

자기공명영상에서 정형보철 금속이 신호강도와 영상왜곡에 미치는 영향

- The Impact of Signal Intensity and Image Distortion Magnetic Resonance Imaging in the Orthopedic Prosthetic Metal -

구미 차병원 영상의학과¹⁾·금오공과대학교 지능기계공학과²⁾

김형균^{1,2)}·최성대²⁾

— 국문초록 —

병원에서 정형보철용 재료로 사용하는 스테인리스와 티타늄 금속을 같은 크기로 제작하여 자기공명영상에 미치는 영상학적 진단가치를 비교하였다. 영상의중심(Center), 영상이외부분(Background), 고 신호부분(High band)에 대한 신호강도 값을 가중치로 변환하여 금속시험편 없는(Norma)영상과 비교하였다. 또한 시상면영상과 횡단면영상의 왜곡범위를 정량적으로 수치화하여 금속시험편 없는 영상면적과 비교하였다. 그 결과 고 신호영상의 신호강도 값은 스테인리스의 경우 팬텀(Phantom) 2, 돼지 뼈(Bone) 1.8, 티타늄의 경우 팬텀 1.7, 돼지 뼈 1.3 만큼 금속시험편 없는 신호강도가중치 값보다 높은 것을 알 수 있었다. 또한 자기공명영상의 왜곡형태와 왜곡 범위는 금속시험편이 없는 영상의 단면적대비 스테인리스의 경우 팬텀 65.8%, 돼지 뼈 61.5%, 티타늄은 팬텀 23.1%, 돼지 뼈 38.5%의 왜곡범위를 나타냈다. 결론적으로 본 실험에서는 신호강도가중치 값과 왜곡범위가 낮게 변화를 보인 티타늄이 스테인리스 시험편보다 더 진단적 가치가 높은 자기공명영상임을 알 수 있었다.

중심 단어: 자기공명영상, 정형외과, 영상왜곡, 스테인리스, 티타늄

I. 서 론

자기공명영상은 전리방사선이 없고, 조직 간의 대조도가 우수하며, 다양한 방향으로 영상을 얻을 수 있는 장점¹⁾이 있어 인체의 해부학적 구조에 관해 다른 영상들보다 정확한 정보를 제공 한다²⁾. 그러나 체내 금속성이식물이^{3,4)} 있는 상태에서 불가피 하게 자기공명검사를 하여야 할 경우 영상의 왜곡으로 인해 진단적 가치는 급격히 떨

어질 수 있다. 이에 정형보철용으로 많이 사용되고 있는 스테인리스와 티타늄이 자기공명영상의 신호강도와 영상 왜곡에 미치는 영향을 상호 비교하여, 자기공명영상에 대한 임상 정보를 제시하고자 하였다. 본 논문은 “정형보철용 금속이 자기공명영상에 미치는 영향 I, II”에서의 Phantom, 돼지 뼈 실험을^{5,6)} 기초로 하여 논문을 작성하였다.

II. 실험방법

1 시험편

임상에서 인체에 사용되는 스테인리스와 티타늄을 65 ×

* 접수일(2012년 10월 24일), 1차 심사일(2012년 11월 13일), 확정일(2012년 12월 3일)

교신저자: 김형균, (730-927) 경북 구미시 신시로 10길 12 (형곡동 855) 구미차병원 영상의학과
Tel : 054-450-9752 Fax : 054-450-9740
E-mail : jung7818@hanmail.net

15×2 mm의 동일한 크기로 제작하였다(Fig. 1). 그리고 시험편의 화학적 성분을 분석하여 구성 함유량(Table 1)을 알아보았다.



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.
Titanium	Pure Titanium				

2. 실험장치

실험 장치는 1.5 Tesla MR System을 사용하였으며(Fig. 2) Phantom은 MRI전용 Phantom Bottle ASS'Y(Fig. 3 a), 뼈(Bone)는 $\varnothing 4 \times 160$ mm의 돼지 뼈를 사용하였다(Fig. 3 b).

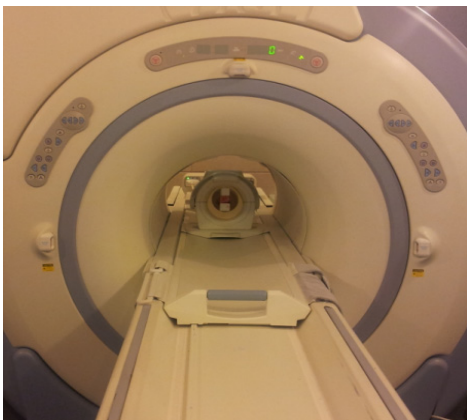


Fig. 2. Photography of MRI system.



