

Quantitative evaluation of MRI distortion using orthopedic prosthetic metal

Hyeonggyun Kim

Dept. of Diagnostic Radiology, CHA Gumi Medical Center, CHA University

정형보철용 금속을 이용한 자기공명영상왜곡의 정량적 평가

김형균

차 의과학대학교 구미차병원 영상의학과

ABSTRACT

Despite the many advantages of magnetic resonance imaging in orthopedic prosthetic body image distortion to the differences in the magnetic susceptibility occurs. Attached to the phantom and pork produced by the same 65 x 15 x 2mm stainless steel and titanium specimen examined the relationship between magnetic resonance imaging and phantom images, the signal intensity changes of the subcutaneous tissue, fat-suppressed quantitative assessment of the degree through the length of image distortion and pig bones. Stainless steel to titanium to 2.8 times 4.4 times in the longitudinal direction than in the direction of the height of large image distortion, signal strength is relatively low 58.5%. Normal 56.2% compared to the subcutaneous tissue, fat-suppressed, were stainless steel 16.04%, 54.53% titanium. Experimental results than the diagnostic value of magnetic resonance imaging (MRI) images of stainless steel with a titanium metal if better could see.

Key Words : MRI, Orthopedic prosthetic, Image Distortion, Implant Metal, T2WI, T1WI

요약

자기공명영상은 많은 장점에도 불구하고 체내에 정형보철이 있는 경우 자화율 차이로 영상왜곡이 발생한다. 스테인리스와 티타늄 시편을 65 x 15 x 2mm로 동일하게 제작하여 phantom과 돼지고기에 부착 한 후 자기공명영상과의 관계를 알아보았다. phantom 영상을 통해 영상왜곡의 길이와 돼지 뼈를 통한 신호강도의 변화, 피하조직의 지방억제 정도를 정량적으로 평가 하였다. 스테인리스는 티타늄에 비해 길이 방향으로 4.4배, 높이 방향으로 2.8배 영상왜곡이 크며, 신호강도는 58.5%로 상대적으로 낮았다. 피하조직 지방억제는 Normal의 56.2%에 비해 스테인리스는 16.04%, 티타늄은 54.53%로 나타났다.

실험 결과 자기공명영상의 영상학적 진단가치는 스테인리스 보다 티타늄 금속이 부착 된 경우 더 우수한 것을 알 수 있었다.

중심단어: 자기공명영상, 정형보철, 영상왜곡, 주입금속, T2강조영상, T1강조영상

I. 서 론

자기공명영상은 자기장(magnetic field)과 전자기파(electro magnetic wave)인 라디오 주파수(radio frequency)를 이용하여 주로 인체 내의 수소원자핵과의 상호작용을 통한 공명(resonance)현상에 의해 방출되는 에너지를 검출하여 영상화하게 된다^{[1],[2]}.

MRI는 전리방사선(ionizing radiation)없이 다양한 단면이나 방법으로 영상을 얻을 수 있고, 조직 간의 대조도가 우수한 장점으로 인하여 영상의학적 진단에 필수적 요소로 자리매김 되고 있다^[3]. 하지만 MRI는 체내에 금속성 이식물(biomedical metallic implants)이 있는 경우에는 자화율(magnetic susceptibility)차이로 발생하는 인공물의 영향으로 앞서의 여러 장점에도 불구하고 시행여부를 신중히 선택하여야 한다^{[4],[5]}. 이에 현재 임상에서 정형보철용으로 많이 사용되고 있는 스테인리스(Stainless)와 티타늄(Titanium)금속이 MRI에 미치는 영향을 Phantom과 돼지뒷다리를 이용하여 정량적 왜곡평가를 하고자 하였다. 본 논문은 "정형보철용 금속이 자기공명영상에 미치는 영향 I,II,III"의^{[6]-[8]}실험을 기초로 하여 영상왜곡에 대한 실험물질과 시험편의 복합적인 평가를 하고자 하였다.

II. 실험방법

2.1 시험편

Fig. 1 은 본 연구에 사용된 시험편으로 실제 인체에 사용하는 스테인리스 와 티타늄으로 65 x 15 x 2mm 의 크기로 제작 하였다. Table 1 은 시험 금속의 화학적 구성성분을 나타내었다.

