DOI : 10.5392/JKCA.2010.10.9.302

자기공명영상에서 자장세기와 시퀀스에 따른 아티팩트 변화

Metal Artifact Caused by Magnetic Field Strength and Sequence on T1WI-MRI

고성진
부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과

Seong-Jin Ko(sjko@cup.ac.kr)

요약

자기공명영상에서는 체내 금속물에 의한 강자성 인공물(Ferromagnetic artifact)이 발생하여 많은 영상의 왜곡을 초래 한다. 본 연구는 T1 강조영상의 자장 세기와 시퀀스에 따른 수술시 인체 내에 사용되는 금속물의 왜곡을 분석하여 영상 왜곡을 최소화 할 수 있는 시퀀스와 금속물의 종류를 알아보았다. SIEMENS사의 1.5T와 3.0T를 이용하였고, Ti+Al, Stainless, Nitinol 금속물을 팬텀 내에 각각 위치시켜 시퀀스별 SE(Spin Echo), TSE(Turbo Spin Echo), VIBE, Flash T1 강조영상을 획득하였다. 획득된 영상을 통해서 금속물질 주변에서 발생하는 영상의 왜곡 정도를 비교 및 분석하였다. 실험결과 임상에서 사용되는 모든 금속물에서 강자성 허상이 발생 하였는데, 그 중 TSE 시퀀스와 Nitinol 금속물에서 가장 작은 아티팩트가 발생하였다. TSE 시퀀스와 Nitinol이 사용된 1.5T 영상에서 면적 0.97 cm2, 장축 0.76 cm, 단축0.72 cm로 왜곡 정도가 가장 작게 나타났다. 그러므로 금속을 체내에 삽입한 환자의 검사를 위해서 3.0T 보다 1.5T 자기공명영상 장비를 사용하고, TSE 시퀀스를 사용하는 것이 T1 강조영상을 얻는데 가장 적합하다고 사료된다.

■ 중심어 : | 강자성 인공물 | 시퀀스 | T1 강조영상 | 자기공명영상 |

Abstract

In MRI, the Ferromagnetic artifact is generated by the metalization within in which the before inspection removal is impossible and the distortion of an image is brought. The distortion measure according to the steel for each sequence of T1 image and magnetic field intensity are analyzed and minimized method is looked into. We used SIEMENS 1.5T and 3.0T MRI for experiment equipment. First, it places within the Phantom making a metalization(Ti+Al, Stainless, Nitinol) on 1.5T, 3.0T MRI and the T1 weighted image for each Sequence is acquired. The distortion of an image and about adjacent portion change of the metal material were compared through the obtained image, we analyzed. In all metalizations, a distortion was generated and a distortion was few in particularly, and Titanium-Aluminium alloy. And the extent of a distortion was worse image in the Turbo spin Echo. The use of the Titanium-Aluminium alloy the inserted in an internal material of the metalization is recommend. and, equipment of 1.5T the patient inserting a metal in an internal is used in an inspection than equipment of 3.0T. Also, the sequence is suitable when it obtains the optimum T1 weighted image of an impersonate to use the Turbo spin Echo.

■ keyword : | Ferromagnetic Artifact | Sequence | T1 Weighted Image | MRI |

접수번호 : #100810-003
접수일자 : 2010년 08월 10일
심사완료일 : 2010년 09월 08일
교신저자 : 고성진, e-mail : sjko@cup.ac.kr

I. 서 론

자기공명영상(MRI)은 연부조직에 대한 대조도가 우수하고 검사로 인한 위해성이 낮다. 또한 검사 시 다방향의 영상을 얻을 수 있기 때문에 방사선 진단 분야에서 매우 중요한 역할을 하고 있고, 신호대잡음비(Signal to Noise Ratio; SNR)가 우수해서 해상력이 좋은 특징이 있다. 동일한 매트릭스(matrix)일 경우 임상에서는 3.0T가 1.5T보다 검사시간이 짧기 때문에 선호되고 있는 추세이다[1].

