

Evaluation of Effect of Decrease in Metallic Artifacts using the Synthetic MR Technique

Soon-Yong Kwon¹, Nam-Yong Ahn², Jeong-Eun Oh³, Seong-Ho Kim^{4,*}

¹Department of Radiology, Konkuk University Medical Center

²College of Liberal Arts and Science, Daejeon Health Institute of Technology

³Naara Animal Hospital

⁴Department of Radiology, Daejeon Health Institute of Technology

Received: November 27, 2022. Revised: December 22, 2022. Accepted: December 31, 2022.

ABSTRACT

This study is aimed to evaluate the effects of a synthetic MR technique in reducing metal artifacts. In the experiment, the in-plane and through-plane images were acquired by applying a synthetic MR technique and a high-speed spin echo technique to a phantom manufactured with screw for spinal surgery. The area of the metal artifact was compared. The metal artifacts were measured by dividing the signal-loss and the signal pile-up areas, and the area of the final artifact was calculated through the sum of the two. As a result, the metal artifacts were relatively reduced when the synthetic MR techniques were applied to both in-plane and through-plane. Comparing by sequence, the in-plane T1 images decreased by 23.45%, T2 images by 20.85%, PD images by 19.67%, and FLAIR images by 22.12%. Also, in the case of the through-plane, the T1 image decreased by 62.95%, the T2 image decreased by 73.93%, the PD image decreased by 74.68%, and the FLAIR image decreased by 66.43%. The cause of this result is that when the synthetic MR technique is applied, the distortion is due to the signal pile-up and does not occur and the size of the entire metal artifact is reduced. Therefore, synthetic MR technique can very effectively reduce metal artifacts, which can help to increase the diagnostic value of images.

Keywords: Synthetic MR, Metallic artifact, Signal loss, MR signal pile up

I. INTRODUCTION

MRI는 고자기장과 공명 현상을 유발하는 전자파를 활용하여 인체 내 수소 원자의 변화를 유발함으로써 영상을 재구성하는 영상 장비이다^[1]. MRI는 다른 X-선을 기반으로 하는 장비와 비교하여 낮은 에너지의 전자기파를 사용하여 피폭의 우려가 적고 다양한 대조도 인자가 있어 상대적으로 많은 정보를 제공한다는 장점이 있다^[2,3]. 하지만 검사의 원리상 다양한 인공물이 발생할 수 있어 검사자의 주의와 노력이 필요하다^[4]. 금속 인공물은 임상에서 가장 빈번하게 발생하는 인공물 중 하나다. 금속

인공물은 주로 인체 내 다양한 금속 삽입물에 의해 발생하며 최근 고령화에 따라 골관절계 분야에서의 수술 빈도 증가로 인해 인공물과 관련된 문제점과 해결책에 대한 관심이 계속해서 증가하고 있다^[5,6].

금속 인공물은 금속과 주변 조직의 자화율 차이 (magnetic susceptibility)로 인해 주 자기장이 왜곡되어 발생한다. 주 자기장의 왜곡은 수소의 세차주파수를 변화시켜 수소의 위치와 주파수의 선형적 관계를 훼손한다^[7]. 그 결과 영상의 기하학적 왜곡뿐만 아니라 복셀 (voxel) 내 신호 소실 (signal-loss) 그리고 신호의 누적 (signal pile-up) 현상이 발생할 수 있다. 이러한 현상은 주파수 부호화의 과정을

* Corresponding Author: Seong-Ho Kim

E-mail: pooh79@hit.ac.kr

Tel: +82-42-670-9174

거치는 in-plane과 through-plane 방향 모두 발생할 수 있다^[8-10].

