

<원저>

인공 무릎관절에서 자화율 인공물의 감소를 위한 O-MAR XD 기법의 평가

이정훈

신한대학교 방사선학과

Evaluation of O-MAR XD Technique for Reduction of Magnetic Susceptibility Artifact of Knee Implant

Jung-Hoon Lee

Department of Radiological Science, Shinhan University

Abstract Magnetic Resonance Imaging for patients with metallic implant has poor image quality, and signal loss and artifacts including distortion can occur. The purpose of this study is to carry out a comparative evaluation on high receive bandwidth(hiBW), O-MAR, O-MAR XD to reduce artifacts in knee implant. To take MRI, 3.0T scanner and dual-source radiofrequency transmission were used. O-MAR XD technique's strong option showed a significant difference ($p<0.001$) with O-MAR XD technique's weak option, O-MAR and hiBW excluding the medium option. O-MAR XD's medium option had a significant difference ($p<0.01$) with O-MAR XD's weak, O-MAR and hiBW. O-MAR XD technique's weak option had a significant difference ($p<0.01$) with O-MAR XD's strong and medium options, O-MAR and hiBW. O-MAR technique had a significant difference ($p<0.001$) with strong, medium, weak options of O-MAR XD technique except for hiBW. HiBW had a significant difference ($p<0.001$) with strong, medium and weak options of O-MAR XD technique except for O-MAR. The results showed that O-MAR XD technique was more useful for MRI scan for patients with knee replacement surgery than traditional techniques such as hiBW or O-MAR, and susceptibility artifacts decreased more when O-MAR XD technique's strong or medium option was applied. Based on the results above, it is considered that it will be possible to acquire images whose susceptibility artifacts were highly decreased by using O-MAR XD technique's strong or medium option when conducting MRI for artificial knee joint and it will be helpful for checking and monitoring patients with knee joint replacement.

Key Words : Magnetic resonance imaging, Susceptibility artifact, View angle tilting, Orthopedic Metal Artifact Reduction, Slice encoding for metal artifact correction

중심 단어 : 자기공명영상, 자화율 인공물, VAT, O-MAR, SEMAC

I. 서론

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging; MRI)은 연부조직의 우수한 대조도를 제공하고 기능적 정보를 제공하는 영상 진단 방법이다. 최근에는 Diffusion tensor imaging을 이용하여 Fiber tractography를 이용한 신경섬유다발을 직접 영상으로 볼 수도 있다[1]. 그러나 금속이 삽

입된 환자의 검사에서는 영상의 품질이 떨어지고 신호 소실과 왜곡을 포함한 인공물(artifact)이 발생한다[2-4]. 금속의 자화율 차이로 인해 발생하는 인공물은 주 자기장의 국소적인 불균질로 인해 발생하며, 이 불균질은 금속 임플란트를 둘러싼 조직에서 스핀들의 탈위상 및 주파수 이동을 일으킨다. 스핀들의 탈위상은 신호를 감소시키고 영상에서 저 신호 영역으로 나타나게 된다. 또한 주파수의 이동은 해

Corresponding author: Jung-Hoon Lee, Department of Radiological Science, Shinhan University, 95, Hoam-ro, Uijeongbu-si, Gyeonggi-do, 11644, Republic of Korea / Tel: +82-10-9227-3212 / E-mail: jhlee11@shinhan.ac.kr

Received 16 August 2018; Revised 11 October 2018; Accepted 19 October 2018

Copyright ©2018 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

부하의 기하학적 왜곡을 초래하게 된다. 자화율 인공물(susceptibility artifact)은 영상의 진단을 어렵게 하고 수술 후 환자의 평가에도 어려움을 주게 된다. 자화율 인공물을 줄이기 위해 높은 수신대역폭(receive bandwidth)을 사용하거나 VAT(view angle tilting) 기법을 적용하는 여러 연구가 있었다[5-7]. 그러나 대부분의 자화율 인공물은 해결할 수 없었다. 최근에는 VAT와 함께 SEMAC(slice encoding for metal artifact correction) 기법을 이용한 연구가 진행되어 자화율 인공물을 감소시켰다는 연구가 보고되었다[8-11].