최근 금속 기구를 이용한 척추 고정술과 스텐트 삽입술이 보편화됨에 따라 수술 후 금속 물질이 체내에 존재하는 상황에서 질환을 감별해야 할 경우가 많아지고 있다[2-5]. 자석에 의해 강하게 이끌리는 철(Fe), 금(Au)과 같은 금속을 강자성체라 하는데, 수술에 사용되는 금속 기구는 강자성체의 특성을 가진다. 이러한 강자성체는 자기공명영상에서 주파수 방향으로 비정상적인 신호 강도와 기하학적인 왜곡(distortion)을 유발하므로 수술에 의해 체내에 삽입된 금속물(metal)은 MRI 검사 시 정확한 진단정보를 얻는데 장애가 된다[6]. 한 예로 금속 스텐트 시술 후 이에 대한 자기공명영상을 이용한 평가는 강자성 인공물(artifact) 또는 허상으로 인하여 스텐트 내의 신호가 감소하거나 소실되는 문제점이 있다[7][8].

T1 강조영상의 장점은 검사시간을 단축시킬 수 있고, 해부학적 정보가 뚜렷하다는 특징을 가지고 있는 반면에 금속물에 의한 영상왜곡정도가 민감하다. 그리고 클립, 스텐트, 인공이식물 등을 삽입한 환자의 T1 강조영상을 얻을 경우, 금속에 의한 강자성 허상은 정확한 진단정보를 얻는데 장애가 될 수 있다. 따라서 본 연구는 1.5T와 3.0T에서 T1 강조영상의 시퀀스를 다르게 하고, 금속물의 종류(Stainless steel, Ti+Al, Nitinol)를 변화하여 자기 감수성 변화에 따른 강자성 허상의 정도를 비교・분석하였다. 실험 결과를 바탕으로 금속에 의한 강자성 허상을 최소화하는 시퀀스와 금속물을 찾아서 양질의 T1 강조영상을 얻어서 진단의 효과를 높이고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. 실험대상 및 장비

실험대상의 금속물은 임상에서 실제로 사용되고 있는 Stainless steel, Ti+Al 합금, Nitinol을 이용하였다[그림 1]. 팬텀은 원통모양의 플라스틱 통을 자체 제작하여[그림 2][그림 3], 팬텀 중앙에 시험관을 실리콘으로 고정하여 그 안에 금속물을 넣었다. 팬텀 내부는 인체와 비슷한 조건에서 실험하기 위해 조직등가물질인 물을 채워 실험하였다. 장비는 SIEMENS사의 1.5T AVANTO A TIM SYSTEM과 3.0T VERIO A TIM SYSTEM를 사용 하였으며, 코일은 4 채널 두부코일(head coil)을 사용하였다.

