

# 동일한 조건의 자기공명검사에서 코일의 채널수 변화에 따른 신호강도의 평가

## Comparative Study of a Multi-Channel Coils of Magnetic Resonance Imaging(MRI) Signal Intensities under Identical Parameters

손순룡

원광보건대학교 방사선과

Soon-Yong Son(son6392@hanmail.net)

### 요약

본 연구는 동일한 조건과 동일한 부위에 채널수가 다른 코일을 적용하여 신호강도를 비교함으로써 신호강도를 향상시키는데 채널수의 관련성을 알아보고자 하였다. 연구방법은 8 채널과 16 채널의 Knee 코일에 전용 팬텀을 장착한 후 T1, T2 강조영상을 획득하여 코일의 채널수에 따라 영상의 신호강도가 어느 정도 차이가 있는지 비교하였다. 연구결과 T1, T2 강조영상 모두 8채널 보다 16 채널 코일을 사용하였을 때 영상의 신호강도가 유의하게 증가하였다. 결론적으로 채널수가 적은 코일 보다는 많은 코일을 사용하는 것이 신호강도를 증가시킬 수 있었으므로 임상적용에 유용성이 크다고 판단된다.

■ 중심어 : 자기공명영상 코일 | 코일 채널 | Element | 신호강도 |

### Abstract

The purpose of this study was to determine how the different number of channels of coils were related in the perceived signal intensity under identical parameters and area. Dedicated knee phantoms were scanned consecutively using both of the 16-channel and 8-channel knee coils. The T1 weighted and T2 weighted sequences were acquired using both coils to compare the signal intensities according to the number of channels. As a result, the 16-channel knee coils outperformed the 8-channel knee coils and the signal intensity was significantly increased in both of the T1 and T2 weighted images with the 16-channel coil. In conclusion, it is considered that better signal intensities and more clinical utility can be provided, when coils with more number of channels are used rather than using the coils with smaller number of channels.

■ keyword : MRI Coil | Coil Channel | Element | Signal Intensity |

## 1. 서론

자기공명영상(magnetic resonance imaging, 이하 MRI)에서 신호(signal intensity)는 인체 내 수소 원자

의 자화벡터가 공명에 의해 코일(coil)에 유도기전력을 형성시킴으로써 발생한다[1]. 이때 발생된 MRI 신호는 강도가 클수록 좋다고 알려져 있으며, 이는 신호의 강도가 클수록 짧은 시간 안에 높은 해상도의 영상을 획득

\* 본 연구는 2019년도 원광보건대학교 교내연구비 지원에 의해서 수행되었습니다.

접수일자 : 2019년 02월 08일

수정일자 : 2019년 02월 28일

심사완료일 : 2019년 03월 08일

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

득할 수 있기 때문이다[2].

MRI 신호는 주자장의 크기, 영상획득기법, 그에 따른 매개변수, 신호를 수신하는 코일, 영상화하려는 대상의 크기, 부피, 자화율 등 여러 요인에 의해 영향을 받는다 [3].

따라서 다양한 요인을 어떻게 조절하느냐에 따라 신호강도가 증가하거나 감소하게 되는데 위의 여러 가지 요인 중 신호강도를 높이는 가장 효과적인 방법은 신호를 수신하는 코일을 개선하는 방법이다. 즉 주자장의 크기, 매개변수, 영상획득기법, 영상화하려는 대상의 크기, 부피, 자화율 등을 조절하여 신호강도를 증가시키게 되면 다른 요인에 심각한 영향을 주어 영상 형성에 치명적인 악영향이 가해질 수 있다. 그러므로 다른 요인에 영향을 주지 않고 신호강도를 높일 수 있는 수신코일의 개선은 매우 바람직하다[4].

코일을 개선함으로써 신호강도를 높일 수 있는 방법은 여러 가지가 있다. filling factor가 높은 표면코일(surface coil)을 사용하거나 감도가 높은 새로운 코일의 개발, 코일을 물체에 최대한 가깝게 위치시키거나 array 코일 사용 시 코일들을 동일 선상에 위치시키는 것 등이다[5].