(a) Phantom (b) Bone

Fig. 3. Photography of phantom and bone material.

3. 실험방법

실제 임상에 적용하는 Knee MRI Coil과 영상Protocol을 이용하여^{7,8)} 스테인리스, 티타늄 시험편을 동일한 조건으로 T1강조영상(T1 Weighted image : 이하 TIWI)을 얻었다. Phantom과 돼지 뼈에 대한 시상단면, 횡단면을 획득한 후 실험영상의 중심(Center), 영상이외부분(Back ground), 왜곡영상의 고 신호부분(High band) 위치의 신호강도 값과 영상왜곡 범위를 금속시험편이 없는(Normal) 영상과 비교하였다. 영상의 획득은 시험편을 Phantom과 돼지 뼈에 부착한 후 장축을 자기공명영상기기의 외부자기장에 평행하게 고정하고 Phantom 20, 돼지 뼈 10slice의 시상단면영상과 횡단면 27slice 영상을 얻었다(Fig. 4). 시상단면은 영상크기 200×200 mm, 절편두께 3 mm, 절편간격 0.3 mm, 격자수 320×256, 여기횟수 2, 방향은 주자장의 장축을 주파수부호화 방향으로 검사시간은 Phantom 3분 50초, 돼지 뼈는 2분 18초 소요되었다. 횡단면은 영상크기 150×150 mm, 절편두께, 3.5 mm, 절편간격, 0.4 mm, 격자수 320×256, 여기횟수 2, 주자장의 장축을 주파수부호화 방향으로 검사시간은 3분 07초 소요되었다.

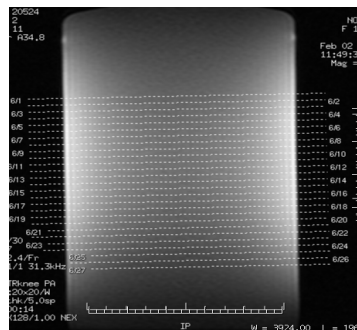


Fig. 4. Phantom cross-sectional of the plan.

III. 실험 결과

1. Signal intensity compare

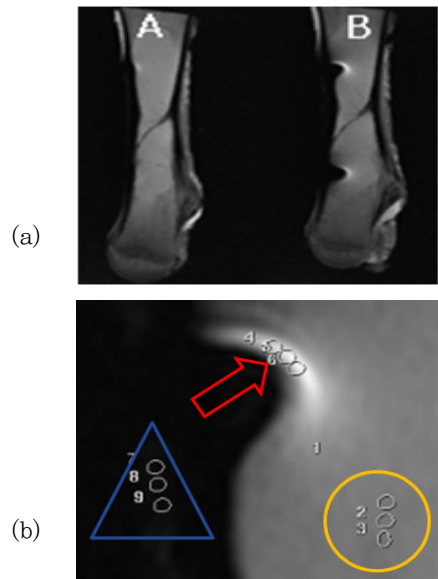
티타늄과 스테인리스 시험편이 부착된 Phantom과 돼지 뼈 시상단면 T1강조영상에 대해 동일한 관심영역 0.89mm^2 을 설정하여 왜곡영상에 대한 신호강도를 측정하였다(Fig. 5 a, b). 영상신호강도 값은 영상의 Center, Background, High band에 대해 각각 3회 측정하여 평균값을(Table 2, 3) 비교하였다. 측정된 영상신호강도 값은 Normal 영상의 신호강도를 1로 했을 때의 상대가중치를 비교 그래프(Fig. 6, 7)로 나타내었다. 영상신호강도 측정결과 Phantom 영상의 Center, Background의 신호강도가중치 값은 1.0으로 변화가 없었지만 영상왜곡이 심한 High band 위치에서는 스테인리스 2.0, 티타늄 1.7을 나타내 Normal 영상과 많은 차이가 있었다. 돼지 뼈 영상에서는 Background는 변화가 없었지만 Center는 스테인리스, 티타늄영상 모두 1.1, High band는 스테인리스 1.8, 티타늄 1.3으로 영상의 차이를 나타냈다. 결과적으로 영상의 위치와 시험편 종류, Phantom과 돼지 뼈 물질에 따라 신호강도 가중치 값이 조금씩 다르게 나타났다.