국민건강보험공단에서 제공하는 2016년 주요수술통계연보를 보면 2016년 무릎 관절 치환술(knee Replacement)의 수술환자 수는 66,484명이고 수술건수가 69,755건으로 연평균 증가율이 6.4%로 나타났다[12]. 퇴행성 관절 질환, 외상 후 무릎 관절의 형태 및 골절 등으로 인해 인공 무릎 관절(total knee replacement; TKR)의 수술은 계속 증가 추세이다. 무릎 관절 치환술로 삽입된 금속물질은 수술 후 나타날 수 있는 합병증 및 수술 후 평가를 어렵게 만들고 있다.

수술을 시행한 환자에서의 금속물질에 대한 인공물을 줄이려는 노력은 계속되어 왔다. 척추 인공물 삽입 환자에서 고식적(Conventional) T2WI(T2 weighted images)와 SEMAC 영상을 비교 하여 SEMAC 시퀀스에서 자화율 인공물이 감소하는 것을 보고하였다[13]. 치아 금속물질(dental materials)을 삽입한 환자에서 VAT 기법과 SEMAC 기법을 이용하여 자화율 인공물이 감소하는 것을 확인하였다[14]. 또한 머리 동맥류 클립(aneurysm clips) 수술 환자에서 VAT기법과 SEMAC기법을 이용하여 자화율 인공물이 감소된다고 보고하였다[15].

Reichert 등은 1.5T와 3.0T MRI를 이용하여 VAT와 SEMAC-VAT 기법을 팬텀과 금속물질이 삽입된 환자에서 비교 하여 VAT와 SEMAC-VAT 기법의 우수성을 밝혀냈다[16]. 하지만 SEMAC기법은 옵션인 SEMAC 인자(factor)를 15로 고정하여 사용하였고, 고식적 TSE(turbo spin echo) 시퀀스는 수신 대역폭을 높여 자화율 인공물을 줄이는 방법으로 비교 평가 하지 않았다. 이에 본 연구에서는 고식적 TSE 시퀀스에서 자화율 인공물을 최대한 줄이기 위해 수신대역폭을 높이는 방법(high receive bandwidth; hiBW)을 사용하였고, O-MAR(orthopedic metal artifact reduction) XD기법은 strong, medium, weak의 3가지 옵션을 적용하여 SEMAC 인자를 변경하여 그 효과를 비교 평가하고자 하였다.

본 연구의 목적은 인공 무릎관절(knee implant) 팬텀에서의 자화율 인공물 감소를 위한 hiBW, O-MAR, O-MAR

XD(strong, medium, weak) 기법들의 효과를 비교 평가하고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. MR Imaging Acquisition

인공 무릎관절(knee implant) 팬텀은 32채널 코일을 이용하여 검사하였다. 인공 무릎관절의 재료는 코발트-크롬 합금과 티타늄 합금(Ti-6AL-4V)으로 가로 6.5 cm, 세로 15.5 cm 크기이다(Fig. 1). 인공관절 주변에는 물을 채워 팬텀을 만들었다. MRI 영상은 3.0 T MRI 장비(intera achiva Tx 3.0T; philips medical systems, netherlands)를 사용하여 dual-source radiofrequency transmission을 이용했다. Imaging protocol은 hiBW, O-MAR, O-MAR XD(strong, medium, weak) 기법을 적용한 T2 FSE 관상면(Coronal) 영상을 획득하였다(Fig. 2). hiBW TSE 시퀀스의 적용을 위해서 수신 대역폭을 신호 대 잡음비(signal to noise ratio; SNR)를 고려하여 최대한 높은 수치로 검사를 진행했다. O-MAR XD기법에서 strong옵션은 SEMAC 인자가 25이고, medium옵션은 SEMAC 인자가 17이며 weak옵션은 SEMAC 인자가 9이었다. hiBW, O-MAR, O-MAR XD(strong, medium, weak) 기법의 비교 평가를 위해서 다른 변수들은 고정하고 O-MAR와 O-MAR XD의 선택 옵션만 변경하였다(Table 1).



Fig. 1 Knee implant used for phantom

2. Data analysis

데이터 분석은 INFINITT Version 3.0.11.4 BN4 32Bit에서 시행하였다. 획득된 T2 FSE 관상면 영상은 7개의 단면에서 hiBW, O-MAR, O-MAR XD(strong, medium, weak)의 각각의 면적을 측정하였다. 7개의 단면에서 기법별로 각각의 면적을 측정하여 35개의 면적에 대한 값을 획득하였다.

