

자기공명영상검사 시 신호강도를 높이기 위한 보상물질의 간접부착 방식에 관한 연구

A Study on Indirect Attachment Method of Compensation Materials to Increase Signal Intensity in Magnetic Resonance Imaging

손순룡

원광보건대학교 방사선과

Soon-Yong Son(son6392@hanmail.net)

요약

최근 자기공명신호를 형성시키지 않는 보상물질을 이용하여 신호강도를 높이려는 연구가 활발히 진행되면서 검사부위에 보상물질을 직접 부착함에 따른 환자감염의 우려가 나타나고 있다. 이에 본 연구에서는 발상의 전환으로 보상물질을 코일에 간접 부착함으로써 기존의 직접 부착방식을 대체할 수 있는지 알아보고자 하였다. 연구방법은 보상물질인 실리콘을 원통형 bar의 형태로 제작하여 8채널 head 코일의 element에 부착한 후, 실리콘 부착 전·후 water phantom의 신호강도를 측정하였다. 영상획득은 3.0T 초전도 자기공명영상장치와 8채널 head 코일을 이용하여 T1, T2강조영상을 획득하였으며, 획득한 영상은 영상측정 프로그램을 이용하여 신호강도를 측정한 후, 대응표본T검정을 이용하여 유의한 차이가 있는지 판단하였다. 부착 전·후 신호강도는 T1 강조영상은 3.39%, T2 강조영상은 2.62% 유의하게 증가하였다. 결론적으로 간접 부착방식은 증가율이 낮아 모든 환자를 대상으로 대체하기에는 한계가 있을 수 있지만, filling factor의 증가로 인한 신호강도의 의미있는 상승이 있으므로 당뇨병 등 감염성 질환 우려 환자에 적용 시 유용하리라 판단된다.

■ 중심어 : 자기공명영상 보상물질 | 실리콘 | 충전율 | 신호강도 | 자화율 |

Abstract

Previously, studies on compensation material to increase the signal intensity have been conducted which does not affect the reading of images. However, the compensation material has a concern on patient infection as it is attached directly on the skin. Therefore, in this study, we tested an indirect attachment of the compensation material as an alternative method of the direct attachment. The silicon compensation material was fabricated in the form of a cylindrical bar and attached to each element of the 8 channel head coil. Then the signal intensities of the water phantom pre and post application of the silicon were measured. T1 and T2-weighted images were acquired using an 8-channel head coil and a 3.0T superconducting MRI. Signal intensities were measured by using an image measuring program. Paired t-test was used to verify if there were significant differences. The signal intensity before application of the silicon was significantly increased by 3.39% and 2.62% in T1 and T2 weighted images, respectively. Although the indirect attachment method had a limitation to completely replace the existing method, it was considered to be useful in patients with infectious diseases such as diabetic complications since it had a meaningful improvement in signal intensity based on the filling factor increase

■ keyword : MRI Compensator | Silicon | Filling Factor | Signal Intensity | Susceptibility |

* 본 연구는 2017년도 원광보건대학교 교내연구비 지원에 의해서 수행되었습니다.

접수일자 : 2017년 03월 20일

심사완료일 : 2017년 03월 31일

수정일자 : 2017년 03월 31일

교신저자 : 손순룡, e-mail : son6392@hanmail.net

I. 서론

자기공명영상 (Magnetic resonance imaging, 이하 MRI)은 인체 내 단면을 초전도 자석과 라디오 펄스 (Radio-frequency pulse)를 이용하여 영상화 하는 기법으로[1], 신호강도(signal intensity)와 해상도(resolution), 그리고 획득시간(scan time)이 전체적으로 균형을 이루어야 한다[2]. 이 중 가장 중요한 것이 신호강도이며, 신호강도가 높을수록 고 해상도의 영상을 짧은 시간 내 획득 할 수 있는 장점이 있다[3].

신호강도는 주자기장의 세기와 영상획득 기법, 영상 획득 시 설정하는 매개변수(parameter), 그리고 신호를 수신하는 코일 등 여러 요인에 의해 영향을 받는다[4]. 이러한 신호강도를 증가시키기 위해 자장을 증가시키려는 노력과 새로운 영상획득 기법이 연구되고 있으며, 기하학적 구조 및 Quality factor가 우수한 코일이 개발되고 있다[5].

