

Analysis of the Dental Implants MRI Artifacts by Using the ACR Phantom

Woon-Jae Shin

Department of Radiological Technology, Dong-Eui Institute of Technology

Received: December 09, 2016. Revised: December 26, 2016. Accepted: December 30, 2016

ABSTRACT

ACR phantom for quality control of magnetic resonance imaging equipment can evaluate magnetic resonance imaging picture quality through various structures within the phantom. In this study, percent Signal Ghosting and Slice position accuracy of imaging could be analyzed by attaching implant and the wire for correction of tooth using ACR phantom in Head coil of 3.0T equipment. In the T1 weighted imaging of the first slice and the eleventh slice of implant, the slice position accuracy appeared to be good in ingress bandwidth 300, and it was good in ingress bandwidth 130 when wire for correction was attached. Percent Signal Ghosting in the seventh slice of SE T1 weighted imaging, implant and wire for correction added all appeared to be good when ingress bandwidth was 230. It is thought that in case of implant dental prosthesis patients in brain exam using magnetic resonance imaging, optimum image can be obtained by changing ingress bandwidth.

Keywords: Magnetic Resonance Imaging, ACR Phantom, Implant, Artifacts

I. INTRODUCTION

자기공명영상 장치는 방사선에 의한 위험성이 낮고 조직 간에 대조도가 우수한 임상적 유용성으로 진단 검사가 지속적으로 증가하고 있다. 양질의 자기공명영상을 얻기 위해서 의료영상 시스템의 정도관리가 제도적으로 시행되고 있으며, 장비에 대한 관리와 교육이 중요시 되고 있다.^[1] 현재 의료영상기기에 대한 정도관리는 미국방사선의학회를 중심으로 1992년부터 새로운 팬텀과 측정방법으로 간편하게 자체 점검이 가능하도록 발전되어^[2] 국내에는 2002년 국민건강보험재정건전화 특별법을 시작으로 특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙이 실시되고 있다.

체내에 금속성 이식물이 있는 경우에는 자화율 차이로 발생하는 인공물의 영향으로 검사 시행여부를 신중히 선택하여야 하며^[3] 금속 물질이 체내에 존재하는 상황에서도 질환을 감별해야 할 경우가 많아지고 있다.^[4] 체내에 금속 기구를 이용하여 수술 및 시술 후에 자장

의 크기가 높아질수록 증가되고 있으며, 티타늄 합금이 stainless steel에 비해 MRI나 CT에서 인공물(artifact)을 적게 유발하여 수술 후 추적 검사가 용이하다는 보고가 있다.^[5]

American College of Radiology(ACR) 팬텀은 영상 획득과 평가가 용이하여 표준팬텀으로 적용하고 있다^[6]. ACR 팬텀내의 여러 구조물을 통하여 자기공명영상 장비의 성능 및 화질평가항목인 절편 두께 정확도, 고 대조도 공간분해능, 기하학적 정확도, 위치 절편 정확도, 영상강도 균질성, 고스트 신호 백분율, 저 대조도 검체 검출률을 분석하는 논문들이 있다.^[7]

정형보철용 금속을 이용한 자기공명영상의 신호강도 변화와 왜곡을 인공물의 면적과 크기로 정량적으로 분석한 경우는 있지만, 자기공명영상의 표준 팬텀으로 사용하고 있는 ACR 팬텀으로 영상의 화질을 분석한 논문은 볼 수 없었다.

이에 저자는 임플란트 보철 시술이 보편화됨에 따라 티타늄합금의 임플란트 보철과 치아 교정용 철사에서

발생하는 신호 소실과 영상의 왜곡 평가를 ACR 팬텀 내의 여러 구조물을 통하여 자기공명영상 화질평가항목 중에서 정량적으로 평가하는 절편 위치 정확도와 고스트 신호 백분율을 분석하고자 하였다. 또한 수신대역폭을 변화하여 자기공명영상에서 인공물을 최소화할 수 있는 방안을 강구하고자 한다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. ACR 자기공명영상 팬텀

본 연구에 사용된 MRI 장비는 3.0T Siemens(Germany)의 Head 코일을 사용하여 Fig 1과 같이 실험을 시행하였다.

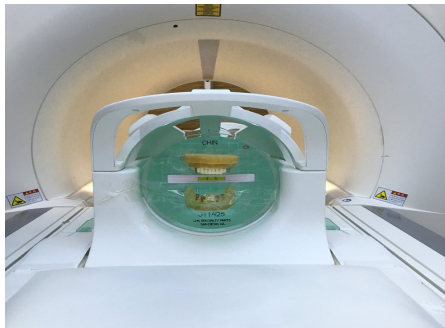


Fig. 1. ACR phantom located in MRI system.