최근에는 이렇듯 코일을 이용하여 신호강도를 높이려는 전통적인 연구방법에서 벗어나 코일을 이용해 검사시간을 단축시키려는 연구가 활발히 진행되고 있다. 즉, 코일의 채널(channel) 수를 증가시키기 위해 코일 내 신호를 수집하는 element 수를 증가시킴으로서 quality factor를 증가시켜 시간을 단축시키려는 것이다[6]. 그러나 시간을 단축시키기 위해 채널수가 증가하면 신호를 수집하는 element의 간격이 줄어들기 때문에 부수적으로 영상화하려는 피사체와의 거리도 그만큼 가까워지게 된다.

이에 착안하여 채널수가 증가할 경우 element의 간격이 좁아지는 특성을 이용하면 신호를 발생시키는 피사체와 신호를 수신하는 element의 거리가 가까워지기 때문에 신호강도를 증가시킬 수 있으리라 판단하였다. 즉 신호강도를 높이기 위한 방안으로 채널수가 많은 코일을 사용하여 시행하면 영상획득시간을 단축함으로써 영상의 신호강도를 증가시킬 수 있으리라 가정하였다.

현재까지 코일의 채널수에 관한 연구가 대부분 MRI 검사시간 단축에만 편중되어 있고, 신호강도의 증가는 간과한 채 검사를 시행하고 있는 실정이다. 이에 본 연구는 코일의 채널수 증가에 따른 영상을 획득하여 각 영상의 신호강도를 평가함으로써 신호강도를 증가시킬 수 있는 방안으로 채널수의 관련성을 파악하여 임상적용의 유용성을 알아보는데 있다.

## II. 연구대상 및 방법

MRI 코일은 가격이 매우 비싸서 검사부위에 따라 다양한 채널수의 코일을 구비하여 상황에 따라 적용하기는 어렵고 통상 하나의 코일을 사용한다. 이러한 제약으로 본 연구는 A병원에서 동일부위 검사에 유일하게 확보되어 있는 8 채널과 16 채널의 Knee 코일을 사용하였다. 즉 동일한 부위와 동일한 조건하에서 두 가지 채널수의 코일에 전용 팬텀(31.5 mmol/L of NiCl<sub>2</sub>-6H<sub>2</sub>O, gainesville, florida USA)을 각각 장착한 후 T1, T2 강조영상을 획득하여 각 영상의 신호강도가 어느 정도 차이가 있는지 비교 평가하였다[Fig. 1].

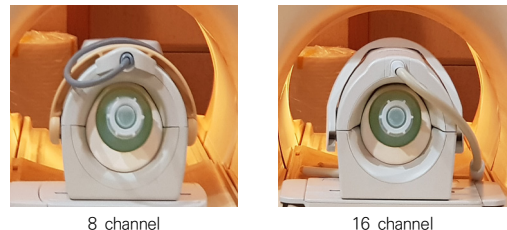


Fig. 1. Experimental method according to the number of channels of coil

영상획득장치는 3.0T 초전도 자기공명영상 장치 (Achieva, Philips Medical System, Netherlands)와 8 채널과 16 채널 Knee 코일을 사용하였고, 영상획득은 팬텀의 축상면(axial) T1, T2 강조영상을 각각 30 회씩 획득하였으며 코일의 채널수 외에는 모든 변수를 통제하였다.

영상의 매개변수(parameter)는 [Table 1]과 같이 설정하였고, T1, T2 강조영상 모두 slice는 10, SENSE

factor는 1, NEX는 1로 하였으며, 영상획득 시간은 T1 강조영상이 1분 10초, T2 강조영상이 1분 18초이었다.

Table 1. Image parameters

Sequence	TR (ms)	TE (ms)	FA (°)	FOV (mm)	Thickness/gap(mm)	Matrix
T1 WI	500	10	90	150×150	3/0	150×150
T2 WI	3000	80	90	150×150	3/0	150×150

획득한 영상은 영상 평가프로그램(Image J, ver. 1.47v, NIH, USA)을 이용하여 영상의 중심부에 50mm<sup>2</sup>의 관심영역(region of Interest)을 설정하여 신호강도를 측정하였으며, 측정된 신호강도는 통계 프로그램(SPSS ver. 18, IBM, Chicago IL, USA)을 이용하여 코일의 채널수에 따른 신호강도를 비교한 후, 대응표본 T검정(Paired T-Test)을 이용하여 유의한 차이가 있는지 평가하였다.

