

# Reduction of Artifacts in Magnetic Resonance Imaging with Diamagnetic Substance

Woo Jeon Choi,<sup>1</sup> Dong Hyun Kim<sup>2,\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Science, Busan BON Hospital

<sup>2</sup>Department of Radiological Science, Catholic University of Pusan

Received: June 13, 2019. Revised: August 08, 2019. Accepted: August 31, 2019

## ABSTRACT

MRI is superior when contrasted to help the organization generate artifacts resolution, but also affect the diagnosis and create a image that can not be read. Metal is inserted into the tooth, it is necessary to often be inhibited in imaging by causing the geometric distortion due to the majority and if the difference between the magnetic susceptibility of a ferromagnetic material or paramagnetic reducing them. The purpose of this study is to conduct a metal artefact in accordance with the analysis using a diamagnetic material. The magnetic material include a wire for the orthodontic bracket and a stainless steel was used as a diamagnetic material was used copper, zinc, bismuth. Testing equipment is sequenced using 1.5T, 3T was used was measured using a SE, TSE, GE, EPI. A self-produced phantom material was used for agarose gel (10%) to a uniform signal artifacts causing materials are stainless steel were tested by placing in the center of the phantom and cover inspection of the positive cube diamagnetic material of 10mm each length. After a measurement artefact artifact zone settings area was calculated using the Wand tool After setting the Low Threshold value of 10 in the image obtained by subtracting images, including magnetic material from a pure tool phantom images using Image J. Metal artifacts occur in stainless steel metal artifact reduction was greatest in the image with the bismuth diamagnetic materials of copper and zinc is slightly reduced, but the difference in degree will not greater. The reason for this is thought to be due to hayeotgi offset most of the susceptibility in bismuth diamagnetic susceptibility of most small ferromagnetic. Most came with less artifacts in image of bismuth in both 1.5T and 3T. Sequence-specific artifact reduction was most reduced artifacts from the TSE 1.5T 3T was reduced in the most artifacts from SE. Signal-to-noise ratio was the lowest SNR is low, appears in the implant, the 1.5T was the Implant + Bi Cu and Zn showed similar results to each other. Therefore, the results of artifacts variation of diamagnetic material, magnetic susceptibility ( $\chi$ ) is the most this shows the reduced aspect lower than the implant artificial metal artifacts criteria in the video using low bismuth susceptibility to low material the more metal artifacts It was found that the decrease. Therefore, based on the study on the increase, the metal artifacts reduction for the whole, as well as dental prosthesis future orthodontic materials in a way that can even reduce the artifact does not appear which has been pointed out as a disadvantage of the solutions of conventional metal artifact It is considered to be material.

Keywords: Diamagnetic Materials, Magnetic susceptibility Artifacts, Metal Artifacts, Artifact Reduction

## I. INTRODUCTION

뇌 질환 진단 시 매우 유용하게 사용되고 있는 검사가 자기공명영상검사이다. 자기공명영상(MRI;

Magnetic Resonance Image)은 고자장(High Magnetic Field)과 라디오 주파수(RF; Radio Frequency)를 이용하여 인체 내 수소 원자를 비롯한 원자들을 공명시켜 방출되는 에너지를 검출하여 영상화 시킨

\* Corresponding Author: Dong Hyun Kim

E-mail: dhkim@cup.ac.kr

Tel: +82-51-510-0584

Address: Catholic Univ. of Pusan, Bugok 3-dong, Geumjeong-gu, Busan, Korea

다.<sup>[1]</sup> MRI는 조직의 높은 대조도와 분해능을 가지고 있고 다양한 단면획득이 가능한 장점으로 영상의학적 진단검사에 필수적인 요소로 자리매김하고 있다. 특히 두경부 검사는 전산화단층촬영에서 발생하는 선속 경화현상의 인공물이 없어 조직의 해부학적 구조들을 명확히 관찰할 수 있어 두경부 질환의 우수한 검사 방법으로 인식되고 있다. 하지만 두경부 MRI 검사 시 구강 내 금속 이식물이 있는 경우 자화율(Magnetic Susceptibility) 차이로 인하여 인공물이 발생 하게 된다. 치아 금속물을 부착한 환자는 비균일성을 초래하는 강자성체의 금속 물질로 되어있어 자화율 효과에 따라 인공물을 발생 시켜 두경부 검사 시 목, 뇌 기저부 영상 진단에 저해가 되는 경우가 많다.<sup>[2]</sup>