ACR 자기공명영상 팬텀은 길이가 짧고 속인 빈 실린더 모양의 아크릴 플라스틱이며 양쪽 끝이 막혀있고 안쪽 길이는 148 mm 이고 안쪽 직경은 190 mm 이다. 내부는 10 mM nickel chloride와 75 mM sodium chloride 용액으로 채워져 있으며, 바깥쪽으로는 NOSE와 CHIN이라는 글자가 있으며 팬텀을 사람머리라 가정하고 임플란트 구조물을 팬텀의 턱의 위치 전면에 부착하여 영상을 획득하였다. 팬텀 거치대는 자기공명영상 장비마다 다르므로 천과 스펀지 등을 이용해 위치시키고 팬텀 구입 시 포함되어 있는 공기방울을 이용한 수평계를 이용하여 정교하게 수평위치를 맞추어 영상을 획득하였다.

2. 팬텀영상 획득

치과영역에서 시술하는 임플란트 보철은 내식성이 우수하고 강도와 순도가 높은 99% 티타늄(G4)과 90%(G5)의 티타늄합금(Ti-6Al-4V ELI)이 치아의 위치와 목

적에 따라 달리 사용되고 있다. 임플란트 보철을 아래 잇몸 좌·우 2개씩 4개와 위 잇몸에 5개의 임플란트 보철을 Fig 2와 같이 사용하여 자기공명영상을 획득하였고, 치아 교정용 철사(stainless steel wire)를 추가적으로 임플란트 구조물에 고정하였다.

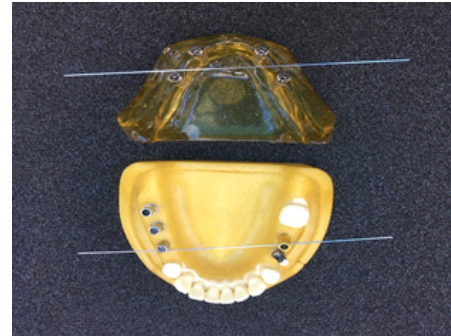


Fig. 2. Photography of implant and orthodontic wire.

두부코일의 중앙부에 팬텀을 위치시키고 팬텀이 수평이 되도록 위치를 조정하여 시상 위치 확인영상을 먼저 얻은 후에 각각 11개의 측면영상으로 T1강조영상과 T2강조영상을 스핀에코로 자기공명영상 품질 인증 팬텀영상검사 지침에 따른 검사조건은 Table 1에 표시하였다.

Table 1. ACR pulse sequence acquisition parameters

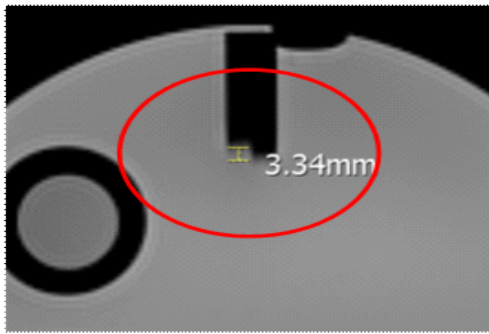
Image	TR(ms)	TE(ms)	Matrix	FOV (cm)	Slice Thickness (mm)	NEX
Sagittal Localizer	200	20	256×256	25	20	1
T1 Spin Echo	500	20	256×256	25	5	1
T2 Spin Echo	2000	20/80	256×256	25	5	1

3. 팬텀영상 평가

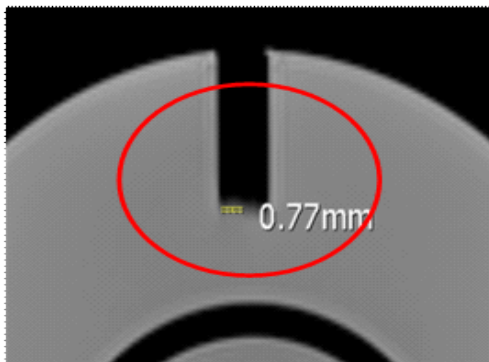
3.1 절편위치의 정확성

획득한 팬텀영상을 DICOM 파일로 저장하여 INFINITT PACS Viewer에서 측정하였다. 시상 확인영상에서 각 절편의 위치를 정했을 때 얼마나 정확하게 측면영상이 얻어지는지 평가하는 항목이다. ACR T1 및 T2 시리즈의 절편 #1 및 절편 #11에서 영상 윗부분에 한 쌍의 수직막대는 시상 위치확인영상에서 좌측에 있는