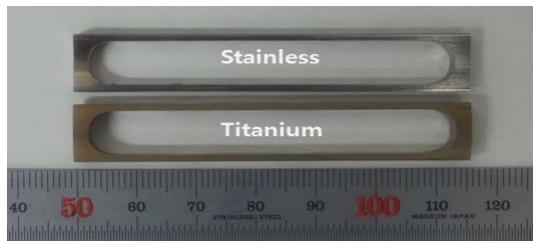


Fig. 1 Photography of specimens

Table 1 Chemical composition of specimens

Metal	Composition				
	C	Ni	Mn	Cr	Fe
Stainless	0.1	0.13	0.5	0.22	bal.
	Pure Titanium				

2.2 실험장치

선행연구^{[6]-[8]}와 동일한 실험 장치로 Fig. 2는 실험에 사용된 1.5Tesla MR System(GE Signal HDXt, USA)이며 Fig. 3에 (a)는 MRI전용 팬텀 (b)는 Bone (ø4 x 160mm의 돼지뒷다리 뼈), (c)는 Bone 을 둘러싼 돼지고기를 나타내었다.

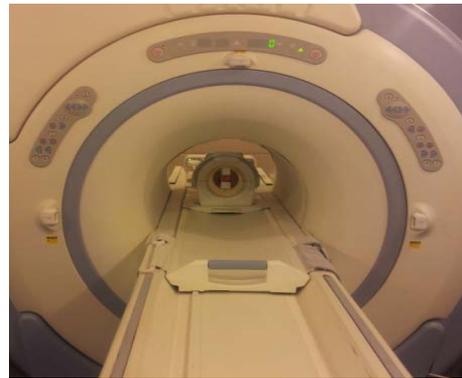


Fig. 2 Photography of MRI System



(a) phantom (b) Bone (c) pork

Fig. 3 Photography of Bone and specimens

2.3 실험방법

선행연구^{[6]-[8]}의 실험방법과 같이 실제 임상 적용

하는 Knee MRI Coil과 영상 Protocol을 이용하여 시상면 20 Slice, 횡단면 27 Slice의 영상을 얻었다. 영상 크기는 200mm, 절편두께는 3mm, 절편간격은 0.3 mm로 격자수는 320 × 256, 여기횟수는 2, 방향은 주 자장의 장축을 주과수 부호화 방향으로 하였으며 검사 시간은 각각 2분 18초가 소요되었다. 또한 횡단면 영상크기는 150mm, 절편두께는 3.5mm, 절편간격은 0.4mm로 횡단면을 얻었으며, 격자수는 320 × 256, 여기횟수는 2, 방향은 주자장의 장축을 주과수 부호화 방향으로 하였으며 검사시간은 각각 5분22초가 소요 되었다. 본 논문은 Phantom과 돼지 뒷다리의 자기공명영상을 통해 영상의 정량적 왜곡평가에 중점을 두었으며 스테인리스와 티타늄 시험편을 이용한 상대적 영상을 비교하였다. 먼저 Phantom 영상에서 왜곡이 크게 일어난 시상면 영상을 통해 왜곡의 길이와 높이를 측정하였으며, 뼈 영상을 통해 영상왜곡이 크게 일어난 Metal의 동일한 위치에서 각 단면의 T2WI(T2 Weighted Image), T1WI(T1 Weighted Image)의 신호강도를 비교하였다. 또한 돼지고기 피하조직에 대한 지방억제영상을 통해 시험편이 없을 때를 기준으로 스테인리스와 티타늄을 상호 비교하여 병리학적 진단이 어려운 지방조직병변의 진단적 가치에 대해 정량적 평가를 하였다.

III. 실험 결과

3.1 Phantom distortion

Phantom 표면에 정형보철 시험편을 부착하여 자기공명영상 검사를 한 후 각 단면의 T1강조영상에서 영상왜곡이 가장 높은 동일한 영상에서 Fig. 4와 같이 크기를 비교 하였다. Fig. 4는 스테인리스와 티타늄이 Phantom 표면에 부착 된 시상면 영상으로 티타늄의 영상왜곡 크기는 T1, T3 8mm, T2, T4는 5mm이다. 스테인리스는 S1 71mm, S2, S4 14mm S3에서 7mm의 영상왜곡이 일어났다. 전체적으로 Phantom의 길이 방향 즉 자기장의 장축 방향으로 영상왜곡이 많이 일어났으며 이는 시험편의 형태와 방향, 금속에 의한 자화를 때문이다. 본 논문에서는 Fig. 4와 같이 스테인리스가 부착된 영상에서 티타늄이 부착된 영상보다 왜곡

이 크게 일어났다.

Table 2는 Fig. 4와 같이 정형보철이 부착된 시상면 10번 T1강조영상의 왜곡 길이를 나타내고 있다. T1, T2, T3, T4는 티타늄, S1, S2, S3, S4는 스테인리스가 부착된 왜곡영상의 측정위치를 표시하고 있다.