Table 1 MR Imaging acquisition parameters.

	O-MAR XD strong	O-MAR XD medium	O-MAR XD weak	O-MAR	hi-BW
TR / TE (ms)	3070 / 92	3076 / 91	3000 / 88	3000 / 74	3000 / 74
FOV (mm)	230 × 201	230 × 201	230 × 201	230 × 201	230 × 201
Matrix	288 × 252	288 × 252	288 × 252	288 × 252	288 × 252
O-MAR	SEMAC + VAT	SEMAC + VAT	SEMAC + VAT	MARS + VAT	
SEMAC factor	25	17	9		
Slice thickness (mm)	3	3	3	3	3
TSE factor	16	16	16	16	16
Water-fat shift	minimum	minimum	minimum	minimum	minimum
Bandwidth (Hz)	1038.6	1038.6	1038.6	1038.6	1038.6
Scan Time	8:11	7:59	6:24	5:18	5:18

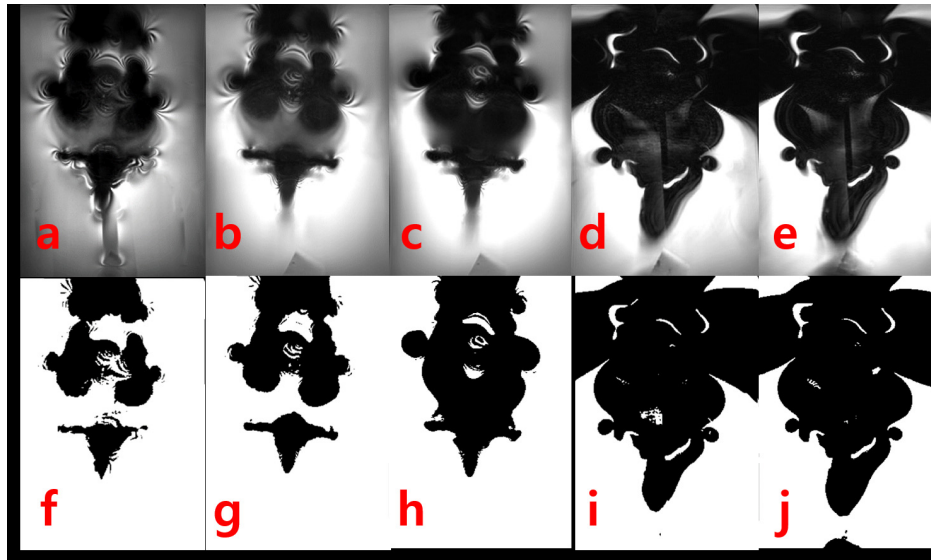


Fig. 2 Result images according to hiBW, O-MAR, O-MAR XD(strong, medium, weak) techniques of knee implant phantom. (a) O-MAR XD strong. (b) O-MAR XD medium. (c) O-MAR XD weak. (d) O-MAR (e) hiBW. (f-j) These images were adjusted to window width 1 for contrast enhancement.

3. Statistical Analyses

수집된 데이터는 SPSS software(SPSS 23.0 for Windows, SPSS, Chicago, IL USA)로 통계학적 분석을 실행하였다. 분석 기법으로는 One way ANOVA를 이용하였고, hiBW, O-MAR, O-MAR XD(strong, medium, weak)의 면적의 차이를 확인하였다. 기술통계를 이용하여 평균과 표준편차를 구하였고, 분산의 동질성 검증을 위하여 Levene 통계량을 이용하였다. 다중비교(multiple comparison)를 위하여 Scheffe법을 이용하여 추가적인 검증을 실시하였다. 유의 수준은 $p < 0.05$ 일 경우 통계적으로 유의하다고 판단하였다. hiBW, O-MAR, O-MAR XD(strong, medium, weak)의 면적에 대한 상자그림(box plot) 그래프를 나타내었다.