그러나 고자장 장비로의 교체나 새로운 영상획득 기법, 그리고 민감도(sensitivity)가 좋은 코일의 개발 적용은 다년간 투자와 연구를 거쳐 임상 실험을 통해 안전성과 우수성을 확보해야 하므로 즉시 적용이 불가능하다[6].

이러한 문제점으로 인해 최근에는 자기공명신호를 형성시키지 않는 보상물질을 이용하여 시료가 코일속에서 차지하는 부피비라고 할 수 있는 filling factor를 증가시켜 신호강도를 높이려는 연구가 활발히 진행되고 있다[7]. 그러나 이는 보상물질을 검사부위에 직접 탈·부착해야 하는 특징이 있는 데, 검사 환자마다 매번 탈·부착해야 하는 번거로움과 그로 인한 검사 소요시간의 지연이 발생되고 있다. 특히 감염성질환 보유자나 피부에 상처가 발생한 환자의 경우, 사용에 어려움이 많고 재사용을 하는데 있어서 환자감염에 대한 우려가 높아서 문제점으로 지적되고 있다.

저자는 이와 같은 문제점이 발생하는 원인이 보상물질을 부착하는 방식에서 비롯되었다는 점을 인지하고, 인식과 발상의 전환을 통하여 보상물질을 검사부위에 직접 부착하는 방식이 아닌, 코일 안에 간접 부착할 수 있다면 문제를 해결 할 수 있으리라고 판단하였다. 이

에 보상물질을 코일에 간접 부착함으로써 환자감염의 우려가 있는 기존의 직접 부착방식의 대체 가능성을 분석하여 실제 임상적용의 유용성을 알아보고자 하였다.

II. 연구대상 및 방법

영상화하려는 시료가 코일의 체적을 완전히 채울 경우 filling factor는 1이 되어 영상의 신호강도는 최대로 증가된다. 즉 코일의 체적보다 작은 물체의 영상화 시 MRI 신호를 형성시키지 않는 보상물질을 부착하여 물질의 부피를 증가시키면 영상의 신호강도가 증가하게 된다[6][7].

그러나 보상물질을 물체에 직접 부착하는 방식은 환자감염 등 여러 가지 문제점을 수반하게 된다. 그러므로 영상화하려는 물체에 보상물질을 직접 부착하지 않고 코일 체적 내에 간접 부착하면 환자감염 등 직접 부착에 따른 문제점 없이 코일 내에서 물체가 차지하는 비율이 증가하여 신호가 증가할 것이라고 가정을 하였다.

연구대상은 Philips사의 MRI 팬텀을 대상(직경 11.5cm, 높이 24cm)으로 하였으며, 사용된 보상물질은 규소수지인 실리콘 베이스에 경화방지제를 첨가한 제품이며[6][7], 팬텀은 1.89L의 증류수(Distilled Water)에 물 1L당 2.0g의 $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ 와 4.5g의 NaCl을 첨가하였다. 연구방법은 보상물질을 코일에 간접 부착하기 위해 코일의 element 크기에 맞는 원통형 형태의 실리콘 bar(직경 3cm, 길이 20cm)를 8개 제작하였다. 코일의 element에 부착하여 팬텀 영상을 획득한 후, 보상물질의 부착여부에 따른 신호강도의 증가여부를 비교 하였다[Fig. 1].



Fig. 1. Before and after the compensation material

영상획득은 3.0T 초전도 MRI장치(Achieva, Philips Medical System, Netherlands)와 8 channel head 코일을 사용하여 T1과 T2 강조영상의 축상면(axial) 영상을 각각 30회씩 획득하였으며, 보상물질의 적용 외에는 모든 변수를 통제하였다.

영상의 매개변수는 T1 강조영상의 경우, TR 500ms, TE 13ms, FA 70°, FOV 300x300mm, matrix 200x200, slice 11, thickness 5mm, gap 2mm, NEX 1, T2 강조영상의 경우, TR 3000ms, TE 80ms, FA 90, FOV 300x300mm, matrix 200x200, slice 11, thickness 5mm, gap 2mm, NEX 1로 하였으며, 영상획득 시간은 T1 강조영상이 1분10초, T2 강조영상이 1분 18초 이었다.

영상의 신호강도는 영상 평가프로그램(Image J, ver. 1.47v, NIH, USA)을 이용하여 획득한 팬텀영상의 중심부에 80mm²의 관심 영역 (Region of Interest, ROI)을 설정하여 측정하였다. 영상의 비교평가는 통계 프로그램(SPSS ver. 18, IBM, Chicago IL, USA)을 이용하여 보상물질의 부착 여부에 따른 영상의 신호강도를 비교한 후, 대응표본 T검정(Paired T-Test)을 이용하여 유의한 차이가 있는지 비교하였다.