금속 인공물을 개선하기 위한 노력은 최근까지도 지속되고 있다. 임상에서 가장 일반적으로 사용하는 방법은 저 자기장 MRI 장치를 사용하거나 영상 변수를 조절하는 것이다^[4,11,12]. 더불어 금속 인공물을 억제하기 위해 특별히 고안된 기법을 적용할 수 있다. 하지만 이러한 방법들은 구매와 관련된 현실적인 문제나 영상의 화질 그리고 검사 시간과 높은 연관이 있어 적용에 제한적이다. 또한 금속 인공물의 정도나 방향에 따른 최적화 방법에 관한 연구가 부족해 임상적인 활용도가 떨어지고 있다^[13-15]. 따라서 좀 더 안정적이고 효과적으로 금속 인공물을 개선하는 방법에 관한 연구가 요구되고 있다. Synthetic MR은 한 번의 검사 동안 다수의 TI (inversion time)와 TE (echo time)를 적용한 여러 개의 영상을 획득하고 영상 내 모든 복셀의 T1, T2 이완 정보를 계산하여 영상을 재구성하는 방법이다^[16]. 즉 정량적인 T1, T2 이완 시간을 기반으로 임의의 TR (repeat time), TI, TE에 해당하는 신호 값을 계산하는 후처리 과정을 통해 다양한 대조도 영상을 재구성하는 영상 기법이다. 이는 결국 다수의 영상을 통해 정량적인 정보를 정확히 구할 수 있다면 각각의 영상에서 발생한 문제는 재구성 시 문제가 되지 않음을 의미한다.

이에 본 연구는 synthetic MR 기법을 이용하여 금속 인공물을 감소시킬 수 있는지 확인하기 위해 금속 인공물의 정도를 정량적으로 평가하였고 기존의 영상 기법과의 비교를 통해 그 효과에 대해 증명하고자 하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 연구 재료

실험을 위해 3.0T MRI (GE Discovery 750 3.0T, GE Healthcare, Milwaukee, Wisconsin, USA) 장비와 32 채널 두부용 코일 (32 Channel Head MRI Coil, MR instruments, Minnetonka, Minnesota, US)을 사용하였다. 그리고 MRI 검사 시 금속 인공물의 유발을 위해 티타늄 합금으로 제작된 척추 수술용 나사

(CD HORIZON SOLERA Spinal System, Medtronic, Minneapolis, Minnesota, US)를 밀폐 용기에 고정하고 기름 (oil)을 채워 팬텀을 제작하였다.

2. 검사 방법

Table 1과 같이 MRI 검사는 팬텀을 대상으로 고속 스핀 에코 기법 (turbo spin echo technique, TSE)을 이용하여 T1, T2, 양성자 밀도 (proton density, PD) 대조도 강조 영상 그리고 FLAIR 영상을 획득하였다. 그리고 금속 인공물의 발생 정도를 비교하기 위해 Synthetic MR 기법을 이용하여 영상을 획득하였다. 이를 위해 MAGiC 시퀀스 (MAGnetic resonance image Compilation, GE Healthcare, Milwaukee, Wisconsin)를 사용하였다.

Table 1. Imaging parameters

Parameters	Turbo spin echo				Synthetic MR
	T1	T2	PD	FLAIR	
TR (ms)	785	4000	4000	12500	5488
TE (ms)	7.4	102	11	130	13.52, 87.88
TI (ms)				2736	auto
ETL	3	16	12	23	16
NEX	4	6	6	2	1
FOV (mm ²)					10
Thickness/gap (mm)					2/0
Matrix size					128×128
Slices number					30
Bandwidth (kHz)					± 22.73

Synthetic MR 기법을 통해 획득한 영상은 장비에서 제공하는 MAGiC 소프트웨어 ver. 100.1.1을 통해 T1, T2, PD, FLAIR 영상으로 재구성하였다. 재구성 시 TR, TE, TI 값과 그 외 영상 변수는 고식적으로 획득한 영상 조건과 동일하게 설정하였다.

검사 방법은 in-plane에서의 금속 인공물의 발생 정도를 평가하기 위해 수술용 나사의 횡단면 (axial) 영상을 획득하였다. 그리고 through-plane에서의 금속 인공물 발생 정도를 평가하기 위해 수술용 나사의 관상면 (coronal) 영상을 획득한 후 횡단면으로 재구성하였다.