두 췌기모양의 단면을 Fig 3과 같이 2배로 확대하여 모니터에서 측정하였다. 수직 막대의 끝이 명확해지도록 display level을 밝은 부분에서 신호크기가 절반 값 정도가 되도록 조절하여 수직막대의 좌우길이 차이를 측정하여 특수의료장비 품질관리 검사에서 적용하는 5 mm 이하이면 합격으로 평가하였다.



(a) Image of Slice position accuracy #1.



(b) Image of Slice position accuracy #11.

Fig. 3. Sinogram after convolution with Lam-Rak filter and phantom image after back projection.

3.2 고스트 신호 백분율

영상에서 고스트 인공물 생성 여부를 시험하는 항목으로 ACR T1 시리즈의 절편 #7을 이용하여 영상 가운데 물로 된 부위에 195~205 cm² 크기의 관심영역의 신호강도를 측정하고 팬텀 밖의 상하좌우에 각각 10 cm² 크기의 타원형 관심영역을 길이와 폭의 비율이 4:1 정도로 Fig 4와 같이 그려서 신호강도를 측정하였다. Eq. (1)의 공식에 대입해 얻은 계산 값이 고스트 생성비율을 의미하며 특수의료장비 품질관리 검사에서 적용하는 2.5 이하이면 합격으로 평가하였다.

$$\text{GhostingRatio} = \frac{[(\text{top} + \text{bottom}) - (\text{left} + \text{right})]}{2 \times \text{large ROI}} \quad (1)$$

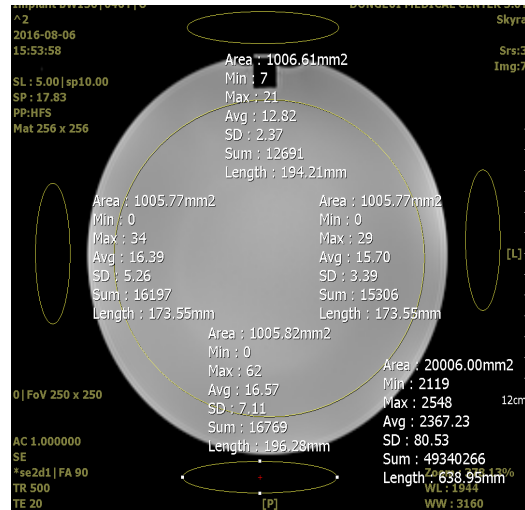


Fig. 4. Image of percent signal ghosting #7.

III. RESULT

3.0T 자기공명영상 장치에서 ACR 팬텀내의 여러 구조물을 통하여 임플란트 보철에 의한 화질평가를 절편 위치 정확도와 고스트 신호 백분율을 정량적으로 분석하였다.

1. 절편 위치의 정확성

ACR T1 강조영상의 첫 번째 절편과 열한 번째에서 팬텀이 위쪽으로 치우쳐 Fig. 3에서 오른쪽 막대가 더 길게 나타났으며, 두 절편에서 합격 기준 5 mm 이하로 측정되어 합격 기준으로 평가되었다.

ACR T1 강조영상과 T2 강조영상 측정 시리즈를 사용하여 임플란트 보철에서 수신대역폭 130, 230, 300으로 측정하였고, 임플란트 보철에 치아 교정용 철사를 추가하여 동일한 수신대역폭으로 첫 번째 절편과 열한 번째 절편에서 측정하여 Table 2에 표시하였다.

임플란트 보철은 Fig 5와 같이 첫 번째 절편에서 수신대역폭이 130이 2.92로 높게, 230과 300은 낮게 나타났으며, 임플란트 보철에 치아 교정용 철사가 추가된 경우에도 수신대역폭이 130이 높고 230과 300에서 낮게 나타났다. 열한 번째 절편에서는 임플란트 보철의 수신대역폭 300이 높게 나타났으며, 치아 교정용 철사

가 추가된 경우에는 130이 낮게 나타났고 230과 300은 높게 나타났다.