III. 연구결과

보상물질의 부착여부에 따른 영상의 신호강도를 평가하기 위해 팬텀 영상을 측정한 결과, T1 강조영상은 부착 전 1507.34±38.62에서 부착 후 1558.49±56.88로 3.39%(51.15) 증가하였다. T2 강조영상의 경우도 T1 강조영상과 유사하게 부착 전 1510.08±36.65에서 부착 후 1549.63±53.80으로 2.62%(39.55) 증가하였다[Table 1].

Table 1. Signal intensities before and after application of the compensation material

Sequence	Before	After	Difference
T1WI	1507.34±38.62	1558.49±56.88	51.15
T2WI	1510.08±36.65	1549.63±53.80	39.55

부착 전·후의 대응표본 T검정 결과, T1 강조영상은 대응차의 평균과 표준편차가 -51.15±18.54, 유의수준이

0.000으로 나타나, 보상물질 부착 전에 비해 매우 유의하게 증가하였다(p<0.05).

T2 강조영상의 경우도 T1 강조영상과 유사하게 대응차의 평균과 표준편차가 -39.55±17.92, 유의수준이 0.000으로 나타나, 보상물질 부착 전에 비해 매우 유의하게 증가하였다(p<0.01)[Table 2].

Table 2. Paired t test before and after application of the compensation material

Sequence	Paired Differences	Std.Error Mean	t	Sig.
T1WI	-51.15±18.54	3.227	-15.849	.000
T2WI	-39.55±17.92	3.119	-12.681	.000

* p<0.01

보상물질 부착 전에 비해 신호강도가 유의하게 증가되는 것은 Fig. 2의 오차막대 도표를 통해서도 알 수 있었다.

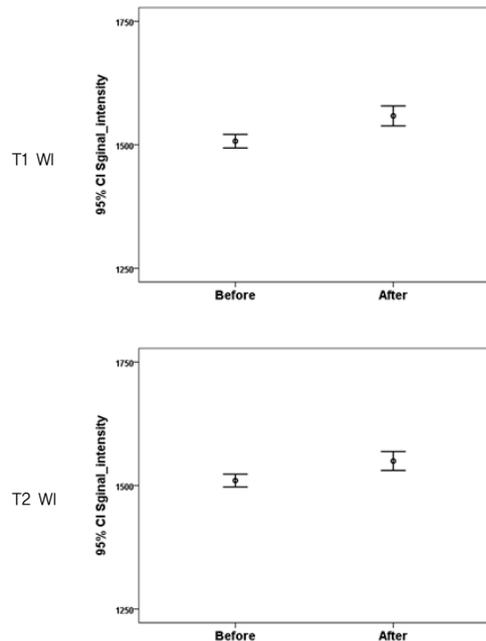


Fig. 2. Error bars before and after application of the compensation material

IV. 고찰

MRI는 인체 내 조직 간, 수소 밀도 및 이완의 차이를 영상화하여 해부·병리학적 정보를 제공하는 검사로서 [8], 조직 내 체적소(voxel)가 얼마나 균일한가에 의해 신호강도의 크기가 좌우된다[9].

즉, 인체 중 영상화하고자 하는 부위를 자장 내에 위치시키면 각 조직의 자화율 차이에 의하여 국소적인 자기장이 불균일하게 되는 데, 이러한 자화율 차이에 의해 발생하는 자장의 불균일이 작은 체적소 내에서도 스핀들의 위상을 서로 다르게 하여 신호강도를 감소시키는 주 원인이 된다[10].

이러한 자화율 차이로 인하여 신호강도가 감소되는 것을 개선하고자 많은 연구가 활발히 진행되고 있다. Lim 등[11]은 매개변수인 숙임각을 변화시킴으로서 신호강도를 증가시키려고 하였고, Nakada[12]와 Soher 등[13], 그리고 Willinek 등[14]은 주자기장을 높임으로서 신호강도를 증가시키려고 하였으며, Minard 등[15]과 Lee 등[16]은 코일을 재질이나 형태를 바꿈으로서 신호강도를 증가시키려고 하였다.