3. 영상 분석

금속 인공물의 발생 정도를 정량적으로 평가하

기 위해 imageJ 1.53k (Bethesda, MD, US) 프로그램을 사용하여 인공물의 면적을 측정하였다. 금속 인공물은 복셀 내 탈위상 (dephasing)으로 인한 signal-loss와 신호의 공간적 왜곡으로 발생하는 signal pile-up으로 구분하여 측정하였다. 그리고 최종적으로 금속 인공물의 크기는 신호 소실 영역과 신호 누적의 합으로 정의하였다. Fig. 1, 2와 같이 획득한 DICOM 영상을 토대로 인공물을 측정하였으며, 측정 과정의 오류를 최소화 하기 위해 각각의 영상에 대해 15회씩 반복적으로 인공물의 발생 정도를 측정하였다.

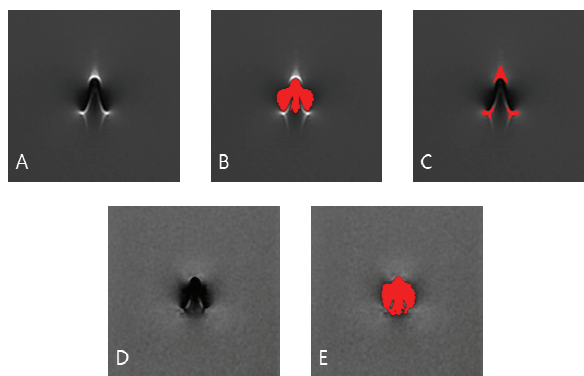


Fig. 1. In-plane metallic artifact measurement. (A) T2 contrast weighted image using fast spin echo, measurement of (B) signal-loss and (C) signal pile-up. (D) T2 contrast weighted image using synthetic MR, measurement of (E) signal-loss.

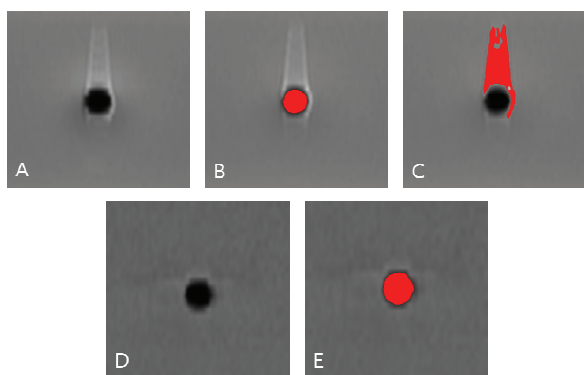


Fig. 2. Through-plane metallic artifact measurement. (A) Axial reformation image of T2 contrast weighted image using fast spin echo, measurement of (B) signal-loss and (C) signal pile-up. (D) Axial reformation image of T2 contrast weighted image using synthetic MR, measurement of (E) signal-loss.

4. 통계 분석

TSE 기법으로 획득한 영상과 Synthetic MR 기법으로 획득한 영상에서의 금속 인공물 차이를 평가하기 위해 대응 표본 t 검정 (paired t-test)를 시행하여 각각의 시퀀스 별 인공물 차이를 분석하였다. 이를 위해 IBM SPSS Statistics version 23 (IBM Corp., Armonk, N.Y., USA)를 활용하였고 유의 수준은 0.05 미만으로 하였다.

III. RESULT

1. In-plane 금속 인공물 평가

Table 2와 같이 TSE 기법으로 획득한 영상은 금속물에 의한 signal-loss가 T1 영상은 평균 150.33 mm², T2 영상은 평균 168.97 mm², PD 영상은 평균 170.81 mm², FLAIR 영상은 평균 177.30 mm² 발생했다. 그리고 synthetic MR 기법으로 획득한 영상은 금속물에 의한 signal-loss가 T1 영상은 평균 150.92 mm², T2 영상은 평균 168.44 mm², PD 영상은 평균 170.71 mm², FLAIR 영상은 평균 173.47 mm² 발생했다.