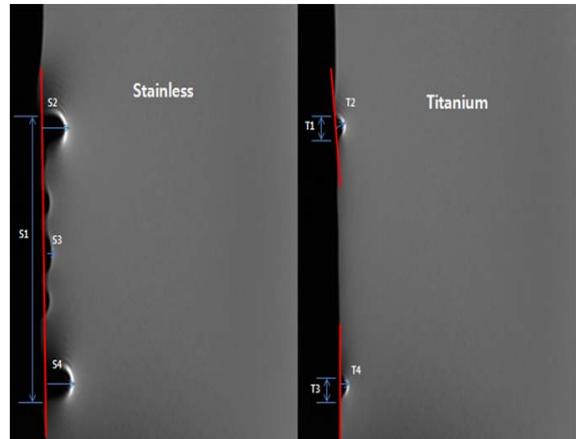


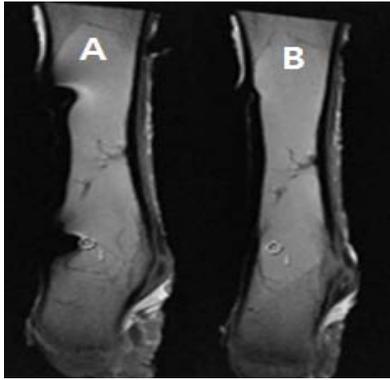
Fig. 4 Image distortion length of phantom

Table 2 Image distortion length of phantom (mm)

Section	Specimen	S1/T1	S2/T2	S3/T3	S4/T4
Sagittal T1WI #10	Stainless	71	14	7	14
	Titanium	8	5	8	5

3.2 뼈(Bone)조직 신호강도 변화

선행연구^{[6]-[8]}에서 정형보철용 금속에 대한 영상신호강도는 영상의 중심부(Center)와 영상외의 공간(Background)에서는 시험편 유무나 종류에 따른 차이가 없었다. 그러나 시험편에 의해 직접 영향이 미치는 부위(Metal)에서는 신호강도의 높은 차이가 있었다. 본 논문에서는 스테인리스와 티타늄 시험편에 따른 영상의 신호강도를 Fig. 5와 같이 비교하였다. 그림에서 A는 스테인리스, B는 티타늄 시험편이 부착된 영상으로 영상왜곡이 크게 일어난 시상단면 영상을 나타냈다.



(a) Stainless (b) Titanium
Fig. 5 Photography signal intensity of bone

Table 3은 Fig. 5의 영상과 같이 왜곡이 크게 일어난 동일한 위치에서 시상면 11.98mm², 횡단면 6.74mm²의 관심구역을 설정하여 측정된 신호강도 값이다. Fig. 6은 시상 및 횡단면의 T2, T1강조영상에 따른 신호강도 변화를 나타낸 그래프로 티타늄의 신호강도가 모두 높게 나타났다. 이는 Fig. 5. (b)와 같이 티타늄이 부착된 영상에서 왜곡형태가 낮아 영상의 신호강도변화가 낮게 영향을 미친것으로 판단된다.

Table 3 Signal intensity of bone image

Metals	Sagittal T2WI	Sagittal T1WI	Axial T2WI	Axial T1WI
Stainless	349	1,089	398	805
Titanium	617	1,393	777	1,681

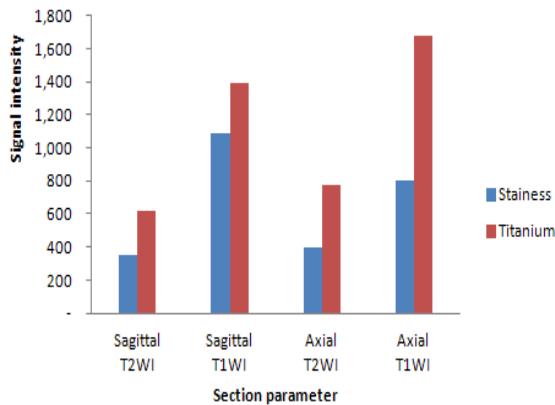
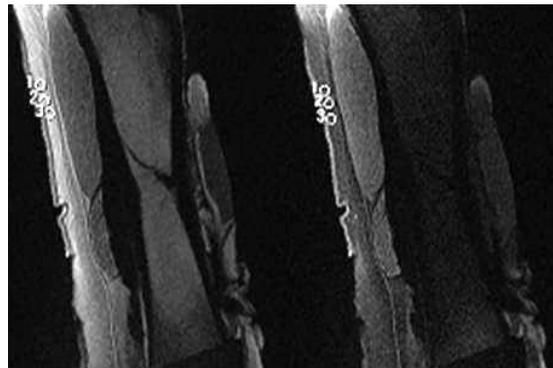