그러나 이러한 연구들은 신호강도를 감소시키는 근본적인 원인인 자화율 차이를 개선하기 보다 자화율 차이를 인정하고, 그 외적인 변수인 신호강도를 증가시키기 위한 연구라는 특징과 한계성이 존재한다.

이에 반해, Choi 등[6]은 근본적인 원인인 자화율 차이를 개선하기 위해 인체등가물질인 실리콘을 이용하여 굴곡진 부분을 보상함으로써 신호강도를 높였다. 이는 자화율 차이를 직접 개선한 연구로서 효율적으로 손쉽게 신호강도를 높일 수 있는 획기적인 방법이었다. 그러나 보상물질을 인체에 직접 탈·부착함에 따라 환자 검사에 적용 시 매번 탈·부착해야 하는 번거로움으로 인해 많은 검사 시간이 소요되고, 상처부위를 오염시킬 우려가 있다. 더욱이 최근 관심이 고조되고 있는 감염예방 측면에서도 감염성 질환자의 검사 시 어려움이 있으며, 재사용을 하는데 있어서도 환자감염에 대한 문제가 생길 수 있다. 이에 본 연구에서는 Choi 등[6]의 연구 장점은 유지하면서 보상물질을 물체에 직접 부착함으로써 발생하는 문제점을 개선하고자 하였다. 즉, 영

상화하려는 물체에 보상물질을 직접 부착하지 않고 코일 체적 내에 간접 부착함으로써 환자감염 등 직접 부착에 따라 발생할 수 있는 여러 문제점을 개선하고자 한 것이다.

연구결과, 보상물질의 부착여부에 따른 영상의 신호강도는 T1, T2 강조영상 모두 부착 전 보다 부착 후 T1 강조영상은 3.39%(전: 1507.34±38.62, 후: 1558.49±56.88), T2 강조영상은 2.62%(전: 1510.08±36.65, 후: 1549.63±53.80) 증가하였다. 이는 보상물질 부착 후 신호강도가 유의하게 증가된다는 것을 의미하는 것으로서 코일 속에 시료가 차지하는 부피비인 filling factor가 증가되었음을 의미한다.

그러나 이러한 결과는 보상물질을 직접 부착한 Choi 등[6]의 연구에 비해 낮은 신호강도의 증가이다. 보상물질을 직접 부착하였을 경우, 뼈와 연부조직의 100%(T1: 92%, T2: 108%)와 131%(T1: 134%, T2: 128%) 증가에 비해, 본 연구의 3%(T1: 3.39%, T2: 2.62%)는 유의미한 증가는 있었지만, 낮은 증가율이다. 이는 Willinek 등[14]의 1.5T에서 3.0T로의 자장증가(조영증강 효과: 10~30%, 활성화 범위: 59~70% 증가)나 Lee 등[16]의 코일 코팅재질 변화(최대 34% 증가) 연구 결과와 비교해도 낮은 증가율을 알 수 있다.

이러한 결과는 본 연구가 신호강도를 감소시키는 근본적인 원인인 자화율 차이를 개선하지 못했기 때문으로 보인다. 즉 기존의 직접 부착방식은 조직과 공기가 맞닿는 면에 보상물질을 붙임으로서 자화율 차이를 개선하였지만, 본 연구의 간접 부착방식은 코일 체적 내에 보상물질을 부착하였기 때문에 조직과 공기가 맞닿는 면에 자화율 차이를 개선하지 못하여 신호강도의 증가율이 낮았던 것으로 분석된다. 따라서 기존 직접 부착방식에 비해 코일에 간접 부착하는 방식은 증가율이 낮아 모든 환자에게 대체 적용하기에는 한계가 있다고 판단된다. 그러나 미약하나마 filling factor의 증가로 인한 신호강도의 유의미한 상승이 있기에, 당뇨병 등 감염성질환 환자나 피부에 상처가 발생한 환자에게 적용 시 유용성이 있을 것으로 사료된다.

본 연구는 MRI 검사 시 사용되는 여러 가지 코일을 대상으로 실험하지 못하였다는 점과 다양한 인체등가

물질을 대상으로 실험하지 못하였다는 제한점이 있다. 그러나 신호강도를 높이기 위해서 filling factor의 증가보다는 자화율 차이를 개선하는 것이 무엇보다도 중요하다 하는 것을 인지하여 증명하였다는 데에 학술적 가치가 있으며, 최초로 보상물질의 간접 부착방식에 대한 연구를 진행하였다는 데에 의의가 있다고 판단된다.