두 기법 간의 인공물 크기 차이를 분석한 결과에서는 모든 시퀀스에서 유의 확률 (p)값이 0.05 이상으로 나타나 유의한 차이를 보이지 않았다.

금속물에 의한 signal pile-up은 synthetic MR 기법을 이용한 영상에서는 발생하지 않았다. 반면, TSE 기법으로 획득한 T1 영상은 평균 46.81 mm², T2 영상은 평균 43.84 mm², PD 영상은 평균 41.69 mm², FLAIR 영상은 평균 45.45 mm² 발생했다. 최종적으로 TSE 기법으로 획득한 영상의 금속 인공물의 크기는 T1 영상은 평균 197.15 mm², T2 영상은 평균 212.81 mm², PD 영상은 평균 212.50 mm², FLAIR 영상은 평균 222.75 mm²로 나타났다.

synthetic MR 기법 간의 인공물 크기 차이를 분석한 결과는 모든 시퀀스에서 p값이 0.05 미만으로 유의한 차이를 보였다.

Table 2. Mean metallic artifact area of in-plane and result of the paired t-test

Sequence	signal-loss (mm ²)	p-value	Signal pile-up (mm ²)	Sum of area (mm ²)	p-value
TSE T1	150.33 ± 5.98	0.660	46.81 ± 3.62	197.15±7.15	<0.00*
Synthetic T1	150.92 ± 4.21		0	150.92±4.21	
TSE T2	168.97 ± 4.22	0.677	43.84 ± 3.32	212.81±4.18	<0.00*
Synthetic T2	168.44 ± 3.55		0	168.44±3.55	
TSE PD	170.81 ± 3.18	0.919	41.69 ± 3.95	212.50±6.40	<0.00*
Synthetic PD	170.71 ± 3.25		0	170.71±3.25	
TSE FLAIR	177.30 ± 5.08	0.710	45.45 ± 2.55	222.75±6.21	<0.00*
Synthetic FLAIR	173.47 ± 5.73		0	173.47±5.73	

† Sum of area: Metallic artifact

Table 3. Mean metallic artifact area of through-plane and result of the paired t-test

Sequence	signal-loss (mm ²)	p-value	Signal pile-up (mm ²)	Sum of area (mm ²)	p-value
TSE T1	44.09 ± 3.02	0.310	78.22 ± 3.29	122.31 ± 4.31	<0.00*
Synthetic T1	45.32 ± 2.78		0	45.32 ± 2.78	
TSE T2	50.70 ± 3.05	0.116	136.77 ± 3.28	187.47 ± 3.99	<0.00*
Synthetic T2	48.87 ± 2.58		0	48.87 ± 2.58	
TSE PD	52.01 ± 2.12	0.295	149.25 ± 1.82	201.26 ± 2.98	<0.00*
Synthetic PD	50.96 ± 3.08		0	50.96 ± 3.08	
TSE FLAIR	53.00 ± 3.15	0.889	105.25 ± 5.02	158.25 ± 5.11	<0.00*
Synthetic FLAIR	53.12 ± 3.67		0	53.12 ± 3.67	

† Sum of area: Metallic artifact

2. Through-plane 금속 인공물 평가

Table 3과 같이 TSE 기법으로 획득한 영상은 금속물에 의한 signal-loss가 T1 영상은 평균 44.09 mm², T2 영상은 평균 50.70 mm², PD 영상은 평균 52.01 mm², FLAIR 영상은 평균 53.00 mm² 발생했다. 그리고 synthetic MR 기법으로 획득한 영상은 금속물에 의한 signal-loss가 T1 영상은 평균 45.32 mm², T2 영상은 평균 48.87 mm², PD 영상은 평균 50.96 mm², FLAIR 영상은 평균 53.12 mm² 발생했다. 두 기법 간의 인공물 크기 차이를 분석한 결과에서는 모든 시퀀스에서 p값이 0.05 이상으로 나타나 유의한 차이를 보이지 않았다.