금속 인공물의 발생은 강자성체에 의해 자기공명영상에서 주파수 부호화 방향으로 비정상적인 신호의 소실과 함께 기하학적인 왜곡을 유발하여 인공물을 발생시킨다.<sup>[3]</sup> 즉, 서로 다른 성분의 물질은 다른 자화율을 가지며 두 물질 사이에 불균등 필 영역이 생기며 이곳에서의 원자들의 스핀은 빨리 탈 위상(DePhase) 하여 금속 주변부의 신호는 고신호강도의 밝은 테두리(Bright rim) 또는 신호의 밝기가 전혀 없는 어두운 구역(Dark area)으로 나타나게 된다.<sup>[4]</sup> 이것은 금속물질의 종류나 크기 및 위치, 외부자장의 방향, 주자기장의 세기, 사용하는 Pulse Sequence, Parameter 등 다양한 요인에 따라 해부학적 및 기하학적인 이미지가 결정되어 진다.

치아삽입 금속 물질이 MRI에 미치는 영향을 조사한 결과 크라운, 임플란트, 금속 교정 장치의 3가지 범주로 나누어지며 70%는 교정 장치, 18%는 임플란트, 4%는 크라운에서 금속 인공물이 발생한다는 결과를 발표하였다.<sup>[5]</sup> 치아 금속물 중 치아 교정 장치에서 발생하는 금속 인공물을 감소시키기 위해 다양한 연구들이 진행되어 왔다. 재료의 위치나 사이즈를 변화시켜 인공물을 감소시키는 방법으로 금속물의 직경이 작을수록 자화율 인공물이 감소하며, 스테인리스보다 티타늄 합금의 금속 인공물이 작게 발생된다.<sup>[6]</sup> 금속물이 주 자기장(B0)에 평행할수록 영상의 왜곡이 작아지며 주 자기장의 크기가 작을수록 금속 인공물의 크기가 감소된다.<sup>[7]</sup>

경사자기장(GRE; Gradient Echo)기법으로 검사하는 것보다 고속 스핀에코(TSE; Turbo Spin Echo)기법으로 검사하는 것이 인공물 저감을 가져오며 MRI 제조사마다 인공물을 저감시키는 소프트웨어를 사용 함으로써 인공물을 저감시킬 수 있었다.<sup>[7-9]</sup> 선행되었던 연구 방법은 인공물 자체의 변형을 이용하여 인공물을 줄이는 방법이다. 하지만 이러한 방법은 이미 착용하고 있는 치아교정 물질의 사이즈를 줄이거나 재료를 변경하여야 하는 제약이 있고, 영상기법이나 영상 매개변수를 변화 시키면 신호 대 잡음비(signal to noise: SNR)가 감소하거나 검사 시간이 길어지는 단점이 있어 임상에 효과적으로 적용하지 못하는 실정이다.

한편 강자성 물질에 반자성 물질을 코팅하면 금속 인공물이 줄어드는 모의 전산 결과를 발표하였다.<sup>[10]</sup> 이러한 방법은 기본 영상기법, 매개변수와 상관없이 금속 인공물을 감소시킬 수 있는 방법이다. 이에 본 연구는 영상 매개 변수를 고정하고 반자성 금속 물질이 변화할 때 강자성 물질인 치아교정 장치의 금속 인공물 변화를 정량적으로 분석하고자 한다.

## II. MATERIAL AND METHODS

### 1. 실험 재료

#### 1.1 연구 물질

본 연구의 목적은 강자성체의 물질에 반자성체의 물질을 씌움으로써 인공물이 줄어드는지를 평가하는 것으로 두경부 검사 시 가장 많은 인공물을 발생시키고 있는 치아교정 장치 구성 물질 중 Dentaurum사의 Roll wire이며 스테인리스 스틸(SS; Stainless Steel) 강자성 물질로 316L S.S. 계열의 스테인리스 강으로 Nickel의 함유량은 21%이다. 반자성 물질은 원소주기율 표상에 나와 있는 반자성의 성질을 띠고 있는 물질 중 인체에 무해하며 구매가 용이하고 제품의 변경이 용이하여야 한다. 그 결과 구리(Cu), 아연(Zn), 비스무트(Bi)를 선정하였다. 각 물질의 특성은 다음과 같다.