Table 2. Weighted signal intensity values according to the location of the phantom.

Metals	Center	Background	High band
Normal	13,747(1.0)	233(1.0)	14,458(1.0)
Stainless	13,790(1.0)	232(1.0)	29,058(2.0)
Titanium	13,774(1.0)	221(1.0)	23,913(1.7)

Table 3. Weighted signal intensity values according to the location of the bone.

Metals	Center	Background	High band
Normal	1,421(1.0)	182(1.0)	1,447(1.0)
Stainless	1,580(1.1)	173(1.0)	2,600(1.8)
Titanium	1,595(1.1)	180(1.0)	1,837(1.3)



(a) Bone image distortion by specimen, A (titanium image), B (stainless image)
 (b) Measured position of the magnified image, Red arrow (high band), Blue triangle (background), Yellow circle (center)

Fig. 5. Image distortion due to the specimen and the measurement location.

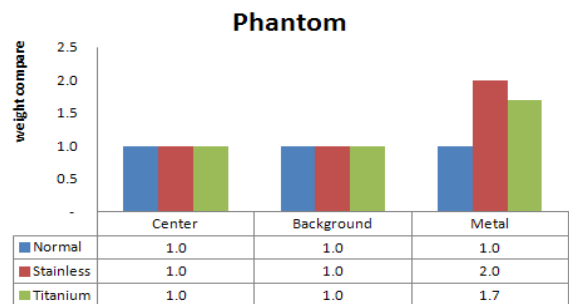


Fig. 6. Comparison of phantom imaging signal intensity weight value.

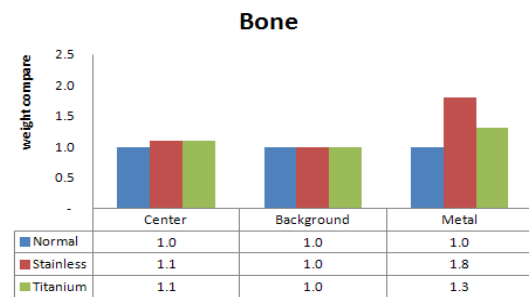


Fig. 7. Comparison of bone imaging signal intensity weight value.

2. Image distortion range

영상왜곡범위는 각 단면에서 영상왜곡 발생유무로 판단하였다. Fig. 8은 스테인리스 시험편이 부착된 횡단면 Phantom 영상으로 노란색 화살표는 왜곡부분, 파랑색 화살표는 왜곡이 없는 T1강조영상을 나타내고 있다.

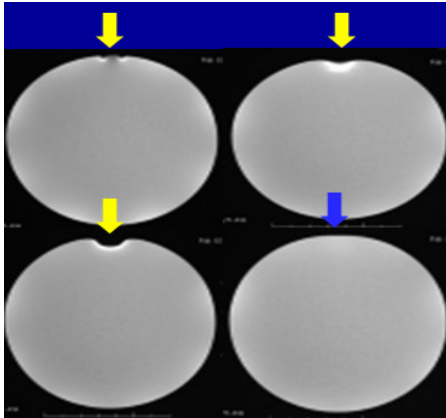


Fig. 8. Photography of stainless axial T1WI.

Table 4. The length of the phantom image distortion range (mm).

Metals	Stainless	Titanium
Sagittal T1WI	42,9	19,8
Axial T1WI	94,6	71,9

체적인 영상왜곡 범위를(Table 3, 4) 모식도로 나타냈다. 모식도에서 길이, 가로방향의 A, a는 시험편, B, b는 티타늄, C, c는 스테인리스 영상의 왜곡범위를 표시했다 (Fig. 9, 11). 아래 그림의 파랑색 화살표는 영상왜곡이 없고, 노란색 화살표는 영상왜곡이 일어난 부분이며 스테인리스가 가장 많이 왜곡된 것을 나타내고 있다(Fig. 10).

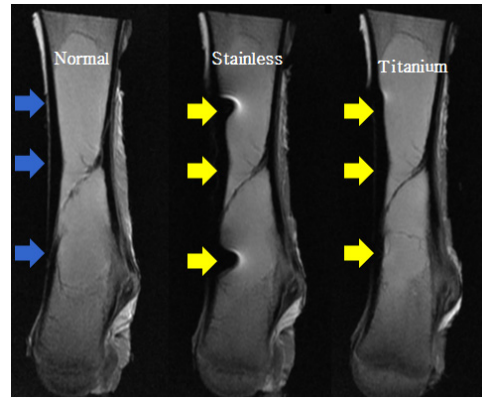


Fig. 10. Photography of bone sagittal T1WI.