금속물에 의한 signal pile-up은 synthetic MR 기법을 이용한 영상에서는 발생하지 않았다. 반면, TSE 기법으로 획득한 T1 영상은 평균 78.22 mm², T2 영상은 평균 136.77 mm², PD 영상은 평균 149.25 mm², FLAIR 영상은 평균 105.25 mm² 발생했다. 최종적으로 TSE 기법으로 획득한 영상의 금속 인공

물의 크기는 T1 영상은 평균 122.31 mm², T2 영상은 평균 187.47 mm², PD 영상은 평균 201.26 mm², FLAIR 영상은 평균 158.25 mm²으로 나타났다. synthetic MR 기법 간의 인공물 크기 차이를 분석한 결과는 모든 시퀀스에서 p값이 0.05 미만으로 유의한 차이를 보였다.

IV. DISCUSSION

본 연구의 결과, in-plane 영상에서 발생하는 금속 인공물의 크기는 TSE 기법으로 획득한 영상과 비교하여 synthetic MR 기법으로 획득한 영상에서 감소하는 것으로 나타났다. 시퀀스 별로 비교해 보면 T1 영상은 23.45%, T2 영상은 20.85%, PD 영상은 19.67%, FLAIR 영상은 22.12% 감소하였다. Through-plane 영상에서 발생하는 금속 인공물의 크기도 마찬가지로 TSE 기법으로 획득한 영상과 비교하여 synthetic MR 기법으로 획득한 영상에서 감소하는 것으로 나타났다. 시퀀스 별로 비교해 보면

T1 영상은 62.95%, T2 영상은 73.93, PD 영상은 74.68%, FLAIR 영상은 66.43% 감소하였다. 이러한 결과의 원인은 synthetic MR 기법이 금속으로 인해 발생하는 signal pile-up 현상을 완전히 보상했기 때문이라 유추할 수 있다. 실험 결과 signal-loss의 면적은 TSE 기법과 synthetic MR 기법을 적용한 영상에서 유의한 차이가 없었다. 하지만 Fig. 3과 같이 signal pile-up 현상은 synthetic MR 기법을 적용한 영상에서는 발생하지 않아 전체 금속 인공물의 크기가 상대적으로 감소하였다. 그리고 이러한 효과는 in-plane 영상보다 through-plane 영상에서 두드러져 금속 인공물을 감소시키는 데 더욱 유리한 것으로 나타났다.

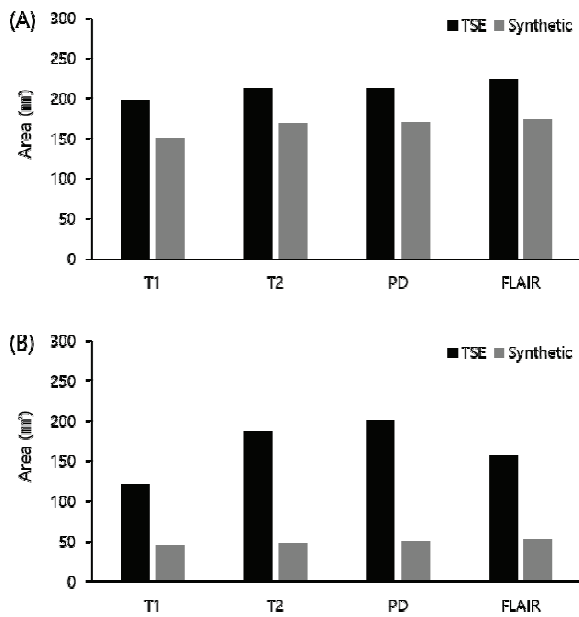


Fig. 3. Area of metallic artifact of the images using turbo spin echo and synthetic MR technique. (A) is results of the in-plane images. (B) is results of the through-plane images.