Table 1. Properties of materials

Name	Formula	$\chi_m/10^{-6}\text{cm}^3\text{mol}^{-1}$	Density (g/cm <sup>3</sup> )	Melting Point (°C)
Copper	Cu	-5.46	8.94	1084.62
Zinc	Zn	-9.15	7.14	419.53
Bismuth	Bi	-280.1	9.80	271.5

2. 연구 방법

2.1 팬텀 제작

연구에 사용된 팬텀 Fig.1과 같이 지름 150mm의 원형 아크릴 팬텀에 지름 15mm의 아크릴 원형을 팬텀 중앙에 설치하였다.



Fig. 1. Agarose gel Phantom.

팬텀 중앙에 검사 물질을 위치시키기 위하여 Fig.2와 같이 높이 20mm, 지름14 mm의 원형으로 된 물체를 3d 프린트(하이비전, Cubicon)를 이용하여 제작하였고, 제작된 물체 위에 PVC 관을 이용하여 물체가 움직이지 못하도록 고정했다.

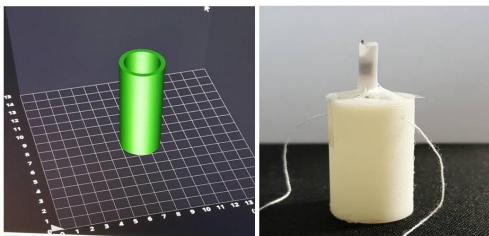


Fig. 2. Stainless Steel of Ferromagnetism.

자체 제작한 팬텀에 기준물질인 아가로스 겔로 채우기 위하여, 용질인 아가로스(Agarose Le Master, Korea) 10g을 용매인 멸균증류수 500ml에

용해해 2%의 아가로스 겔을 제작하였다. 연구에 사용된 아가로스의 특성은 젤 형성온도(gelling temperature)  $36 \pm 1.5^\circ\text{C}$ , 전기 내 삼투(electro endosmosis(EEO)) 0.09 - 0.13, 황산염  $\leq 0.14\%$ , 습도(moisture)  $\leq 7-8\%$ 이며, DNase/Rnase는 검출되지 않았다.

강자성 물질과 반자성물질을 덮은 강자성물질의 인공물 차이를 비교하기 위하여 Fig. 3과 같이 기준 물질은 강자성 물질을 먼저 검사한 후 반자성 물질의 덮어씌운 후 동일하게 검사하였다. 반자성 물질은 가로×세로×높이×두께 10mm의 물질에 가운데가 비어있는 형상을 제작하였다.

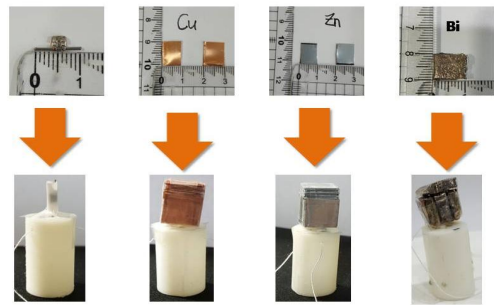


Fig. 3. Materials of ferromagnetic and diamagnetic.

2.2 팬텀영상 획득 장치

실험에 사용된 장비와 영상기법으로 Table 2과 Fig. 4와 같이 1.5T MR scanner(Avanto SQ, Siemens Healthcare, Germany) 와 3.0 T MR scanner(Injenia CX Q, Philips Healthcare, Netherlands) 장비이다. 사용된 Coil은 4ch Head coil(1.5 T)과 16 ch Head coil(3 T)이 사용되고 영상기법으로는 T1 SE, T2 TSE, GE, EPI가 사용되었다.



Fig. 4. MRI scanner.

Table 2. MRI Parameter

	1.5 T				3 T			
	SE	TSE	GE	EPI	SE	TSE	GE	EPI
TR (ms)	500	3000	100	4000	500	3000	16	4000
TE (ms)	8.7	89	40	103	9.9	89	22	103
FOV (mm)	200 × 200	200 × 200	200 × 200	200 × 200	200 × 200	200 × 200	200 × 200	200 × 200
matrix	256 × 256	256 × 256	256 × 256	256 × 256	256 × 256	256 × 256	256 × 256	256 × 256
slice thickness (mm)	3	3	3	3	3	3	3	3