III. 결 과

인공 무릎관절(knee implant) 팬텀의 hiBW, O-MAR, O-MAR XD(strong, medium, weak)기법에 따른 결과 영상은 Fig. 2에 나타냈다. 평균과 표준편차는 hiBW기법에서 $123939.7 \pm 615.5 \text{ mm}^2$ 이었고, O-MAR기법에서는 $12938.0 \pm 561.1 \text{ mm}^2$ 의 면적 값을 나타내었다. 그리고 O-MAR XD기법의 weak옵션에서는 $6347.1 \pm 1082.2 \text{ mm}^2$, O-MAR XD 기법의 medium옵션에서는 $4569.8 \pm 717.5 \text{ mm}^2$, O-MAR XD 기법의 strong옵션에서는 $4072.9 \pm 830.0 \text{ mm}^2$ 의 면적 값을 나타내었다. 분산의 동질성 검증을 위한 Levene 통계량은 $p = 0.437$ 로 분산의 동질성 가정을 만족함을 알 수 있다.

Table 2 Comparison of Areas among the methods. (O-MAR XD strong, O-MAR XD medium, O-MAR XD weak, O-MAR, MARS)

	O-MAR XD strong	O-MAR XD medium	O-MAR XD weak	O-MAR	hi-BW	<i>p</i> -value
Areas (mm ²)	4072.9 ± 313.7	4569.9 ± 717.5	6347.1 ± 1082.2	12938.0 ± 561.1	12939.7 ± 615.5	< .001
	a	a	b	c	c	

All data are expressed as the mean ± standard deviation. Data was analysed by ANOVA among methods. The same letters indicate non-significant difference between methods based on Scheffe multiple comparison test.

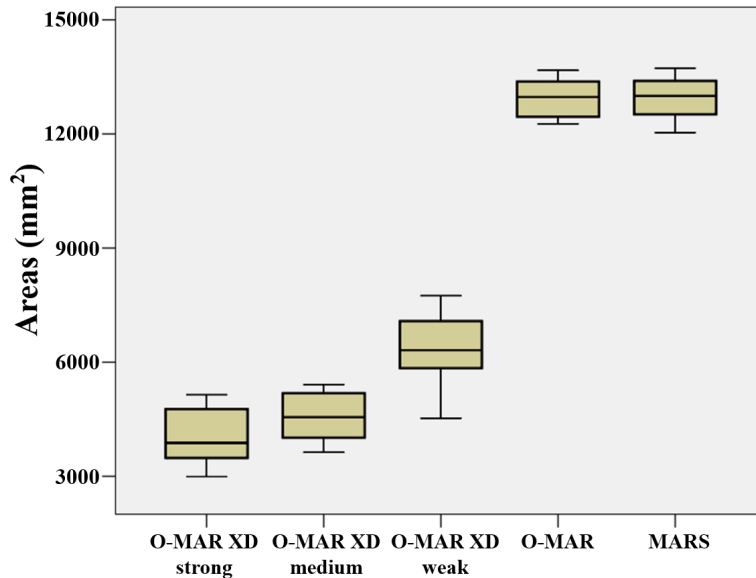


Fig. 3 Area values according to hiBW, O-MAR, O-MAR XD(strong, medium, weak) techniques. Strong, medium and weak options of MAR XD technique were measured low in general while of O-MAR and hiBW were measured high.

One-way ANOVA 분석의 결과, 검정통계량인 *F*값이 223.9이며, $p < 0.001$ 으로 유의수준 5%를 만족하므로 hiBW, O-MAR, O-MAR XD(strong, medium, weak) 기법의 평균이 모두 동일하지 않음을 알 수 있었다. 즉, hiBW, O-MAR, O-MAR XD(strong, medium, weak) 기법에 따라 평균의 차이가 있음을 알 수 있었다(Table 2).

One-way ANOVA 분석의 결과, 이러한 유의한 차이가 어디서 일어났는지를 알기 위해 추가적으로 다중비교(multiple comparison)를 실시하였다. 다중비교 분석 중에 Scheffe법을 이용하여 추가적인 검증을 실시하였다. Scheffe법의 통계를 살펴보면, O-MAR XD기법의 strong옵션은 medium옵션을 제외하고 나머지 O-MAR XD기법의 weak, O-MAR, hiBW와 $p < 0.001$ 로 유의한 차이를 보였다. O-MAR XD기법의 medium옵션은 strong옵션을 제외하고 나머지 O-MAR XD기법의 weak, O-MAR, hiBW와 $p < 0.01$ 로 유의한 차이를 보였다. O-MAR XD기법의 weak옵션은 O-MAR XD 기법의 strong, medium, O-MAR, hiBW와 $p < 0.01$ 로 유의한 차이를 보였다. O-MAR 기법은 hiBW기법을 제외하고 나머지