임상에서는 금속 인공물을 개선하기 위해 다양한 방법들을 시도해왔다. 가장 효과적인 방법은 저 자기장 MRI 장비를 사용하는 것이다^[11]. 하지만 이는 설비의 부재 시 불가능하므로 제한적이다. 또 다른 방법은 높은 bandwidth, matrix의 수 증가, 절편 두께 감소와 같은 영상 변수의 적용이다^[4,12]. 하

지만 이는 영상의 신호 대 잡음비 (signal to noise, SNR)이나 해상력에 영향을 주기 때문에 최적의 조건을 결정하기 어렵다. 최근에는 금속 인공물 감소를 목적으로 개발된 기법을 적용하여 영상을 개선하는 노력도 활발히 이루어지고 있다. 대표적으로 VAT (view-angle-tilting)과 MSI (multispectral imaging)을 예로 들 수 있다. VAT는 in-plane에서 금속 인공물을 줄이기 위한 기술로 주파수 부호화 (frequency encoding) 방향의 경사 자기장을 절편 부호화 방향으로 기울여 줌으로써 인공물을 감소시키는 방법이다. VAT는 검사 시간의 변화 없이 인공물을 감소시킬 수 있지만, 주파수 부호화 방향의 흐려짐 (blurring)이 초래할 수 있고 구조물 경계에 부분 용적 효과 (partial volume effect)가 발생할 수 있다는 단점이 있다. 그리고 근본적으로 through-plane으로 발생하는 인공물을 개선할 수 없으므로 높은 개선 효과를 기대하기 어렵다^[13]. 따라서 through-plane으로 발생하는 인공물을 개선할 수 있는 MSI 기법과 동반하여 사용하는 것이 일반적이다. MSI 기법은 절편 방향으로 위상 부호화를 추가하여 획득하고 sum-of-squares를 통해 through-plane으로 발생하는 금속 인공물을 제거하는 방법이며 대표적으로 MAVRIC (multi-acquisition variable-resonance image combination)과 SEMAC (slice-encoding for metal artifact correction)이 있다^[14,15]. 이 기법은 금속으로 인한 단면 부호화의 오류를 개선할 수 있지만, 추가적인 위상 부호화 과정으로 인해 검사 시간이 증가한다는 단점이 있으며 최근 척추 MRI에 적용한 연구에서 척추관 (spinal canal)의 신호가 감소하여 진단적 가치가 저하되는 결과가 보고되었다^[17]. 이처럼 금속 인공물을 줄이기 위한 다양한 노력에도 불구하고 현재 여러 가지 제한점으로 인해 금속 인공물을 효과적으로 억제하기는 매우 어렵다. 하지만 본 연구 결과, synthetic MR 기법은 금속 인공물을 억제하는데 새로운 가능성을 보여주었다. 특히 synthetic MR 기법은 주파수 왜곡으로 인해 발생하는 signal pile-up 현상을 완벽하게 제거하였고 결과적으로 금속 인공물의 크기를 줄이는데 매우 효과적인 방법임을 증명하였다. 더불어 synthetic MR 기법은 상대적으로 짧은 검사 시간으

로 다양한 대조도 영상 획득이 가능하므로 기존 기법에서의 단점을 해결할 수 있다는 점이 매우 주목할 만하다^[16]. 이러한 장점은 실제 임상에서 수검자의 편의 및 만족도를 높일 수 있으며 검사 실패 및 재검사의 확률을 줄여 업무의 효율을 증가시킬 수 있다.

본 연구의 제한점은 팬텀을 대상으로 얻은 결과로 synthetic MR 적용에 따른 영상의 화질이나 주변 신호의 왜곡을 평가하지 못했다는 점이다. 이는 금속 인공물 감소를 목적으로 synthetic MR 기법을 적용했을 때 그 실효성과 관련된 사항으로 반드시 추후 연구를 통해 검증되어야 한다. 더불어 다양한 부위에서 최적의 신호를 재구성할 수 있는 영상 변수의 선택과 관련된 추가 연구도 필요할 것으로 생각된다.

V. CONCLUSION

본 연구는 금속 인공물을 감소시키기 위한 목적으로 synthetic MR 기법 적용하였고 TSE 기법과 비교하여 그 효과를 평가하였다. 그 결과 synthetic MR 기법은 주파수 왜곡으로 인한 signal pile-up 현상을 완전히 억제하였고 결과적으로 금속 인공물의 크기를 현저하게 감소시켰다. 따라서 synthetic MR 기법은 기존 TSE 기법과 비교하여 매우 효과적으로 금속 인공물을 감소시킬 수 있어 영상의 진단적 가치를 높이는 데 도움을 줄 수 있다.

