplitudes and switching rates", *Journal of Magnetic Resonance Imaging* Vol. 7, No. 5, pp. 933-937, 1997. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.1880070524>

MRI 검사 시 금속 인공물 억제를 위한 합리적인 수신대역폭 적용 기준

유세종¹, 전민철², 안남용³, 권순용⁴, 김성호^{2,*}

¹건양대학교 방사선(학)과

²대전보건대학교 방사선(학)과

³대전보건대학교 교양교육원

⁴건국대학교병원 영상의학과

요 약

본 연구는 MRI 검사 시 금속 인공물을 억제하기 위한 목적에서 합리적인 수신대역폭 적용 기준을 제시하고자 하였다. 이를 위해 척추 수술용 나사로 제작된 팬텀을 대상으로 고속 스핀 에코기법을 적용한 T2 대조도 영상을 획득해 금속 인공물을 재현하였다. 그리고 수신대역폭을 100 Hz/PX에서 800 Hz/PX까지 100 Hz/PX씩 증가시키며 영상을 획득하였다. 금속 인공물은 신호 감쇄 영역과 신호 누적 영역의 면적을 측정하여 합으로 정하였다. 더불어 영상 변수에 따른 금속 인공물의 양상을 분석하기 위해 Pearson 상관 분석을 시행하였다. 그 결과, 신호 누적 영역은 수신대역폭 증가에 따라 유의한 변화가 없었지만($p>0.05$) 신호 소실 영역과 금속 인공물의 면적은 수신대역폭의 증가에 따라 감소하였다($p<0.05$). 흥미로운 점은 금속 인공물의 면적은 수신대역폭을 100 Hz/PX에서 200 Hz/PX로 증가시킨 구간에서 최대로 감소하였는데 이는 수신대역폭 증가에 따른 에코 간격이 최대로 줄어든 구간과 일치하였다. 더불어 상관 분석 결과에서도 에코 간격은 수신대역폭과 비교하여 신호 감쇄 영역 및 금속 인공물의 면적과 더 높은 연관성이 있는 것으로 나타났다. 따라서 금속 인공물을 줄이기 위한 목적으로 수신대역폭을 증가시킬 경우, 화질 요소를 고려해 에코 간격이 최소화되는 수치를 기준으로 정하는 것이 합리적이라 생각된다.

중심단어: MRI, 금속 인공물, 수신대역폭, 에코 간격

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	유세종	건양대학교 방사선(학)과	교수(전임)
(공동저자)	전민철	대전보건대학교 방사선(학)과	교수(전임)
	안남용	대전보건대학교 교양교육원	교수(전임)
	권순용	건국대학교병원 영상의학과	책임
(교신저자)	김성호	대전보건대학교 방사선(학)과	교수(전임)