O-MAR XD기법의 strong, medium, weak와 $p < 0.001$ 로 유의한 차이를 보였다. hiBW기법은 O-MAR 기법을 제외하고 나머지 O-MAR XD기법의 strong, medium, weak와 $p < 0.001$ 로 유의한 차이를 보였다. Scheffe법의 동질적 부분 집합을 살펴보면, O-MAR XD 기법의 strong과 medium은 같은 a집단으로 분류되고, O-MAR XD기법의 weak는 b집단에 분류되며 O-MAR와 hiBW는 같은 c집단으로 분류되었다(Table 2).

hiBW, O-MAR, O-MAR XD(strong, medium, weak) 기법에 따른 면적 값을 상자그림(box plot) 그래프로 나타내었다. O-MAR XD 기법의 strong, medium, weak는 대체로 낮게 측정되었고 O-MAR와 hiBW기법은 높게 측정되었다(Fig. 3).

IV. 고 찰

본 연구의 결과를 살펴보면, 기술통계인 평균과 표준편차

에서 O-MAR XD기법의 strong 옵션에서 인공 무릎관절에 대한 자화율 인공물이 최소로 나타났으며 O-MAR XD 기법의 medium 옵션, weak 옵션, O-MAR, hiBW 기법 순으로 인공물이 커짐을 알 수 있었다. O-MAR XD기법의 medium 옵션의 자화율 인공물은 strong 옵션과 같은 집단으로 분류될 정도로 차이가 크지 않았다. O-MAR XD기법의 weak 옵션은 strong과 medium 옵션 보다는 많은 자화율 인공물이 발생하였고, O-MAR와 hiBW 기법 보다는 훨씬 적은 자화율 인공물이 나타났다. O-MAR와 hiBW 기법은 가장 많은 자화율 인공물이 발생하였고 O-MAR XD기법과 비교하여 현저하게 인공물이 감소되는 효과를 볼 수 없었다.

hiBW는 고식적 TSE 시퀀스에서 자화율 인공물을 감소시키기 위해 높은 band width를 사용하여 금속 물질에 의한 인공물을 최소화 하는 방법이다. 하지만 자화율 인공물을 더 효과적으로 감소시키기 위해서는 고급 기술을 적용해야 한다. O-MAR와 O-MAR XD는 Philips사에서 제공하는 시퀀스로 최근에 상용화되었으며 자화율 인공물을 줄이기 위한 고급 기술들이다. O-MAR는 hiBW와 VAT 기법의 조합이다. VAT 기법은 1988년 Cho 등에 의해 개발된 방법으로 절편 선택 경사자장에 추가적인 경사자장을 인가하여 in-plane 인공물을 보정하는 효과적인 기법이다[17]. O-MAR XD는 VAT와 SEMAC 기법의 조합이다. SEMAC 기법은 2009년 Wenmiao 등에 의해 개발된 방법으로 절편 선택 경사자장에 위상 부호화 경사자장을 추가하여 in-plane과 through-plane 둘 모두의 자화율 인공물을 보정하는 기법이다[18].

금속 임플란트에 대한 인공물을 줄이려는 최근의 연구들을 살펴보면, Song 등은 one-source radiofrequency transmission을 이용한 SEMAC과 dual-source radiofrequency transmission(DSPRF)을 이용한 SEMAC기법을 비교 평가하여 둘 모두에서 자화율 인공물이 감소하였고, DSPRF는 신호 대 잡음비와 영상품질의 변화 없이 자화율 인공물을 효과적으로 줄였다고 보고하였다[19]. 본 연구에서도 dual-source radiofrequency transmission(DSPRF)을 이용했으며, 더하여 O-MAR, O-MAR XD(strong, medium, weak)를 비교 평가하였다. Gunilla 등은 인공 고관절 치환술(total hip replacement; THR)을 받은 환자에서 T1-hiBW, T1 VAT, T1 VAT+SEMAC을 비교 평가하여 VAT+SEMAC기법이 금속인공물(Metal artifact)을 줄이는데 가장 효과적이라고 보고하였다[20]. 하지만 Gunilla 등은 1.5T system을 가지고 SEMAC 인자를 12로 고정하여 사용하였고, 본 연구에서는 3.0T MR system에서 실험하였으며, SEMAC 인자를 25, 17, 9로 하여 O-MAR XD기법의 strong·medium·weak 옵션들을 비교 평가하였다. Sutter 등은 인공 고관절 치환