### 2.3 영상획득 평가방법

각 시퀀스에서 획득된 영상을 Image J(Ver. 1.50i, NIH, USA)를 사용하여 각각의 인공물을 측정 하였다. 인공물의 면적 측정은 검사 결과 영상 중 인공물이 가장 큰 영상의 임의로 선정하여 8 비트로 전환 시킨 후 강자성 물질을 넣지 않은 팬텀 자체의 영상과 강자성물질을 삽입한 영상을 Subtraction을 실시한다. 아무것도 넣지 않은 영상과 임플란트만 삽입하여 검사한 영역을 비교하면 화면상 동일한 영역은 검은색으로 나타나고 차이가 있는 부분을 밝은색으로 나타난다. 이 영상에서 Low Threshold 값을 10으로 설정 한 후 Wand Tool 을 사용하여 인공물 영역 설정 후 인공물의 고유 면적을 구하였다. MS사의 Excel 2007을 이용하여 인공물에 대한 표준편차를 구하였다.

2438.97 ± 78.36mm<sup>2</sup> 로 나타났다. EPI에서 Implant 는 7352.430 ± 95.58mm<sup>2</sup>, Implant + Cu는 6969.704 ± 88.36mm<sup>2</sup>, Implant + Zn 6564.398 ± 85.24mm<sup>2</sup>, Implant + Bi 6235.268 ± 75.58mm<sup>2</sup> 로 나타났다.

Table 3. 1.5 T MRI Artifacts size [Unit : mm<sup>2</sup>]

1.5 T	Implant	Implant + Cu	Implant + Zn	Implant + Bi
SE	447.624 ± 15.66	405.373 ± 15.25	412.373 ± 13.03	269.452 ± 12.05
TSE	749.359 ± 15.89	662.079 ± 13.02	667.572 ± 18.35	339.203 ± 20.58
GE	2982.18 ± 89.37	2911.38 ± 75.89	2870.48 ± 80.25	2438.97 ± 78.36
EPI	7352.430 ± 95.58	6969.704 ± 88.36	6564.398 ± 85.24	6235.268 ± 75.58

## III. RESULT

### 1. 인공물 평가 결과

#### 1.1 1.5 T의 인공물 평가

Parameter 별 인공물은 Table 3과 같다. SE에서 Implant는 447.624 ± 15.66mm<sup>2</sup>, Implant + Cu는 405.373 ± 15.25mm<sup>2</sup>, Implant + Zn 412.373 ± 13.03mm<sup>2</sup>, Implant + Bi 269.452 ± 12.05mm<sup>2</sup> 로 나타났다. TSE에서 Implant는 749.359 ± 15.89mm<sup>2</sup>, Implant + Cu는 662.079 ± 13.02mm<sup>2</sup>, Implant + Zn 667.572 ± 18.35mm<sup>2</sup>, Implant + Bi 339.203 ± 20.58mm<sup>2</sup> 로 나타났다. GE에서 Implant는 2982.18 ± 89.37mm<sup>2</sup>, Implant + Cu는 2911.38 ± 75.89mm<sup>2</sup>, Implant + Zn 2870.48 ± 80.25mm<sup>2</sup>, Implant + Bi

#### 1.2 3 T의 인공물 평가

Parameter 별 인공물은 Table 4과 같다. SE에서 Implant는 2046.509 ± 100.21mm<sup>2</sup>, Implant + Cu는 1914.825 ± 101.54mm<sup>2</sup>, Implant + Zn 1615.448 ± 108.24mm<sup>2</sup>, Implant + Bi 1116.943 ± 103.24mm<sup>2</sup> 로 나타났다. TSE에서 Implant는 1396.684 ± 81.46mm<sup>2</sup>, Implant + Cu는 1099.243 ± 79.36mm<sup>2</sup>, Implant + Zn 1088.374 ± 89.28mm<sup>2</sup>, Implant + Bi 958.252 ± 78.36mm<sup>2</sup> 로 나타났다. GE에서 Implant는 4918.213 ± 96.14mm<sup>2</sup>, Implant + Cu는 4910.889 ± 90.25mm<sup>2</sup>, Implant + Zn 4891.357 ± 95.36mm<sup>2</sup>, Implant + Bi 4296.875 ± 110.25mm<sup>2</sup>로 나타났다. EPI에서 Implant 는 14262.798 ± 112.36mm<sup>2</sup>, Implant + Cu는 13693.612

$\pm 112.36\text{mm}^2$ , Implant + Zn  $13178.374 \pm 112.05\text{mm}^2$ , Implant + Bi  $8723.068 \pm 106.75\text{mm}^2$ 로 나타났다.