### III. 연구결과

코일의 채널수에 따른 팬텀 영상의 측정결과, T1 강조영상은 8 채널 코일 사용 시 1304.68±11.10, 16 채널 코일을 사용 시 1877.36±10.14로 43.89% (572.68) 증가하였다. T2 강조영상은 T1 강조영상과 마찬가지로 8 채널 코일 사용 시 1240.75±12.98, 16 채널 코일 사용 시 1771.37±12.89로 42.77% (530.62) 증가하였다[Table 2].

Table 2. Signal intensity according to the number of channels of the coil

Sequence	8 channel	16 channel	Difference
T1 WI	1304.68±11.10	1877.36±10.14	572.68
T2 WI	1240.75±12.98	1771.37±12.89	530.62

코일의 채널수에 따른 대응표본 T검정 결과, T1 강조영상은 -572.68±10.61의 평균적 차이로 16 채널이 8채널 보다 영상의 신호강도가 유의하게 증가하였다 (p<0.05). T2 강조영상도 T1 강조영상과 마찬가지로 -

530.61±10.44의 평균적 차이로 16 채널이 8 채널 보다 영상의 신호강도가 유의하게 증가하였다 (p<0.05)[Table 3].

Table 3. Paired T-test according to the number of channels of coil

Sequence	Paired Differences	Std.Error Mean	t	Sig.
T1WI	-572.68±10.61	6.125	-93.494	.000
T2WI	-530.61±10.44	6.026	-88.056	.000

영상의 정성적 비교에서도 코일의 채널수가 증가할수록 신호강도가 유의하게 증가됨을 알 수 있었다[Fig. 2].

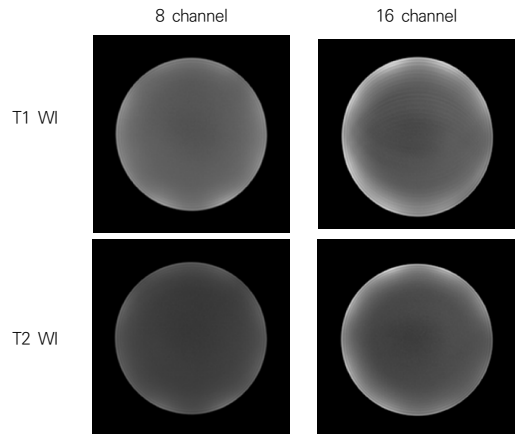


Fig. 2. Phantom images according to the number of channels of coil

### IV. 고찰

MRI는 인체 내 수소 원자들이 RF 영역의 전자기파에 의해 여기상태(excited state)로 되었다가 바닥상태(ground state)로 내려올 때 코일에 생성하는 신호를 영상화 하는 기법이다. 그러나 분자가 가지는 상온에서의 열에너지와 비교하여 신호를 생성하는 수소 원자들의 여기상태와 바닥상태의 에너지 차이가 아주 작기 때문에 다른 영상진단 장치에 비해 부피가 크고 발생하는

신호가 매우 작은 단점이 있다[7][8].

이는 신호강도의 감소로 이어져 진단적 가치가 저하된 영상을 획득하게 되어 질병의 진단 및 치료에 악영향을 미친다[9].

이렇듯 신호강도의 저하를 개선하기 위해 다양한 연구가 있었는데, Nakada[10]와 Soher 등[11]은 주자장에 비례하여 신호강도가 증가하므로 자장의 세기를 증가시키면 신호강도를 높일 수 있다고 하였고, Collins 등[12]과 Park 등[13]은 새로운 여기펄스를 적용하거나 3D 펄스를 사용하여 신호강도를 높일 수 있다고 하였다. 그러나 위 방법은 고가의 새로운 장비를 도입해야 하는 현실적인 어려움이 따른다. Lim 등[14]과 Kim 등[15]은 특정 매개변수를 조절하여 신호강도를 높일 수 있다고 하였으나, 특정 매개변수를 조절할 경우 그와 관련된 다른 요인에 변화가 불가피하여 조절에 한계가 있다.