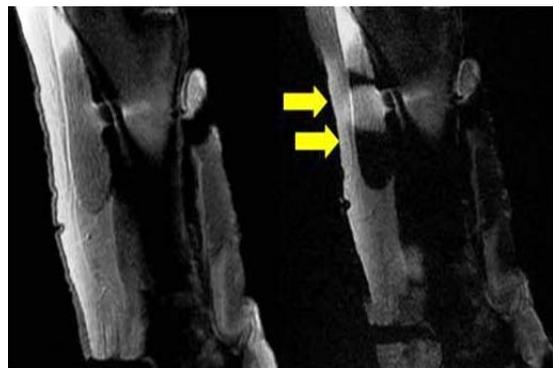
Fig. 6 signal intensity of bone graph

3.3 피하지방 신호억제 평가

돼지고기를 이용한 피하조직의 지방 신호 억제가 스테인리스와 티타늄에 따라 어느 정도인지 Normal 영상과 비교하였다. 지방성분이 밝게 나오는 T1강조영상과 T1강조영상 지방억제기법으로 피하조직에 신호강도를 3회 측정 후 평균값으로 지방 신호 억제율을 비교하였다. Fig. 6은 Normal 영상으로 피하조직의 신호강도 측정위치를 나타내고 있으며 지방 신호 억제 전. 후의 영상을 나타내고 있다.



(a) Pre (b) Fat-suppression
Fig. 6 Only pig fat-suppression pre and post image <Normal>



(a) Pre (b) Fat-suppression
Fig. 7 Stainless of Pig fat-suppression pre and post image

Fig. 7은 스테인리스가 부착된 지방억제 전. 후의 영상이다. 노란색 화살표에서 보듯이 피하조직의 지방 신호억제가 균일하게 나타나지 않았다. Table 4는 금속 시편에 따른 지방 억제 전. 후의 신호강도 변화를 알기 위해 피하조직에서 7.67mm²의 동일한 관심구역을 설정

하여 3회 측정 한 후 얻은 평균값과 그 결과로 얻은 신호강도 비율이다. 신호강도변화는 Normal영상 56.02%, 스테인리스 16.04%, 티타늄 54.53%의 지방 신호 억제율을 나타내고 있다. Fig. 8은 Table 4의 지방 신호 억제율을 시험편 종류별 그래프로 나타낸 것이다.

Table 4 fat-suppression ratio & Signal intensity of Pig image

Metals	pre	Fat-suppression	Ratio(%)
Normal	2,355	1,036	56.02
Stainless	2,344	1,968	16.04
Titanium	2,312	1,051	54.53

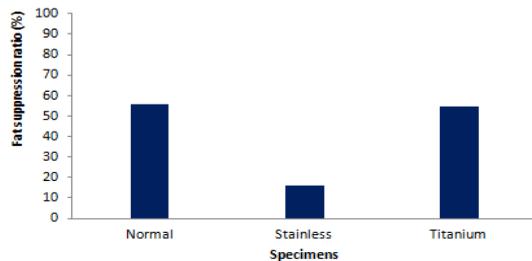


Fig. 8 Fat-suppression ratio of Specimens

IV. 고찰

선행 연구 논문에서^{[6]-[8]} Phantom과 돼지 뼈, 돼지고기를 이용한 개별적인 실험연구를 하였다면 본 논문에서는 3가지 실험도구를 전부 활용하여 스테인리스와 티타늄이 자기공명영상에 미치는 영향을 실험 영상으로 왜곡평가를 하였다. Phantom의 영상왜곡 평가는 전체영상에서 왜곡이 가장 크게 일어난 영상단면을 활용하여 실제 왜곡부분의 길이와 높이방향을 측정하였다. 높이방향의 왜곡크기는 스테인리스의 경우 시험편 전체에 걸쳐 나타났지만 티타늄은 시험편 가장자리에서 크게 대칭적으로 나타나는 것을 알 수 있었다. 이는 자기공명영상에서 동일한 크기의 시험편이지만 티타늄이 스테인리스의 구성성분보다 자장차화율에^[9] 적은 영향을 미친 것으로 판단한다. 실제 임상에서 사용하는 정형보철에 대한 영상왜곡 평가를 인체에 적응성이 높은 실험을 위해 돼지 뼈와 돼지고기를 활용하였지만 다양한 생물형태의 살아있는 조직