Table 4. 3 T MRI artifacts size [Unit :  $\text{mm}^2$ ]

3 T	Implant	Implant + Cu	Implant + Zn	Implant + Bi
SE	2046.509 $\pm 100.21$	1914.825 $\pm 101.54$	1615.448 $\pm 108.24$	1116.943 $\pm 103.24$
TSE	1396.684 $\pm 81.46$	1099.243 $\pm 79.36$	1088.374 $\pm 89.28$	958.252 $\pm 78.36$
GE	4918.213 $\pm 96.14$	4910.889 $\pm 90.25$	4891.357 $\pm 95.36$	4296.875 $\pm 110.25$
EPI	14262.798 $\pm 112.36$	13693.612 $\pm 112.36$	13178.374 $\pm 112.05$	8723.068 $\pm 106.75$

#### IV. DISCUSSION

자기공명 영상 검사 시 인공물(Artifact)이란 자기공명 현상을 이용하여 진단에 필요한 최종적인 영상을 획득할 때까지 주위 환경이나 장치 자체의 결합, 환자에게서 발생하여져 최종 영상에 불필요한 영상 결과를 초래하는 모든 현상을 말한다. 인공물을 제거하거나 최소화하기 위해서는 자화 감수성의 대한 이해가 필요하며 모든 물질은 자장에 놓일 때 얼마나 자화되는가를 측정하는 것이 자화감수성이다. 본 연구에서는 이러한 자화율이 높은 강자성 물체에 자화율이 음인 반자성 물체를 섞음으로써 금속 인공물의 변화를 분석하고자 하였다.

먼저 금속인공물의 면적의 경우 1.5T에서 각 시퀀스에서 Bi를 섞은 영상에서 인공물이 줄어들었고, Cu와 Zn의 인공물 면적은 SE, TSE 에서는 Cu의 인공물 면적이 더 작게 나타났고, GE, EPI 에서는 Zn의 인공물 면적이 더 작게 나타났다. 그 이유는 10,000 이상의 물 자화율을 가진 강자성체 물질에 낮은 Cu(-5.46), Zn(-9.15)  $\chi\text{m}/10^{-6}\text{cm}^3\text{mol}^{-1}$ 의 음의 자화율이 크지 않은 반자성 물질의 효과는 미미한 것으로 생각된다. 3T의 인공물 면적은 1.5 T와 같이 Bi가 모든 시퀀스에서 가장 작게 나타났으나 Cu와 Zn의 인공물 면적에서는 1.5T와 다르게 Zn의 인공물 면적이 Cu보다 일정하게 감소가 확인 되었다. 이는 주 자기장의 세기가 강해질수록 반자성

물질이 가지는 상쇄효과가 커진다는 것을 추론할 수 있다.

또한 자기장의 세기별 인공물에 대한 면적은 고자장일수록 인공물의 면적이 커지는 것으로 나타났다. 시퀀스에 대한 인공물의 면적은 1.5T에서는 SE<TSE<GE<EPI 순으로 인공물면적이 커졌으며, 3T에서는 TSE<SE<GE<EPI 순으로 인공물 면적이 커짐을 확인 할 수 있었다. 이는 1.5T에서는 기존 연구들이 SE보다 TSE에서의 인공물이 적어짐이 관찰 되는대 비해 본 연구는 SE에서 보다 적어짐을 관찰할 수 있었는데 이는 인공물 저감 Parameter인 수신 대역폭을 동일하게 만들지 못하여 나타난 결과라 생각된다.

자기공명영상의 자화 감수성 인공물은 자화 감수성이 서로 다른 접점 부분, 즉 공기와 조직, 조직과 지방이 서로 맞닿은 부분과 같은 곳에서 발생한다. 이 같은 감수성의 차이는 국소적으로 자장 환경을 왜곡을 초래하고, 스핀들의 탈 위상을 유발하며, 신호의 소실, 화학적 지방 신호 소거 기법 시 불완전한 신호의 소거를 나타나게 한다.<sup>[11]</sup> 이것을 자화 감수성 인공물 이라고 하며 인체에 삽입된 금속들에서 발생하는 자화율의 차이로 인한 인공물을 금속 인공물(Metal Artifact)이라 한다. 자화율에 정도에 따라 강자성(Ferromagnetic), 반자성(Diamagnetic), 상자성(Paramagnetic)으로 나누어진다. 강자성을 가진 물질은 스핀들이 외부 자기장 축으로 정렬되며 종류에는 철, 코발트, 니켈이 있다. 이런 강자성 물질은 강한 신호 소실과 함께 기하학적 왜곡이 일어난다.<sup>[12]</sup> 반자성 물질은 자기장에 반대되어 자화되는 물질로 인체를 구성하는 거의 대부분의 성분은 약한 반자성 성질의 가진다. 상자성 물질은 외부 자기장이 가해졌을 때만 유도된 자기장에 상대적으로 같은 방향으로만 자화된다.