술(THR, total hip replacement)을 받은 환자에서 1.5T system에서 T1-hiBW, VAT+SEMAC을 비교 평가하여 VAT+SEMAC 기법이 금속인공물(metal artifact)을 줄이는데 더 효과적이라고 보고하였고, SEMAC 인자는 10과 12를 사용하였다[21]. 3.0T MR system은 1.5T MR system에 비해 신호 대 잡음비와 분해능이 높고 스캔시간이 짧아지는 장점을 가지고 있어 최근에 많이 사용되고 있다. 이에 본 연구에서는 3.0T MR system에서 실험을 실시하였고, 더하여 dual-source radiofrequency transmission을 이용하였다.

국내에서 무릎 관절 치환술의 수술환자 수가 1년에 약 6~7만 명이 시행하고 있으며, 이는 수술 후 나타날 수 있는 부작용 및 수술 후 평가를 위한 MRI 영상에서 삽입된 금속 물질로 인한 자화율 인공물에 의한 한계점을 가지고 있다. 이에 자화율 인공물을 줄이고자 하는 노력은 계속되어야 할 것이며, 본 연구에서의 최신 기법들에 의한 비교 평가는 진단적 가치를 향상시키고 자화율 인공물을 줄이고자 하는 노력에 도움을 주리라 사료된다.

제한점으로는 one-source RF와 dual-source RF 장비에서의 비교 평가와 1.5T와 3.0T MR systems의 비교 평가가 이루어지지 않았다. 또한 본 연구에서는 인공 무릎관절에 대한 실험만 진행하여 고관절 인공관절(hip implant), 치아 보철 등과 같은 인체에 삽입되는 다른 금속물질에 대한 연구도 추가적으로 확인하여야 할 것이다. hiBW는 일반적으로 VAT기법을 포함한 시퀀스로 인식되고 있으나 여기서는 P사에서 제공하는 방법을 이용하여 hiBW와 O-MAR(VAT 포함)기법을 분리하여 연구를 진행하였다. 마지막으로 물 팬텀을 사용했으나 인체의 구성 성분에 가까운 조직 등가물질을 활용한 팬텀 또는 수술 받은 환자에서 직접적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 실험에서는 인공 무릎관절(knee implant)에서 MRI검사는 전통적인 hiBW나 O-MAR 기법보다는 O-MAR XD기법의 유용성을 알 수 있었으며, O-MAR XD기법 중에서도 strong 또는 medium 옵션을 적용할 때 훨씬 더 자화율 인공물이 감소하는 것을 알 수 있었다. 본 실험의 결과들을 통해 인공 무릎관절의 MRI검사는 O-MAR XD기법의 medium 또는 strong 옵션을 사용함으로써 자화율 인공물이 많이 감소된 영상의 획득이 가능하며 이는 인공 무릎관절을 수술 받은 환자에서 수술 후 평가 및 추적 진단에도 도움이 되리라 사료된다.