Table 2. Slice position accuracy in MR unit with a field strength of 3T
unit : mm

	T1 #1	T1 #11	T2 #1	T2 #11
Implant BW130	2.92	1.07	1.85	1.01
Implant BW230	1	0.88	0.91	2.3
Implant BW300	0.91	2.23	1.31	3.23
Implant+Wire BW130	1.91	0.94	1.03	1.79
Implant+Wire BW230	1.04	2.63	2.25	3.79
Implant+Wire BW300	1.07	1.8	1.38	3.03

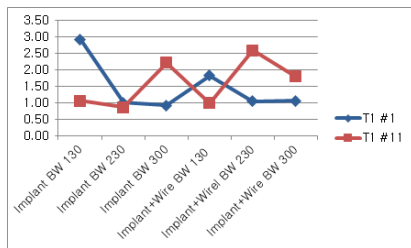


Fig. 5. Graph of slice position accuracy T1 #1 according to bandwidth.

T2 강조영상에서는 Fig 6과 같이 첫 번째 절편에서는 임플란트 보철의 수신대역폭이 130을 제외하고 전반적으로 열한 번째 절편보다 낮게 나타났다. 임플란트 보철에서는 수신대역폭 230이 가장 낮게 나타났으며, 임플란트 보철에 치아 교정용 철사가 추가된 경우에도 수신대역폭이 130이 낮고 230과 300에서 높게 나타났다. 열한 번째 절편에서는 임플란트 보철의 수신대역폭이 130에서 230과 300으로 수치가 높아지면서 증가되어 나타났으며, 치아 교정용 철사가 추가된 경우에는 130이 낮게 나타났고 230과 300은 높게 나타났다.



Fig. 6. Graph of slice position accuracy T2 #1 according to bandwidth.

2. 고스트 신호 백분율

ACR T1 강조영상 측정 시리즈 일곱 번째 절편을 사용하였다. 임플란트 보철에서 수신대역폭 130, 230, 300으로 측정하였고, 임플란트 보철에 치아 교정용 철사를 추가하여 측정하여 Table 3에 표시하였다.

Table 3. Percent signal ghosting in MR unit with a field strength of 3T

	Large	Up	Down	Left	Right	T1
Implant BW130	2367.16	12.14	15.92	20.48	19.52	0.248
Implant BW230	2390.99	15.56	18.08	21.91	17.36	0.169
Implant BW300	2395.15	17.52	21.70	22.15	20.40	0.189
Implant+Wire BW130	2413.00	13.22	15.69	21.74	17.34	0.208
Implant+Wire BW230	2405.19	15.09	16.86	20.60	18.98	0.155
Implant+Wire BW300	2405.50	17.53	18.68	24.89	22.02	0.218

영상의 가운데 물로 된 부위의 신호강도를 측정하고 팬텀 밖의 상하좌우에 각각 타원형 관심영역을 길이와 폭의 비율이 4:1 정도로 그려서 신호강도를 측정하여 고스트 생성 비율이 합격 기준 2.5 이하로 측정되었다.

고스트 신호 백분율은 T1 강조영상 일곱 번째 절편에서 Fig 7과 같이 임플란트 보철에서 수신대역폭이 130이 가장 높고 230이 가장 낮게 나타났으며, 임플란트 보철에 치아 교정용 철사가 추가된 경우에도 수신대역폭이 230이 가장 낮게 나타났으며 300이 높게 나타났다.

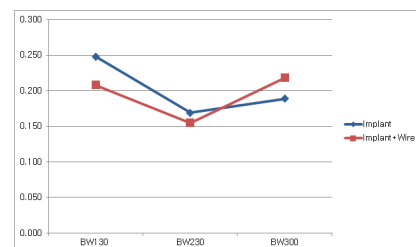


Fig. 7. Graph of percent signal ghosting accuracy T1 #7 according to bandwidth.

IV. DISCUSSION

ACR 자기공명영상 팬텀은 거의 모든 종류의 임상 자기공명영상 장치에서 사용할 수 있고 다른 정도관리 기법과 달리 오직 한 종류의 팬텀만을 사용하며 시행과 평가가 단순하여 짧은 시간 내에 수행할 수 있는 장점이 있고, 결과에 따라 문제의 원인을 알 수 있고 의학 물리학자 및 장비기술자가 문제점을 교정할 수 있어 영상화질이 호전될 수 있게 되었다⁸⁾.