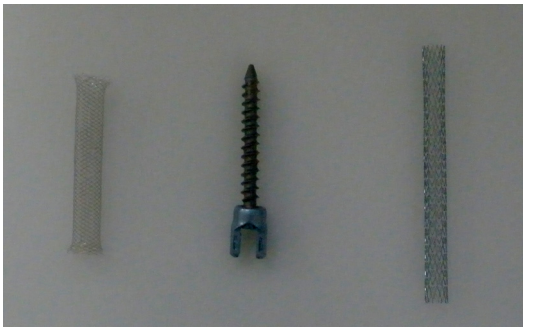

그림 1. 금속물의 실험 영상

그림 2. 금속물 아티팩트 측정의 팬텀 영상

2. 실험 방법

실험방법은 1.5T 장비를 사용하여 금속물이 들어있는 팬텀을 테이블 위에 고정하고, 두부코일을 씌운 후 금속은 Ti+Al합금, Nitinol, stainless steel, 시퀀스는 Fl2d(Flash 2D), VIBE(Volume Interpolated Breath-hold Examination provides), SE(Spin echo), TSE(Turbo spin echo)로 변화하면서 실험하였고, 3.0T에서도 동일 조건과 시퀀스에서 실험하였다. 금속물의 아티팩트의 정량적 크기는 SIEMENS사의 Syngo MR 소프트웨어의 Mean Curve기능을 이용하여 측정하였다. 금속물의 아티팩트 모양은 형태가 불규칙하고 명확하지 않아 정확한 수치를 얻기가 불가능하므로 계측 가능한 범위를 설정하여 장축과 단축, 면적을 정량적으로 분석하였다 [그림 4][그림 5]. 금속물의 아티팩트의 변화를 측정하기 위해서 1.5T에서 금속물의 종류와 MRI 시퀀스에 따른 각각의 면적값을 측정하였고, 이후 동일한 실험을 3.0T를 이용하여 실험을 하였다. 금속물의 면적을 계산하기 위해 각 측정된 값의 평균을 금속의 모양과 시퀀스에 따라 슬라이스의 수가 다르므로 임의의 5장의 슬라이스 영상을 이용하였으며, [그림 3]과 같이 샘플 영상의 획득의 과정을 표현 하였다. 위의 실험 조건을 바탕으로 자장세기와 시퀀스의 변화에 따른 금속물의 영상 왜곡 정도를 비교 및 분석하였다.

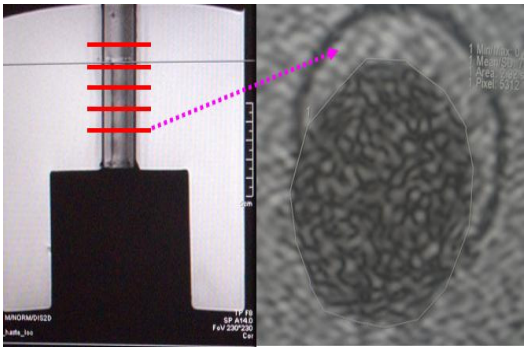

그림 3. T1WI에서 샘플 영상 측정

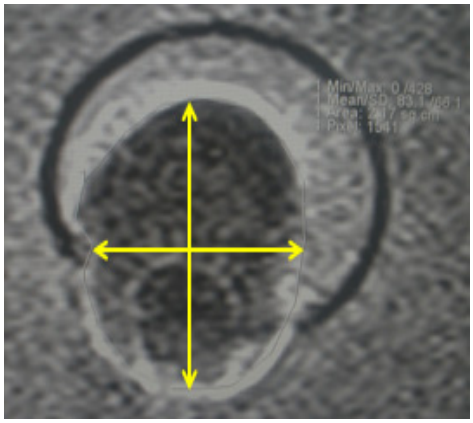

그림 4. 금속물 아티팩트의 장축과 단축 측정

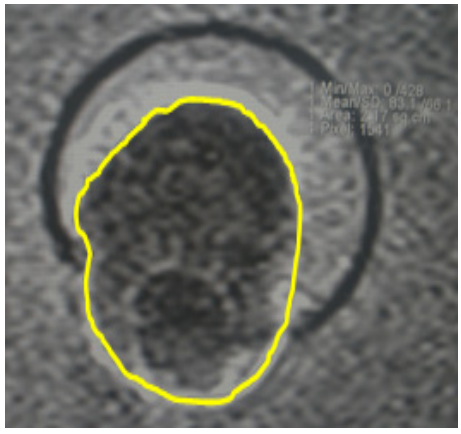

그림 5. 금속물 아티팩트의 면적 측정

표 1. 1.5T 와 3.0T의 금속물 아티팩트 면적 측정

[단위:cm^2]

	1.5T			3.0T		
	Ti+Al	Nitinol	Stainless	Ti+Al	Nitinol	Stainless
Fl2d	2.33	0.63	1.44	3.28	0.69	1.90
VIBE	1.42	0.55	1.26	3.04	0.64	1.55
SE	1.13	0.52	1.17	1.15	0.58	1.24
TSE	0.97	0.47	1.01	0.99	0.52	1.17