REFERENCES

- [1] Lee JH, Kim SY, Lee KB, Lee DW, Choi YB, Choe BY. Evaluation of Fractional Anisotropy and Apparent Diffusion Coefficient of Broca's Area in Patients with Parkinson's Disease: Quantitative MR Diffusion Tensor Imaging Study at 3 Tesla. *Journal of the Korean Physical Society*. 2011;58:343-8.
- [2] Hashemi H, Noori M. Susceptibility artifact induced by undigested iron tablets (sustained release carbonyl iron). *European Journal of Radiology*. 2009;71(3):135-8.
- [3] Kim HG, Choi SD. The Impact of Signal Intensity and Image Distortion Magnetic Resonance Imaging in the Orthopedic Prosthetic Metal. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2012;35(4):321-6.
- [4] Lee HY, Shin OJ, Park BR. Effects of the mascara and eye shadow on the MR image distortion. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2005;28(1):25-32.
- [5] Butts K, Pauly JM, Gold GE. Reduction of blurring in view angle tilting MRI. *Magn Reson Med*. 2005;53(2):418-24.
- [6] Kolind SH, MacKay AL, Munk PL, Xiang QS. Quantitative evaluation of metal artifact reduction techniques. *J Magn Reson Imaging*. 2004;20(3):487-95.
- [7] Hargreaves BA, Worters PW, Pauly KB, Pauly JM, Koch KM, Gold GE. Metal-induced artifacts in MRI. *AJR Am J Roentgenol*. 2011;197(3):547-55.
- [8] Lu W, Pauly KB, Gold GE, Pauly JM, Hargreaves BA. SEMAC: Slice Encoding for Metal Artifact Correction in MRI. *Magn Reson Med*. 2009;62(1):66-76.
- [9] Koch KM, Brau AC, Chen W, et al. Imaging near metal with a MAVRIC-SEMAC hybrid. *Magn Reson Med*. 2011;65(1):71-82.
- [10] Chen CA, Chen W, Goodman SB, Hargreaves BA, Koch KM, Lu W, et al. New MR imaging methods for metallic implants in the knee: artifact correction and clinical impact. *J Magn Reson Imaging*. 2011;33:1121-7.
- [11] Koch KM, Hargreaves BA, Pauly KB, Chen W, Gold GE, King KF. Magnetic resonance imaging near metal implants. *J Magn Reson Imaging*. 2010;32:773-87.
- [12] The Main Surgery Statistical Yearbook for 2016. The National Health Insurance Service. 2017. <http://www.nhis.or.kr/bbs7/boards/B0079/22737>
- [13] Lee YH, Lim D, Kim E, Kim S, Song HT, Suh JS. Usefulness of slice encoding for metal artifact correction (SEMAC) for reducing metallic artifacts in 3-T MRI. *Magn Reson Imaging*. 2013;31(5):703-6.
- [14] Zho SY, Kim MO, Lee KW, Kim DH. Artifact reduction from metallic dental materials in T1-weighted spin-echo imaging at 3.0 tesla. *J Magn Reson Imaging*. 2013;37(2):471-8.
- [15] Friedrich B, Wostrack M, Ringel F, Ryang YM, Förschler A, Waldt S, et al. Novel Metal Artifact Reduction Techniques with Use of Slice-Encoding Metal Artifact Correction and View-Angle Tilting MR Imaging for Improved Visualization of Brain Tissue near Intracranial Aneurysm Clips. *Clin Neuroradiol*. 2016;26(1):31-7.
- [16] Reichert M, Ai T, Morelli JN, Nittka M, Attenberger U, Runge VM. Metal artefact reduction in MRI at both 1.5 and 3.0 T using slice encoding for metal artefact correction and view angle tilting. *Br J Radiol*. 2015;88(1048):20140601.
- [17] Vandevenne JE, Vanhoenacker FM, Parizel PM, Butts Pauly K, Lang RK. Reduction of metal artefacts in musculoskeletal MR imaging. *JBR-BTR*. 2007;90(5):345-9.
- [18] Lu W, Pauly KB, Gold GE, Pauly JM, Hargreaves BA. SEMAC: Slice encoding for metal artifact correction in MRI. *Magn Reson Med*. 2009;62(1):66-76.
- [19] Song KD, Yoon YC, Park J. Reducing metallic artefacts in post-operative spinal imaging: slice encoding for metal artefact correction with dual-source parallel radiofrequency excitation MRI at 3.0 T. *Br J Radiol*. 2013;86(1027):20120524.
- [20] Müller GM, Lundin B, von Schewelov T, Müller MF, Ekberg O, Månsson S. Evaluation of metal artifacts in clinical MR images of patients with total hip arthroplasty using different metal artifact-reducing sequences. *Skeletal Radiol*. 2015;44(3):353-9.

[21] Sutter R, Ulbrich EJ, Jellus V, Nittka M, Pfirrmann CW. Reduction of metal artifacts in patients with total hip arthroplasty with slice-encoding metal

artifact correction and view-angle tilting MR imaging. *Radiology*. 2012;265(1):204-14