일반적으로 인체에서 발생하는 금속 인공물 저감에 관한 연구는 여러 선행연구를 통해 검증되었다. 인공물에 의한 영상의 왜곡 방향을 조절할 수 있도록 주파수-위상 부호화 방향을 변경하거나, 금속물이 외부자장과 평행하게 배열되도록 금속물을 위치시키면 금속 인공물이 저감 된다고 발표하였다.<sup>[13-15]</sup> 시퀀스 측면에서는 TSE 시퀀스 보다 EPI

시퀀스에서 금속 인공물이 많이 발생되며 낮은 자기장, 작은 FOV, 높은 해상도, 얇은 절편 두께, 증가한 (ETL; Echo train length), 넓은 수신 대역폭이 금속 인공물을 줄일 수 있다고 발표 하였다.<sup>[16-20]</sup> 하지만 대부분의 변화는 신호 대 잡음 비의 감소나 스캔 시간의 증가가 나타나 임상 적용이 쉽지 않은 단점이 있다. 최근에는 (VAT; Visual angle titling), (MAVRIC; multi-acquisition variable resonance image combination), (SEMAC; slice encoding for metal artifact correction)과 같이 소프트웨어의 발달로 신호의 소실을 보정할 수 있는 기술이 개발 되었지만 모든 장비에 적용시키기는 불가능 하다.<sup>[9][21]</sup>

또 다른 방법으로는 강자성이나 상자성 물체에 반자성체인 물체를 코팅하면 인공물을 저감시킬 수 있는 방법이 있다.<sup>[22-23]</sup> 이러한 연구들은 스텐트나 뇌동맥류 클립 등 인체에 삽입되는 경우를 대상으로만 연구가 진행되어 왔다. 또한 직접 실험을 통하여 자장별, 시퀀스별 반자성 금속물에 대한 정량적인 분석과 인공물 감소에 따른 신호 대 잡음 비의 평가가 이루어지지 않았다. 이에 본 연구는 인체에 삽입되는 금속이 아닌 외부로 노출되어있는 금속인 치아 보철물에 대하여 반자성 물질을 씌움으로서 인공물의 변화를 분석하였다. 특히 치아 보철물 중 인공물을 가장 많이 발생시키는 치아 보정장치에 사용될 수 있다. 본 연구의 제한 점은 많은 반자성 물질 중에 금속으로만 한정시켰다는 점에서 좀 더 다양한 재료를 결합해 더 낮은 자화율을 가진 반자성 물질에 대한 인공물의 변화를 기대할 수 있다는 점이다. 본 연구 내용을 토대로 직접 치아 보정물을 착용한 환자에게 대한 감소 효과에 대한 추가 연구가 필요할 것으로 보인다.

## V. CONCLUSION

반자성 물질의 따른 인공물 변화의 결과는 자화율( $\chi$ )이 가장 낮은 비스무트를 사용한 영상에서 금속 인공물이 기준인 Implant 인공물보다 줄어든 양상을 보여 자화율이 낮은 물질일수록 금속 인공물이 줄어든다는 것을 알 수 있었으며 기존 금속 인공물의 해결 방법의 단점으로 지적되어온 스캔 시간의 증가 등이 나타나지 않으면서도 인공물을 줄

일 수 있는 방법으로 향후 치아 교정 물질뿐만 아니라 치아 보철물 전체에 대한 금속 인공물 저감에 관한 연구의 기초 자료로 사용될 것으로 사료된다.

## Acknowledgment

본 연구는 2018년도 부산가톨릭대학교 교내 연구비 지원에 의해 수행되었다.