Table 4. The length of the bone image distortion range (mm).

Metals	Stainless	Titanium
Sagittal T1WI	19,8	16,5
Axial T1WI	90,8	68,1

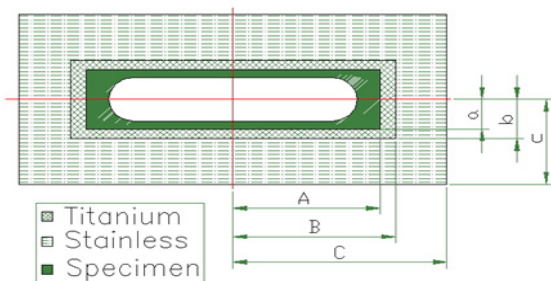


Fig. 9. Phantom schematic diagram according to the specimen.

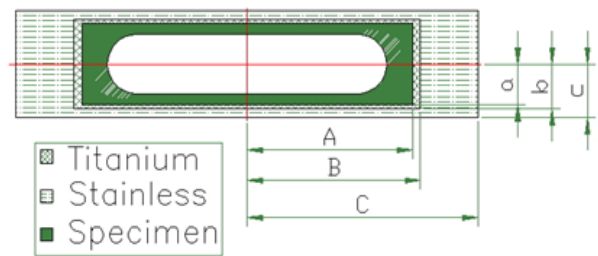


Fig. 11. Bone schematic diagram according to the specimen.

시험편 없는 Normal 영상과 스테인리스, 티타늄이 부착된 Phantom, 돼지 뼈 영상을 비교하여(Fig. 8, 10) 전

IV. 고찰

MRI에서 자장의자화율(Magnetic susceptibility)이란

한물체가 그 주위에 가해진 자장을 변화시키는 정도의 양을 말 한다⁹⁾. 금속에 의한 인공물 왜곡은 자기감수성의 차이가 큰 두 물질의 인접부위에서 일어나며 영상의 왜곡과 신호감소로 나타난다. 이러한 인공물이 생기는 이유는 주위조직과 금속물질의 자기감수성의 차이로 인한 국소적으로 자장이 불 균질해지고 이로 인해 국소 스핀들의 빠른 탈 위상과 주파수 변화가 원인이다¹⁾. 본 실험에서는 Phantom과 돼지 뼈에 부착 된 시험편과의 자기감수성차이로 영상왜곡(geometric distortion), 국소적인 신호강도의 감소(local signal loss), 주변부 고신호강도(surrounding high signal)가 나타났다¹⁰⁾. 시험편은 현재 정형보철용으로 사용되는 스테인리스와 티타늄을 같은 크기로 제작하였으며 실험물질 돼지 뼈의 경우 Center에서 신호강도 가중치 값이 1.1이었는데 이 경우는 Phantom보다 돼지 뼈에서 실험물질의 횡단면 크기가 작아 금속에 대한 자기감수성의 영향이 미친 결과로 판단된다. 또한 실험에서 설정한 3부분의 신호강도는 정형보철이 없는 영상과의 상대적 비교를 위해 Normal 값을 1.0으로 했을 때 스테인리스, 티타늄 영상의 신호강도가중치이며 소수점 첫째자리에서 반올림 하였다. 신호강도 측정은 같은 부위를 3회 측정하여 평균값을 적용하였으며 High band는(Fig. 5 b) 영상왜곡이 일어난 위치에서의 가장 큰 고신호강도 영역을 측정하였다. 영상왜곡 범위에 대한 실험에서 Phantom과 돼지 뼈의 크기가 달라 각각의 실험재료에 대한 스테인리스와 티타늄의 영상왜곡범위를 비교하였다.

본 논문은 정형보철 금속인 스테인리스와 티타늄 금속의 신호강도와 영상왜곡에 대해 phantom과 돼지 뼈를 같이 비교하였으며, 신호강도 측정은 금속 시험편이 부착된 영상의 위치적인 오류를 줄이고자 고신호강도인 High band로 비교 측정하였다.

V. 결 론

Phantom과 돼지 뼈에 대한 스테인리스와 티타늄 금속이 자기공명영상에 미치는 영상왜곡변화 실험에서 다음과 같은 결론을 얻었다.

정형보철용 금속이 부착된 Phantom과 돼지 뼈 영상의 Center, Background에서는 신호강도의 변화가 미미 하였지만 High band에서는 영상형태의 변형과 영상신호소실, 영상신호강도의 변화가 많이 일어났다. 또한 주변부 High band에서는 높은 고신호강도의 영상왜곡이 나타났다.