과의 차이가 자기공명영상에 어떤 작용을 하였는지는 본 실험에서 알 수 없는 한계라 본다. 선행연구^{[6]-[8]}에서 스테인리스가 부착 된 경우 피하조직 지방 억제율은 33.20% 인데 본 실험에서는 16.04% 많은 차이가 나는 것을 알 수 있었다. 이는 선행연구에서 영상왜곡이 일어난 피하조직 중심부를 측정하였고 본 실험에서는 영상왜곡이 직접 일어난 부분을 측정한 결과 때문이다.

V. 결론

정형보철용 금속인 스테인리스와 티타늄 금속이 Phantom, 돼지 뼈, 돼지고기의 3가지 물질에 대해 자기공명영상에 미치는 영향을 실험한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 내부 구성 물질이 균일한 Phantom을 이용한 영상 왜곡 실험에서 스테인리스는 티타늄에 비해 길이 방향으로 4.4배, 높이방향으로 2.8배 크게 영상왜곡이 나타나는 것을 알 수 있었다. 또한 시험편 양쪽 가장자리에서 영상왜곡이 모두 일어났으며 영상왜곡의 길이와 크기는 대칭적으로 모두 동일하였다.

2. 돼지 뼈를 이용한 자기공명영상의 신호강도 측정에서는 다양한 변수를 적용한 영상 모두에서 티타늄의 영상신호강도가 높게 나타났으며 결과적으로 티타늄에 비해 스테인리스 영상은 58.5%의 상대적 영상신호강도를 나타냈다. 이것은 현재 임상에서 정형보철용 금속으로 사용되는 스테인리스와 티타늄 물질 상호간 자기공명영상의 신호강도에 차이가 있어 영상 진단에 많은 영향을 미칠 수 있다는 것을 반증한다.

3. 돼지고기를 이용한 피하조직의 지방 억제율을 비교한 실험에서 정상적인 Normal영상은 56.02%의 지방 억제율을 보였지만 스테인리스 경우는 16.04%로 지방 억제가 잘 되지 않았으며, 티타늄의 경우에는 54.53%로 피하조직의 지방억제가 Normal영상에 가깝게 나타났다.

본 실험을 통한 자기공명영상의 진단적 판단으로 볼 때 다양한 물질과 다양한 영상기법을 적용한 실험 모두에서 영상학적 진단가치는 스테인리스 보다 티타늄 금속이 좋은 결과를 나타냈다.

Reference

- [1] S.C. Bushong, Magnetic Resonance Imaging Physical and Biological Principles, pp. 1-59, 1988.
- [2] Peter A. Rinck, Timothy E. Southon, Magnetic Resonance in Medicine, 3rd Edition, pp. 5-18, 1993.
- [3] Kang Sung Jin, A Study on the Reduction of the Artifacts Due to Orthodontic Devices in Magnetic Resonance Imaging, Department of Medical imaging of Engineering The Graduate School of Bio-Medical Science Korea University, pp. 1-3, 2012.
- [4] R. L. Becker, J. F. Norfray, G. P. Teitelbaum, et al, MR imaging in patients with intracranial aneurysm clips, AJNR, Vol. 9, No. 5, pp. 885-889, 1988
- [5] Shellock FG, Morisoli S, Kanal E, MR procedures and biomedical implants, materials, and devices:1993updates. Radiology, Vol. 189, pp. 587-599, 1993.
- [6] Kim Hyeong Gyun et al, Effect of Metals used in Orthopedic on Magnetic Resonance Imaging I. Journal of the Korean Society of Manufacturing Process Engineers, Vol. 11 No. 4, pp. 46 ~ 50, 2012.
- [7] Kim Hyeong Gyun et al, Effect of Metals used in Orthopedic on Magnetic Resonance Imaging II. Journal of the Korean Society of Manufacturing Process Engineers, Vol. 11 No. 5, pp. 115 ~ 120, 2012.
- [8] Kim Hyeong Gyun et al, Effect of Metals used in Orthopedic on Magnetic Resonance Imaging III. Journal of the Korean Society of Manufacturing Process Engineers, Vol. 11 No. 6, pp. 42 ~ 47, 2012.
- [9] Hong Hyun Sook et al. Artifacts of Biomedical Implants on Magnetic Resonance Imaging.. Korea university Journal Vol. 29, No. 1, pp. 198, 1992.