Ⅲ. 실험 결과

1. 금속물 아티팩트의 면적측정

실험 결과는 면적값의 크기는 1.5T에서 금속물의 평

균면적 실험결과는 Ti+Al합금의 경우 Fl2d에서 2.33cm^2, VIBE에서 1.42 cm^2, SE에서 1.13 cm^2, TSE에서 0.97 cm^{2}로 나타났고, Nitinol의 경우 Fl2d에서 0.63 cm^2, VIBE에서 0.55 cm^2, SE에서 0.52 cm^2, TSE에서 0.47 cm^{2}로 나타났다. Stainless에서는 Fl2d에서 1.44 cm^2, VIBE에서 1.26 cm^2, SE에서 1.17 cm^2, TSE에서 1.01 cm^{2}로 나타났다. 실험결과 Fl2D시퀀스에서 가장 큰 면적 값을 보였고, TSE 시퀀스에서 가장 작은 면적 값을 보였다.

금속물 종류에 의한 결과에서는 Stainless와 Ti+Al이 SE 시퀀스와 TSE에서 비슷한 결과를 나타냈고, Nitinol이 전체 시퀀스에 걸쳐서 가장 낮은 면적의 측정값을 보였다. 이것은 Nitinol이 금속물에 의한 아티팩트가 가장 적게 나타남을 나타낸다. 그리고 3.0T에서 금속물의 평균면적 결과는 Ti+ Al 합금의 경우 Fl2d에서 3.28 cm^2, VIBE에서 3.04 cm^2, SE에서 1.15 cm^2, TSE에서 0.99 cm^{2}로 나타났고, Nitinol에서는 Fl2d에서 0.69 cm^2, VIBE에서 0.64 cm^2, SE에서 0.58 cm^2, TSE에서 0.52 cm^{2}로 나타났다.

Stainless에서는 Fl2d에서 1.90 cm^2, VIBE에서 1.55 cm^2, SE에서 1.24 cm^2, TSE에서 1.17 cm^{2}로 나타났다. 실험결과에서 3.0T는 1.5T에서 실험한 결과와 유사한 패턴을 보이고 있으나, 각 금속물에서는 1.5T에서 실험한 결과보다 평균 면적이 0.3 cm^2 크게 나타났다. 그러므로 3.0T가 1.5T보다 아티팩트가 더 크다는 결과를 얻었다.

표 2. 1.5T의 금속물 아티팩트 장축 및 단축의 길이

[단위:cm]

1.5T		Slice5		Slice10		Slice13		Slice17		Slice21		average	
		Major axis	Minor axis	Major axis	Minor axis	Major axis	Minor axis	Major axis	Minor axis	Major axis	Minor axis	Major axis	Minor axis
Ti+Al	Fl2d	1.21	1.19	1.01	1.01	1.11	1.11	2.48	2.48	2.56	2.56	1.67	1.65
	VIBE	0.94	0.89	0.89	0.89	0.92	0.92	2.03	1.96	2.12	2.02	1.38	1.34
	SE	0.93	0.79	0.92	0.71	0.94	0.82	1.87	1.33	1.91	1.42	1.31	1.01
	TSE	0.84	0.7	0.86	0.71	0.88	0.72	1.78	1.28	1.81	1.3	1.23	0.94
Nitinol	Fl2d	0.86	0.86	0.86	0.82	0.84	0.8	0.83	0.78	0.82	0.8	0.84	0.81
	VIBE	0.85	0.81	0.79	0.79	0.77	0.77	0.8	0.72	0.79	0.71	0.8	0.76
	SE	0.83	0.8	0.83	0.58	0.81	0.71	0.79	0.7	0.77	0.7	0.81	0.7
	TSE	0.79	0.77	0.78	0.75	0.76	0.73	0.74	0.69	0.73	0.67	0.76	0.72
Stainless	Fl2d	1.16	1.16	1.15	1.15	1.15	1.15	1.63	1.51	1.65	1.54	1.35	1.3
	VIBE	1.16	1.12	1.13	1.13	1.13	1.13	1.46	1.22	1.52	1.25	1.28	1.17
	SE	1.09	1.07	1.08	1.04	1.09	1.05	1.45	1.32	1.48	1.33	1.24	1.16
	TSE	1.08	1.02	1.08	1.02	1.06	1.01	1.36	1.13	1.39	1.13	1.19	1.06