주변부 High band에 의한 신호강도 측정에서 Normal 영상에 비해서 스테인리스는 Phantom 2, Bone 1.8, 티타늄은 Phantom 1.7, 돼지 뼈 1.3의 신호강도 가중치 값을 나타냈다. 결과적으로 스테인리스에서 Phantom 15%, 돼지 뼈 28%의 신호강도 변화가 증가되어 티타늄 영상보다 진단적 가치가 낮다고 할 수 있겠다.

왜곡형태와 왜곡범위는 시험편이 전혀 없는 Normal 영상의 단면적 기준으로 스테인리스는 Phantom 65.8%, 돼지 뼈 61.5%, 티타늄은 Phantom 23.1%, 돼지 뼈 38.5%으로 나타내어 Phantom과 돼지 뼈 영상 모두에서 스테인리스가 더 높은 영상왜곡이 나타났다.

본 실험결과 영상왜곡의 형태, 영상신호강도의 변화, 영상왜곡범위의 영상학적 진단가치는 티타늄 시험편이 부착 된 영상에서 더 높은 영상임을 알 수 있었다. 본 실험의 결과로 의사는 동일한 수술조건이라면 티타늄금속을 선택하는 것이 수술 후 자기공명검사에 유리하다고 본다.

참고문헌

1. 홍현숙, 서원혁 : 자기공명 영상에서의 생체의학 이식 재료에 대한 인공물에 관한 연구, 고려논문집, 29(1), 195-200, 1992
2. 이상복, 이삼열, 이준행 : MRI 영상에서 영역추출과 질환인식, 대한방사선기술학회지, 27(3), 19-24, 2004
3. Shellock FG, Morisoli S, Kanal E: MR procedures and biomedical implants, materials, and devices:1993updates, Radiology, 189, 587-599, 1993
4. Shellock FG : MR imaging of metallic implants and materials: a complication of the literature, AJR, 151, 811-814, 1998
5. 김형균, 최성대 : 정형보철용 금속이 자기공명영상에 미치는 영향 I, 한국 기계 가공학회지, 11(4), 46~50, 2012
6. 김형균, 최성대 : 정형보철용 금속이 자기공명영상에 미치는 영향 II, 한국 기계 가공학회지, 11(5), 115~120, 2012
7. The Korean Society of Magnetic Resonance Imaging : 자기공명영상학, 청구문화사, 16-17, 37-50, 55, 67-69, 107-110, 119-132, 2008
8. 이성우 : 최신 자기공명기술학, 여문각, 288-289, 1998

9. 이기섭 : MRI 기초물리, 대한방사선과학회 학술대회 논문집, 13.2-13.2, 1991 다른 Metallic susceptibility Artifact에 관한 고찰, 대한자기공명기술학회지, 19, 45-52, 2009
10. 박용훈, 최용석, 김형태 등 : Magnet Depth type에

•Abstract

The Impact of Signal Intensity and Image Distortion Magnetic Resonance Imaging in the Orthopedic Prosthetic Metal

Hyeong-Gyun Kim^{1,2)} · Seong-Dae Choi²⁾

¹⁾*Dept. of Diagnostic Radiology, CHA Gumi Medical Center, CHA University*

²⁾*Dept. of Intelligent Mechanical Engineering, Kumoh National Institute of Technology*

Used as an ingredient in the hospital for orthopedic prosthetic stainless and titanium metal the same size as on the MRI diagnostic value of imaging were compared. Center of images, background high band portion of the video signal is converted into a weighted intensity values Normal images and compared. The area of normal slice and also the distortion of images and cross-sectional imaging of a range of quantitative and sagittal planes were compared. As a result, the periphery high band signal intensity values of Stainless video phantom 2, pig bone 1.8, Titanium imaging of phantom 1.7 has higher value than Normal video pig bone 1.3 times the signal strength rivers, MRI distortion of the shape and the distortions of the range, if the cross-sectional area compared to Normal Slice Stainless case of phantom 65.8%, pig bone 61.5%, Titanium distortion phantom 23.1%, pig bone 38.5% of the range of community found. In this experiment, as a result, MRI was found to be Titanium more diagnostic value than the specimen with respect to the signal intensity weighted value and low distortion range, Stainless

Key Words : MRI , Orthopedic, Image Distortion , Stainless, Titanium