Acknowledgements

This work was supported by the 2022 Resarch Fund of the Daejeon Health institute of Technology.

Reference

[1] D. B. Plewes, W. Kucharczyk, "Physics of MRI: a primer", *Journal of magnetic resonance imaging*, Vol. 35, No. 5, pp. 1038-1054, 2012. <https://doi.org/10.1002/jmri.23642>

[2] R. C. Semelka, D. M. Armao, J. E. Jr, W. Huda, "Imaging strategies to reduce the risk of radiation in CT studies, including selective substitution with

MRI", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 25, No. 5, pp. 900-909, 2007.

<https://doi.org/10.1002/jmri.20895>

- [3] J. Huang, C. Chen, L. Axel, "Fast multi-contrast MRI reconstruction", *Magnetic resonance imaging*, Vol. 32, No. 10, pp. 1344-1352, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.mri.2014.08.025>
- [4] Smith, Travis B, "MRI artifacts and correction strategies", *Imaging in Medicine*, Vol. 2, No. 4, pp. 445, 2010. <https://doi.org/10.2217/iim.10.33>
- [5] K. Thiele, C. Perka, G. Matziolis, H. O. Mayr, M. Sostheim, R. Hube, "Current Failure Mechanisms After Knee Arthroplasty Have Changed: Polyethylene Wear Is Less Common in Revision Surgery", *The Journal of bone and joint surgery*, Vol. 97, No. 9, pp. 715-720, 2015. <https://doi.org/10.2106/jbjs.m.01534>
- [6] S. S. Rajace, J. C. Campbell, J. Mirocha, G. D. Paiement, "Increasing Burden of Total Hip Arthroplasty Revisions in Patients Between 45 and 64 Years of Age", *The Journal of bone and joint surgery*, Vol. 100, No. 6, pp. 449-458, 2018. <http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.17.00470>
- [7] 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>
- [8] J. P. Dillenseger, S. Molière, P. Choquet, C. Goetz, M. Ehlinger, G. Bierry, "An illustrative review to understand and manage metal-induced artifacts in musculoskeletal MRI: a primer and updates", *Skeletal Radiology*, Vol. 45, No. 5, pp. 677-688, 2016. <http://dx.doi.org/10.1007/s00256-016-2338-2>
- [9] S. Eustace, H. Jara, R. Goldberg, H. Fenlon, M. Mason, E. R. Melhem, E. K. Yucel, "A comparison of conventional spin-echo and turbo spin-echo imaging of soft tissues adjacent to orthopedic hardware", *American journal of roentgenology*, Vol. 170, No. 2, pp. 455-458, 1998. <https://doi.org/10.2214/ajr.170.2.9456963>
- [10] I. Khodarahmi, A. Isaac, E. K. Fishman, D. Dalili, J. Fritz, "Metal about the hip and artifact reduction techniques: from basic concepts to advanced imaging", *Seminars in musculoskeletal radiology*, Vol. 23, No. 03, pp. e68-e81, 2019. <https://doi.org/10.1055/s-0039-1687898>