ACR 팬텀의 7가지 항목에서 정성평가 항목인 고 대조도 공간 분해능, 저 대조도 검체 검출률과 다채널(multi channel) 장비의 영상 강도 균질성은 신호강도 분포가 일반적인 경우와 달라 ACR 지침에 해당사항이 없기 때문에 평가에서 제외 하였고, 정량적으로 평가하는 절편 두께 정확도와 기하학적 정확도는 합격 기준에서 벗어나지 않았을 뿐만 아니라 임플란트 보철과 임플란트에 치아 교정용 철사를 추가한 영상은 비교 할 수 없었고, 병원 자체 프로토콜로 획득한 영상도 평가에서 제외하였다.

금속물의 인공물을 줄이는 일반적인 방법으로 에코 시간을 짧게, 매트릭스 증가, 절편 두께를 얇게 하는 방법과 픽셀 크기를 줄여 대역폭을 크게 하는 방법이 있다⁹⁾. 본 실험에서는 수신 대역폭을 변화하여 티타늄 성분의 임플란트 보철 구조물에서 발생하는 인공물 영상을 분석하였다. 절편 두께 정확도는 지정한 위치와 실제 위치의 차이를 측정하기 위하여 시상 위치 확인 영상에서 45° 췌기의 교차점을 지나는 첫 번째 절편과 열한 번째 절편이 모두 정확하게 위치되어 있다면 한 쌍의 수직 막대는 같은 길이로 보이지만 측정하고자 하는 절편보다 위쪽으로 치우쳐 측정된다면 오른쪽 막대가 더 길어지며, 아래쪽으로 치우친다면 왼쪽 막대가 길어지는데 Fig. 3에서는 오른쪽 막대가 더 길었으며 합격 기준에는 적합하였다. 자장에 영향을 많이 미치는 금속성 보철물에서는 부정확한 경사자장으로 인해 기하학적 정확도와 절편 두께 정확도에도 영향을 줄 것으로 생각된다.

고스트 신호 백분율은 영상에서 인공물 생성 여부를 분석하는 것으로 펄스 주기 반복 시 신호의 불안정과 움직임 등이 원인이 된다. 임플란트 보철에 의한 자기 감수성은 어떤 물질이 주어진 자장에 노출될 때 감수

성의 차이가 클수록 인공물은 커지며, 스테인리스 보다 티타늄 금속이 부착 된 경우가 적게 발생된다고 한다¹⁰⁾. 자장 내에서 금속물질 주변에 생기는 자장이 일으키는 왜곡은 고 자장에서 더 심해지며, 자기장 세기와 물질의 화학적 구조, echo time, echo spacing 등에 의해 변화된다¹¹⁾.

고스트 신호 백분율은 ACR T1 강조영상의 절편 일곱 번째를 이용하여 가운데 부위의 큰 관심영역과 상하좌우 배경 쪽에 그리면 이들 중 한 쌍은 위상 부호화 방향이 된다. 원형 관심영역이 불가능할 경우 사각형도 무방하며 영상 획득 도중 팬텀의 움직임과 떨림이 일어나므로 고정을 잘 하여야 한다.

한국의료영상 품질관리원에서 팬텀영상검사 지침에 따른 검사조건으로 합격 판정을 받은 장비에서 임플란트와 치아 교정용 철사에 의한 영상 분석과 수신대역폭 변화를 통하여 최적의 검사조건을 제시할 수 있었지만, 인체에 직접 실험하지 못한 제한점은 가지고 있다.

V. CONCLUSION

최근 개발되는 자기공명영상 장치들의 자장 세기가 커지면서 자장의 균일도와 보정방법에 대한 효율적인 정도관리와 종사자들의 체계적인 성능평가 관리가 요구되고 있다. 자기공명영상의 정도관리 ACR 팬텀으로 장비의 성능 및 화질평가에서 영상의 왜곡 정도와 신호소실을 단순한 크기와 면적으로 평가하는 방법과 더불어 정성적, 정량적 방법으로 분석이 가능하다고 생각된다. 임플란트 보철과 치아 교정용 철사가 자기공명영상에서 정상적으로 작동하는 자기공명영상 시스템에서 절편 위치 정확도와 고스트 신호 백분율은 최소한의 수행 수준을 의미하는 합격 기준보다 정밀한 분석이 가능하였으며, 실험에서 제외된 절편 두께 정확도와 고 대조도 공간분해능, 기하학적 정확도, 영상강도 균질성, 저 대조도 검체 검출률 항목에 대한 연구가 필요하다고 생각된다.

3.0T 자기공명영상 장치에서 임플란트 보철과 교정용 철사를 포함한 다양한 체내 삽입된 인공보철물에서 발생하는 영상의 왜곡과 신호 소실은 적절한 수신대역폭을 선택하여 감소시킬 수 있을 것으로 사료된다.