## Reference

- [1] A. P Rinck, E. Timothy Southon, "Magnetic Resonance in Medicine, 3rd Edition," pp. 5-18, 1993.
- [2] J. Starcukova, Z. Starcuk Jr, H. Hubalkova, "Magnetic susceptibility and electrical conductivity of metallic dental materials and their impact on MR imaging artifacts," Dental materials, Vol. 24, No. 6, pp. 715-723, 2008.
- [3] R. Bhagwandien, E. Van, R Beersma, C. J. Bakker, M. A. Moerland, J. J. W. Lagendijk, "Numerical analysis of the magnetic field for arbitrary magnetic susceptibility distributions in 2D," Magnetic resonance imaging, Vol 10, No. 2, pp. 299-313, 1992.
- [4] F. ei Shafi, E. Honda, H. Takahashi, T. Sasaki, "Artifacts from dental casting alloys in magnetic resonance imaging," Journal of Dental Research. Vol. 82, No. 8, pp. 602-606, 2003.
- [5] L. F. C. Andre, A. Simone, Y. Clariss-Lin, "Artifacts in brain magnetic resonance imaging due to metallic dental objects," Med Oral Patol Oral Cir Bucal. Vol. 14, No. 6, pp. 278-282, 2009.
- [6] H. O. Song, "A Study on Metal Artifact Magnetic Resonance Image of Dental Orthodontic Fixture," Hanseo University, Master Thesis, 2013.
- [7] S. J. Kang, "A study on the reduction of the artifacts due to orthodontic devices in magnetic resonance imaging : evaluation and minimization of the artifacts depending on the arrangement of magnetic materials," Korea University, Matster Thesis, 2012.
- [8] M. F. Lee, S. Kim, "Overcoming artifacts from metallic orthopedic implants at high-field-strength MR imaging multidetector CT," Radio Graphics, Vol.

- 27, No. 3, pp. 791-803, 2007.
- [9] Y. H. Lee, D. Lim, E. Kim, S. Kim, H. Song, "Feasibility of fat-saturated T2-weighted magnetic resonance imaging with slice encoding for metal artifact correction (SEMAC) at 3T," *Magnetic resonance imaging*, Vol. 32, No 8, pp. 1001-1005, 2014.
- [10] Y. Gao, K. Muramatsu, A. Kushibe, K. Yamazaki, A. Chiba, T. Yamamoto, "Reduction of artifact of metallic implant in magnetic resonance imaging by combining paramagnetic and diamagnetic materials," *Journal of applied physics*. Vol. 107, No. 9, pp. 09B323, 2010.
- [11] J. M. Gunzinger, G. Delso, A. Boss, M. Porto, H. Davison, G. K. von Schulthess, I. A. Burger, "Metal artifact reduction in patients with dental implants using multispectral three-dimensional data acquisition for hybrid PET/MRI," *EJNMMI physics*, Vol. 1, No. 1, pp. 102, 2014.
- [12] R. H. Hashemi, G. William, J. Bradley, "*Artifacts in MRI*," *MRI: the basics*, pp. 185-213, 1997.
- [13] J. H. Cho, H. K. Lee, C. S. Prak, "The usability of the image according to the frequency encoding gradient direction conversion in fixation using the non magnetic metal screw," *Journal of Digital Contents Society* Vol. 12, No. 1, pp. 49-55, 2011.
- [14] C. A. Harris, L. M. White, "Metal artifact reduction in musculoskeletal magnetic resonance imaging," *Orthopedic Clinics*, Vol. 37, No. 3, pp. 349-359, 2006.
- [15] A. Guermazi, Y. Miaux, S. Zaim, C. G. Peterfy, D. White, H. K. Genan, "Metallic artefacts in MR imaging: effects of main field orientation and strength," *Clinical radiology*, Vol. 58, No. 4, 322-328, 2003.
- [16] L. M. Tartaglino, A. E. Flanders, S. Viniski, D. P. Frideman, "Metallic artifacts on MR images of the postoperative spine: reduction with fast spine echo techniques," *Radiology*, Vol. 190, No. 2, pp. 565-569, 1994.
- [17] C. A. Petersingle, J. S. Lewin, J. L. Duerk, J. U. Yoo, A. J. Ghanayeom, "Optimization of parameters for MR evaluation of the spine with titanium pedicle screws," *AJR American journal of roentgenology*, Vol. 166, No. 5, pp. 1213-1218, 1996.
- [18] Z. H. Cho, Y. Ro, "Reduction of susceptibility artifact in gradient-echo imaging," *Magnetic resonance in medicine*, Vol. 23, No. 1, pp. 193-200, 1992.
- [19] V. I. Frazzini, N. J. Kagetsu, C. E. Johnson, S. Destian, "Internally stabilized spine: optimal choice of frequency-encoding gradient direction during MR imaging minimized susceptibility from titanium vertebral body screw," *Radiology*, Vol. 204, No. 1, pp. 268-272, 1997.
- [20] S. Vinitzki, D. G. Mitchell, S. G. Einstein, "Conventional and fast spin echo MR imaging: minimizing echo time," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 3, No. 3, pp. 501-507, 1993.
- [21] L. Filli, L. Jud, R. Luechinger, D. Nanz, G. Andreisek, V. M. Runge, 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.
- [22] B. Müller-Bierl, H. Graf, G. Steidle, F. Schick, "Compensation of magnetic field distortions from paramagnetic instruments by added diamagnetic material: measurements and numerical simulations," *Medical physics*, Vol. 32, No. 1, pp. 76-84, 2005.
- [23] B. Chauvel, G. Cathelineau, S. Balac, J. Lecerf, J. D. De Certaines, "Cancellation of metal-induced MRI artifacts with dual-component paramagnetic and diamagnetic material: Mathematical modelization and experimental verification," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 6, No. 6, pp. 936-938, 1996.