- [11] M. J. Lee, S. Kim, S. A. Lee, H. T. Song, Y. M. Huh, D. H. Kim, S. H. Han, J. S. Suh, "Overcoming Artifacts from Metallic Orthopedic Implants at High-Field-Strength MR Imaging and Multidetector CT", *Radiographics*, Vol. 27, No. 3, pp. 791-803, 2007. <http://dx.doi.org/10.1148/rg.273065087>
- [12] T. J. Bachschmidt, R. Sutter, P. M. Jakob, C. W. A. Pfirrmann, M. Nittka, "Knee implant imaging at 3 Tesla using high-bandwidth radiofrequency pulses", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 41, No. 6, pp. 1570-1580, 2015. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.24729>
- [13] B. Kim, J. M. Pauly, G. E. Gold, "Reduction of blurring in view angle tilting MRI", *Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 53, No. 2, pp. 418-424, 2005. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.20375>
- [14] I. Khodarahmi, M. Nittka, J. Fritz, "Leaps in technology: advanced MR imaging after total hip arthroplasty", *Seminars in Musculoskeletal Radiology*, Vol. 21, No. 5, pp. 604-615, 2017. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0037-1606135>
- [15] L. Filli, L. Jud, R. Luechinger, D. Nanz, G. Andreisek, V. M. Runge, S. Kozerke, N. A. Farshad-Amacker, "Material-Dependent Implant Artifact Reduction Using SEMAC-VAT and MAVRIC: A Prospective MRI Phantom Study", *Investigative radiology*, Vol. 52, No. 6, pp. 381-387, 2017. <https://doi.org/10.1097/rli.0000000000000351>
- [16] L. N. Tanenbaum, A. J. Tsiouris, A. N. Johnson, T. P. Naidich, M. C. DeLano, E. R. Melhem, P. Quarterman, S. X. Parameswaran, A. Shankaranarayanan, M. Goyen, A. S. Field, "Synthetic MRI for clinical neuroimaging: results of the Magnetic Resonance Image Compilation (MAGiC) prospective, multicenter, multireader trial", *American Journal of Neuroradiology*, Vol. 38, No. 6, pp. 1103-1110, 2017. <https://doi.org/10.3174/ajnr.a5227>
- [17] C. Park, E. L. Y. Yeo, Y. Kang, J. W. Lee 3, J. M. Ahn, H. S. Kang, "Spine MR images in patients with pedicle screw fixation: Comparison of conventional and SEMAC-VAT sequences at 1.5 T", *Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 54, pp. 63-70, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.mri.2018.08.002>

Synthetic MR 기법을 이용한 금속 인공물 감소 효과 평가

권순용¹, 안남용², 오정은³, 김성호^{4,*}

¹건국대학교병원 영상의학과

²대전보건대학교 교양교육원

³나아라 동물병원

⁴대전보건대학교 방사선(학)과

요 약

본 연구는 금속 인공물을 감소시키는 데 있어 synthetic MR 기법의 효과를 평가해보고자 하였다. 실험은 척추 수술용 나사로 제작된 팬텀을 대상으로 synthetic MR 기법과 고속 스핀 에코 기법을 적용하여 in-plane 과 through-plane 영상을 획득하고 금속 인공물의 면적을 비교해 보았다. 금속 인공물은 signal-loss와 signal pile-up 영역으로 구분하여 측정하였고 둘의 합을 통해 최종 인공물의 면적을 계산하였다. 그 결과, in-plane, through-plane 모두 synthetic MR 기법을 적용했을 때 상대적으로 금속 인공물이 감소하였다. 시퀀스 별로 비교하면 in-plane의 경우 T1 영상은 23.45%, T2 영상은 20.85%, PD 영상은 19.67%, FLAIR 영상은 22.12% 감소하였다. 또한 through-plane의 경우 T1 영상은 62.95%, T2 영상은 73.93%, PD 영상은 74.68%, FLAIR 영상은 66.43% 감소하였다. 이러한 결과의 원인은 synthetic MR 기법 적용 시 signal pile-up에 의한 왜곡이 발생하지 않아 전체 금속 인공물의 크기가 감소하였기 때문이다. 따라서 synthetic MR 기법은 매우 효과적으로 금속 인공물을 감소시킬 수 있어 영상의 진단적 가치를 높이는 데 도움을 줄 수 있다.

중심단어: Synthetic MR, 금속 인공물, 신호 소실, 신호 누적

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	권순용	건국대학교병원 영상의학과	연구원
(공동저자)	안남용	대전보건대학교 교양교육원	교수(전임)
(공동저자)	오정은	나아라 동물병원	원장
(교신저자)	김성호	대전보건대학교 방사선(학)과	교수(전임)