Acknowledgement

본 논문에 사용된 임플란트 보철과 티타늄 재료 성분에 대한 자료 등으로 도움을 주신 (주)디오에 감사를 드립니다.

Reference

- [1] C. S. Jeong, C. H. Lim, "The Study On Quality Control of Magnetic Resonance Imaging System," The Korea Contents Society, Vol. 9, No. 6, pp. 178-186, 2009.
- [2] American College of Radiology. MRI quality control manual. American College of Radiology, Reston, 2004.
- [3] F. G. Shellock, S. Morisoli, E. Kanal, "MR procedures and biomedical implants, materials, and devices. : 1993 updates," Radiology, Vol. 189, pp. 587-599, 1993
- [4] R. L. Becker, J. f. Norfray, G. P. Teitelbaum, W. G. Bradley Jr, J. B. Jacobs, L. Wacaser, R. L. Rieman, "MR imaging in patients with intracranial aneurysm clips," American Journal of Neuroradiology, Vol. 9, No. 5, pp. 885-889, 1988
- [5] L. F. Czervionke, D. L. Daniels, F. W. Wehrli, et al "Magnetic susceptibility artifacts in gradient-recalled echo MR imaging," American Journal of Neuroradiology, Vol. 9, pp. 1149-1155, 1988.
- [6] J. W. Lee, K. J. Ahn, S. K. Lee, D. G. Na, C. H. Oh, Y. M. Chang, T. H. Lim, "Usefulness of ACR MRI Phantom for Quality Assurance of MRI Instruments" Journal of the Korean Society of Radiology, Vol. 54, No. 1, pp. 47-55, 2006.
- [7] I. C. Song, C. B. Ahn, D. G. Na, K. G. Kim, D. S. Kim, I. S. Kim, J. W. Lee, S. J. Hong, J. H. Byun, H. S. Khang, G. W. Jang, "Development of MRI Phantom for Assessing MR Image Quality," Journal of the Korean Society of Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 10, pp. 89-97, 2006.
- [8] CC. Chen, YL. Wan, YY. Wai, HL. Liu, "Quality assurance of clinical MRI scanners using ACR MRI phantom: preliminary results," Journal of Digital Imaging, Vol. 17, pp. 279-284, 2004.
- [9] LM. Tartaglino, AE. Flanders, S. Vinitiski, et al "Metallic artifacts on MR images of the postoperative spine : Reduction with fast spin-echo techniques," Radiology, Vol. 190, pp. 565-569, 1994.
- [10] H. G. Kim, "Quantitative evaluation of MRI distortion using orthopedic prosthetic metal," Journal of the Korean society of Radiology, Vol. 7, No. 1, pp. 57-62, 2013.
- [11] M. Dujovny, N. Kossovsky, R. Valdivia Ram, J. S. Suk, et al. "Aneurysm clip motion during magnetic resonance imaging(In vivo experimental study with metallurgical factor analysis)," Neurosurgery, Vol. 17, pp. 543-548. 1985.

ACR 팬텀을 이용한 치아 임플란트 자기공명영상 인공물 분석

신운재

동의과학대학교 방사선과

요 약

자기공명영상 장치의 정도관리를 위한 ACR 팬텀은 팬텀내의 여러 구조물을 통하여 자기공명영상 화질을 평가할 수 있다. 본 연구는 3.0T 장비에서 Head coil에서 ACR 팬텀을 이용하여 임플란트와 치아 교정용 철사를 부착하여 영상의 고스트 신호 백분율과 절편 두께 정확도를 분석할 수 있었다. T1강조영상 첫 번째 절편과 열한 번째 절편의 임플란트 보철에서 절편위치 정확도는 수신대역폭이 230에서 좋게 나타났으며, 교정용 철사가 부착했을 때는 수신대역폭이 130일 때가 좋았다. 고스트 신호 백분율은 SE T1강조영상 일곱 번째 절편에서 임플란트 보철에 추가된 교정용 철사의 경우에는 수신대역폭 230이 좋게 나타났다. 자기공명영상 검사에서 임플란트 보철 환자의 경우에 적절한 수신대역폭을 선택하여 영상의 왜곡과 신호 소실이 감소된 영상을 획득할 수 있을 것으로 사료된다.

중심단어: 자기공명영상, ACR 팬텀, 임플란트 보철, 인공물