## 반자성 물질을 이용한 자기공명영상검사에서의 인공물 감소

최우진,<sup>1</sup> 김동현<sup>2,\*</sup>

<sup>1</sup>부산본병원 영상의학과

<sup>2</sup>부산가톨릭대학교 방사선학과

### 요 약

자기공명영상검사는 조직의 대조도와 해상력이 우수하지만, 인공물이 발생 될 경우 진단에 영향을 주어 판독이 불가능한 영상을 생성하기도 한다. 치아에 삽입된 금속은 강자성체 또는 상자성체로 되어있는 경우가 대부분이며 자화율 차이로 인하여 기하학적 왜곡을 유발하여 영상진단에 저해되는 경우가 많으며 이를 저감시킬 필요가 있다. 이에 본 연구는 반자성 물질을 사용에 따른 금속 인공물 분석을 실시하고자 한다. 자성 물질로는 치아교정용 와이어와 브라켓인 스테인리스 스틸이 사용되었고 반자성 물질은 구리, 아연, 비스무트를 사용하였다. 검사장비는 1.5T, 3T가 사용되었으며 사용된 시퀀스는 SE, TSE, GE, EPI를 사용하여 측정하였다. 자체 제작된 팬텀을 물질은 균등한 신호를 위하여 아가로스 겔(10%)을 사용하였으며 인공물 유발 물질은 스테인리스 스틸은 팬텀의 정중앙에 위치시켜 검사하고 각 길이 10mm의 정 육면체 반자성 물질의 썩위 검사하였다. 인공물 측정은 Image J를 사용하여 순수한 팬텀 영상에서 자성물질을 포함한 영상을 감산하여 얻은 영상에서 Low Threshold 값을 10으로 설정 한 후 Wand tool을 사용하여 인공물 영역 설정 후 면적을 구하였다. 스테인리스 스틸에서 발생한 금속 인공물은 반자성 물질 중 비스무트를 사용한 영상에서 금속 인공물이 가장 많이 감소하였으며 구리와 아연은 약간은 감소하지만, 그 정도의 차이는 크지 않다고 하겠다. 이러한 이유는 비스무트의 반자성 자화율이 가장 작아서 강자성체에서의 자화율을 가장 많이 상쇄하였기 때문이라고 생각된다. 1.5T 와 3T 모두에서 비스무트를 사용한 영상의 인공물이 가장 적게 나왔다. 시퀀스별 인공물 감소는 1.5T에서는 TSE에서 가장 많이 인공물이 감소하였으며 3T에서는 SE에서 가장 많은 인공물이 감소하였다. 따라서 반자성물질의 따른 인공물 변화의 결과는 자화율( $\chi$ )이 가장 낮은 비스무트를 사용한 영상에서 금속인공물이 기준인 Implant 인공물 보다 줄어든 양상을 보여 자화율이 낮은 물질일수록 금속 인공물이 줄어든다는 것을 알 수 있었으며, 기존 금속 인공물의 해결 방법의 단점으로 지적되어온 스캔 시간의 증가 등이 나타나지 않으면서도 인공물을 줄일 수 있는 방법으로 향후 치아 교정 물질뿐만 아니라 치아 보철물 전체에 대한 금속 인공물 저감에 관한 연구의 기초 자료로 사용될 것으로 사료된다.

중심단어: 반자성 물질, 자화율 인공물, 금속 인공물, 인공물 저감

### 연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	최우진	부산본병원 영상의학과	방사선사
(교신저자)	김동현	부산가톨릭대학교 방사선학과	교수