표 3. 3.0T의 금속물 아티팩트 장축 및 단축의 길이

[단위:cm]

3.0T		Slice5		Slice10		Slice13		Slice17		Slice21		average	
		Major axis	Minor axis	Major axis	Minor axis	Major axis	Minor axis	Major axis	Minor axis	Major axis	Minor axis	Major axis	Minor axis
Ti+Al	Fl2d	1.58	1.41	1.68	1.57	2.77	2.68	4.06	4.06	4.18	4.12	2.85	2.76
	VIBE	1.5	1.38	1.46	1.4	2.4	2.51	3.87	3.85	3.99	3.89	2.64	2.60
	SE	1.47	1.34	1.42	1.36	2.45	2.45	3.57	3.37	3.69	3.57	2.52	2.41
	TSE	1.45	1.31	1.38	1.36	1.9	2.4	3.18	3.16	3.22	3.2	2.22	2.28
Nitinol	Fl2d	1.03	1	1.03	0.75	1.12	1.03	1.32	1.3	1.55	1.46	1.21	1.10
	VIBE	1	0.87	1.01	0.86	1.01	0.97	1.29	1.12	1.49	1.35	1.16	1.03
	SE	1.01	0.97	1	0.94	1.01	0.89	1.27	1.18	1.47	1.32	1.15	1.06
	TSE	0.98	0.98	0.98	0.87	0.97	0.96	0.99	0.99	1.02	1.01	0.98	0.96
Stainless	Fl2d	1.56	1.46	1.66	1.5	1.98	1.82	2.65	2.55	2.77	2.61	2.12	1.98
	VIBE	1.56	1.32	1.43	1.3	1.85	1.76	2.66	2.51	2.75	2.59	2.05	1.89
	SE	1.33	1.22	1.28	1.25	1.86	1.72	2.56	2.5	2.75	2.7	1.95	1.87
	TSE	1.28	1.22	1.28	1.24	1.6	1.58	2.45	2.41	2.54	2.52	1.83	1.79