참 고 문 헌

- [1] V. S. Khoo, "Deamaley DP, Finnigan DJ, Padhani A, Tanner SF, Leach MO, Magnetic resonance imaging (MRD): considerations and applications in radiotherapy treatment planning," *Radiotherapy and Oncology*, Vol.42, No.1, pp.1-15, 1997.
- [2] E. Plenge, D. H. Poot, M. Bernsen, G. Kotek, G. Houston, P. Wielopolski, L. van der Weerd, W. J. Niessen, and E. Meijering, "Super-resolution methods in MRI: can they improve the trade-off between resolution, signal-to-noise ratio, and acquisition time," *Magnetic resonance in medicine*, Vol.68, No.6, pp.1983-1993, 2012.
- [3] B. M. Dale, M. A. Brown, and R. C. Semelka, *MR I: basic principles and applications*, John Wiley & Sons, 2015.
- [4] B. Tomanek, *Innovative mutually inductively coupled radiofrequency coils for magnetic resonance imaging and spectroscopy*, The Henryk Niewodniczanski Institute of Nuclear Physics, 2006.
- [5] H. S. Lee, D. C. Woo, K. H. Min, Y. K. Kim, H. K. Lee, and B. Y. Choe, "Development of Solenoid RF Coil for Animal Imaging in 3T High Magnetic Field MRI," *Journal of the Korean Society of Magnetic Resonance in Medicine*, Vol.11, No.1, pp.20-26, 2007.
- [6] K. W. Choi and S. Y. Son, "A research on improving signal to noise ratio for magnetic resonance imaging through increasing filling factor inside surface coil," *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*, Vol.13, No.11, pp.5299-5304, 2012.
- [7] D. K. Seo, S. R. Na, J. H. Park, K. W. Choi, H. B. Lee, and D. K. Han, "Effectiveness of a silicone device for foot MRI in order to obtain homogeneous fat suppression images," *Acta Radiologica*, Vol.56, No.4, pp.471-476, 2015.
- [8] H. Busse, A. Schmitgen, C. Trantakis, R. Schober, T. Kahn, and M. Moche, "Advanced approach for intraoperative MRI guidance and potential benefit for neurosurgical applications," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol.24, No.1, pp.140-151, 2006.
- [9] J. S. Lee, E. H. Goo, C. S. Park, S. Y. Lee, and H. J. Lee, "A Study on Compensation for Imaging Qualities Having Artifact with the Change of the Center Frequency Adjustment and Transmission Gain Values at 1.5 Tesla MRI," *Korean Journal of Medical Physics*, Vol.20, No.4, pp.244-252, 2009.
- [10] J. H. Cho, H. K. Lee, and C. S. Park, "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.
- [11] C. H. Lim and S. J. Bae, "3T MR Spin Echo T1 Weighted Image at Optimization of Flip Angle," *Journal of the Korean Society of Radiological Technology*, Vol.32, No.2, pp.177-182, 2009.
- [12] T. Nakada, "Clinical application of high and ultra high-field MRI," *Brain and Development*, Vol.29, No.6, pp.325-335, 2007.

- [13] B. J. Soher, B. M. Dale, and E. M. Merkle, "A review of MR physics: 3T versus 1.5 T," Magnetic resonance imaging clinics of North America, Vol.15, No.3, pp.277-290, 2007.
- [14] W. A. Willinek and H. H. Schild, "Clinical advantages of 3.0 T MRI over 1.5T," European journal of radiology, Vol.65, No.1, pp.2-14, 2008.
- [15] K. R. Minard and R. A. Wind, "Solenoidal microcoil design. Part I: Optimizing RF homogeneity and coil dimensions," Concepts in Magnetic Resonance Part A, Vol.13, No.2, pp.128-142, 2001.
- [16] H. Lee, H. Moon, Y. Chang, and K. S. Hong, "The Effect of Coating Material of Copper-wire RF Coil on the Signal-to-Noise Ratio in MR Images, Journal of the Korean Society of Magnetic," Resonance in Medicine, Vol.13, No.2, pp.171-176, 2009.

저 자 소 개

손 순 룡(Soon-Yong Son)

정회원



- 1999년 2월 : 단국대학교 보건행정학과(보건행정학석사)
- 2013년 8월 : 한양대학교 보건학과(보건학박사)
- 2016년 3월~현재 : 원광보건대학교 방사선과 교수

<관심분야> : 보건학, 방사선영상학, 의료관계법규