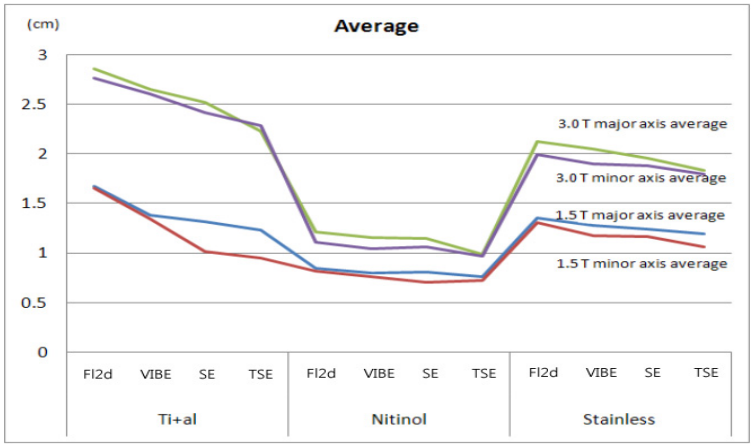

그림 6. 1.5T와 3.0T에서 금속물 아티팩트의 장축과 단축 길이 비교

2. 금속물 아티팩트의 장축 및 단축길이 측정

금속물의 아티팩트의 변화를 알아보기 위하여 먼저 1.5T에서 금속물의 종류와 MRI 시퀀스에 따른 각각의 장축과 단축의 길이를 측정하였고, 또한 3.0T를 이용하여 동일한 실험방법으로 실시하였다. 금속물 아티팩트의 장축과 단축 길이의 측정결과는 5장의 슬라이스를 이용하여 각 금속물과 시퀀스에 대하여 결과값을 계산하고, 각각의 결과에 대하여 5장의 측정 결과를 평균하였다[표 2][표 3]. 길이 측정 결과에서 3.0T는 [그림 6]에 나타낸 바와 같이 Ti+Al에서 모든 시퀀스에 걸쳐 결과 값이 높게 나타나고, Nitinol이 전체 시퀀스에 걸쳐서 가장 낮게 나타났다. 그 중 TSE가 장축 0.98 cm과 단축 0.96 cm으로 가장 낮게 나타났다. 그러나 1.5T의 경우 Stainless가 전체 시퀀스에 걸쳐서 높게 나타났고, Nitinol은 전체 시퀀스에 걸쳐서 낮게 나타났다. 그 중 TSE 시퀀스가 장축 0.76 cm과 단축 0.72 cm로 가장 낮게 나타났다. 따라서 1.5T는 3.0T과 비교하여 장축 0.18 cm, 단축 0.24 cm로 아티팩트 길이가 작게 나타났고, 1.5T의 TSE와 Nitinol에서 금속물로 인한 아티팩트의 영향이 가장 작게 나타났다.

Ⅳ. 고찰

임상에서 다양한 질환을 가진 환자들이 필요에 따라 수술 후 금속의 보형물을 인체에 부착한 채 MRI 검사를 빈번하게 시행 하게 된다. MRI 검사는 다른 검사들보다 강자성체에 의한 영상의 왜곡 정도가 심하게 나타나고, 금속의 보형물은 주파수 방향으로 비정상적인 신호 강도와 기하학적인 왜곡을 일으켜 영상 판독의 어려움과 환자에 대한 안정성 문제를 발생시킨다.

금속물의 아티팩트를 줄이는 일반적인 방법으로는 에코시간을 짧게 하고, 주파수 부호화 방향으로 매트릭스를 늘리고, 슬라이스 두께를 얇게 한다. 또한 픽셀 크기를 줄여 대역폭(band width)을 크게 하는 방법 등이 있다[8]. 본 연구에서는 이러한 방법들 외에 자장의 세기와 시퀀스를 조절하여 금속물에 의한 아티팩트를 감소시키는 방안을 찾고자 하였다. T1 강조영상은 타 검사에 비해 검사시간이 짧고 해부학적 정보가 뚜렷하다는 특징을 가지고 있는 반면에 금속물에 의한 아티팩트의 발생 정도가 민감하다. 따라서 실제 임상에서 사용하는 금속을 재료로 자장의 세기, 시퀀스 종류를 달리하여 T1 강조영상을 얻은 후 아티팩트의 크기를 측정하여 가장 왜곡이 적게 나타나는 인자들이 아티팩트를 최소화하는 방법으로 판단했다.

장축, 단축을 측정하여 정량적 분석과 정성적 분석을 하는 실험 결과를 측정하였지만[9], 본 연구에서는 아티팩트 측정에서 정확성을 높이기 위해 면적, 장축, 단축 이렇게 3가지 방법을 사용하여 측정함으로써 좀 더 다양한 비교지표를 얻을 수 있었다. 그러나 아티팩트의

경계선이 불명확하고, 가시적으로 판단할 수 있는 기준 또한 모호하여 보다 정확한 금속물의 아티팩트 측정기준을 제시하지 못한 한계점이 남는다. 또한 금속물의 종류에 따른 영상 왜곡의 정도를 판단하기에 실제 임상에서 구할 수 있는 금속 재료의 모양, 종류, 질량이 각각 달라 조건을 맞추어 측정하는데 한계가 있으므로 결과를 도출하는 과정에서 제외되었다. 그러나 강자성체의 영향이 큰 T1 강조영상에서 1.5T의 저자장과 TSE의 시퀀스로 영상의 왜곡을 감소시켜 좋은 진단정보를 얻을 수 있는 방향을 제시할 수 있었으므로 추후에 금속물을 삽입한 환자가 MRI 검사를 하는데 참고가 될 수 있을 것으로 사료된다. 자장 내에서 금속물 주변에 생기는 자장이 일으키는 왜곡은 고자장에서 더 심해진다. 자기공명영상 기술이 발달하면서 더 높은 해상능의 진단정보의 영상을 획득하기 위하여 각 장비는 고자장화 되는 추세이므로 저자장을 사용하는 것이 근본적인 해결책은 될 수 없다고 사료된다.

V. 결론

본 연구에서는 T1 강조영상에서 자장세기와 시퀀스를 변화시켜 실험함으로써 금속물로 인한 강자성 허상을 최소화하여, 금속물의 주변 인체 조직을 좀 더 명확하게 표현하여 정밀한 진단적 영상을 획득하고자 하였다. 자기공명영상 1.5T와 3.0T에서 얻은 실험영상을 비교했을 때 1.5T의 저자장에서 영상의 왜곡이 작음을 알 수 있었고, T1 강조영상을 만드는 시퀀스에서 Fl2d, VIBE, SE, TSE의 순서로 영상 왜곡의 정도가 작게 나타났다. 3.0T보다는 1.5T에서 TSE를 사용할 때, 금속물로 인한 아티팩트를 최소화 할 수 있어 사전에 제거가 불가능한 금속물이 삽입된 환자의 진단정보를 얻는데 유용한 방법이라 할 수 있다. 그러므로 향후 본 연구의 결과를 바탕으로 실제 임상에 적용 한다면, 영상 판독에 매우 도움이 될 것이다. 그러나 본 연구에서 제시하는 저자장을 사용하는 것이 근본적인 해결책은 될 수 없다. 앞으로는 3.0T 이상의 고자장 조건에서도 금속물에 의한 아티팩트를 최소화 시켜서, 진단적 가치가 높은 우수한 영상을 얻을 수 있는 지속적인 연구가 필요하다고 사료된다.

참 고 문 헌

[1] http://www.ksmrt.or.kr/?p=data&code=data4

[2] 이관성, 박충근, “척추병변에 대한 티타늄 기구 고정술 후 핵자기공명 영상의 진단적 효용성”, 대한신경외과학회지, 제26권, pp.94-100, 1997.

[3] 홍현희, 서원혁, "자기공명 영상에서의 생체의학 이식 재료에 대한 인공물에 관한 연구", 고려대논집, 제29권, 제1호, 1992.

[4] M. Dujovny, N. Kossovsky, Ram, R Valdivia, 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.

[5] R. L. Becker, J. F Norfray, G. P Teitelbaum, W. G. Bradley, L. Wacaser, "MR imaging in patients with intracranial aneurysm clips," AJNR, Vol.9, No.5, pp.885-889, 1988.

[6] 방용식, 김학문, 정헌정, 민관홍, 김동성, 이용우, "금속물 함유 환자의 지방소거 MR영상 기법에 관한 고찰(CHESS기법과 STIR기법의 비교)", 대한자기공명기술학회지, 제10권, pp.113-118, 2000.

[7] 이우용, 윤인규, 백화연, 공창진, 김동렬, "1.5T와 3.0T에서 금속물질의 위험도와 영상에 미치는 영향 비교", 대한자기공명기술학회, 제18권, 제1호, 2008.

[8] 현민수, M. Terashima, MV. McConnell, “자기공명혈관조영술을 이용한 관상동맥 크기 Nitinol 스텐트의 평가”, 순천향의대논문집, 제12권, 제2호, pp.233-240, 2006.

[9] Y. Amano, M. Ishihara, H. Hayashi, K. Gemma, and H. Kawamata, “Metallic artifacts of coronary and iliac arteries stents in MR

angiography and contrast enhanced CT," Clin. Imaging, Vol.23, No.2, pp.85-89, 1999.

저 자 소 개

고 성 진(Seong-Jin Ko) 정회원

- 1997년 8월 : 경성대학교 생물학과(이학박사)
- 1982년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과 교수

<관심분야> : 방사선생물학, 방사선계측학