이에 반해, Seo 등[16]은 인체등가물질을 이용하여 자화율차이를 줄임으로 신호강도를 높일 수 있다고 하였고, Choi 등[17]과 Son [18]은 인체등가물질을 이용하여 filling factor를 증가시킴으로써 신호 강도를 높일 수 있다고 하였다. 그러나 위 방법은 추가로 물질이 필요하기 때문에 물질이 구비되어 있지 않을 경우 즉시 적용이 어려운 단점이 있다.

이에 본 연구에서는 다른 요인에 영향을 주지 않고 장비의 교체나 물질의 추가 없이 신호강도를 증가시킬 수 있는 방안을 마련하고자 하였다. 즉, 검사시간을 단축하기 위해 코일의 채널수를 변화시키고, 채널수의 변화에 따라 element의 간격이 변하는 특성을 이용하여 신호강도를 변화시킬 수 있다는 판단 하에 본 연구를 진행하였던 것이다. 코일을 이용하여 신호강도를 변화시키려는 연구로 Lawry 등[19]과 Buchli 등[20]은 검사 부위에 알맞은 코일을 제작 사용하여야 한다고 하였고, Minard 등[21]과 Lee 등[22]은 코일 제작 시 형태와 재질은 변화 시켜야 한다고 하였다. 그러나 양질의 제품을 제작하려면 장기간의 연구와 비용이 들며 임상 실험을 통한 검증이 요구되므로 즉시 적용이 불가능하다는 한계점이 있다.

연구에서 알 수 있듯이 채널수 증가에 따른 영상의 신호강도는 T1, T2 강조영상 모두 채널수가 적은 8채

널 보다 채널수가 많은 16채널 코일을 사용하였을 때 T1 강조영상은 43.89%, T2 강조영상은 42.77% 증가하였다. 이는 코일의 채널수가 증가할수록 신호강도가 유의하게 증가된다는 것을 의미하는 것으로 채널수가 증가할수록 코일 내 신호를 수집하는 element 수가 증가하여 신호를 발생시키는 피사체와 신호를 수신하는 element와의 거리가 가까워 졌기 때문으로 분석된다.

이는 인체등가물질을 이용한 Choi 등[17]의 연구에 (뼈 100% 증가, 연부조직 131% 증가) 비해 신호강도가 비교적 낮은 증가이지만, 이론적으로 주자장의 세기가 2배 높아졌을 때와 유사한 결과로서 1.5T에서 3.0T로의 자장증가를 연구한 Willinek 등[23]의 연구나(조영 증강 효과 10~30% 증가, 활성화 범위 59~70% 증가) 코일의 코팅 재질을 변화시킨 Lee 등[22]의 연구(34% 증가), 그리고 보상물질의 간접 부착방식을 연구한 Son [18]의 연구(3% 증가) 결과와 비교해도 획기적인 개선 방법이라고 할 수 있다.

본 연구는 코일 자체의 가격이 매우 고가인 관계로 장비 당 동일부위의 코일이 하나만 구비되는 현실적인 제약으로 인해 다양한 코일과 채널을 적용하여 실험해 보지 못하였다는 제한점이 있다. 향후 다양한 코일과 채널을 기반으로 여러종류의 펄스시퀀스와 다양한 매개변수를 적용하여 추가연구를 진행한다면 임상적으로 매우 유용할 것이라 사료된다.

그럼에도 불구하고, 코일의 채널수에 관한 연구가 검사시간 단축에만 편중되어 있는 현실에 비추어 볼 때, 신호강도를 증가시킬 수 있는 방안으로 채널수가 많은 코일의 유용성을 실험적으로 증명하였다는 데에 의의가 있다고 할 수 있다.

**참 고 문 헌**

[1] L. Haakil, *자기공명 영상과 분광법의 이해*, 계명대학교출판부, 2016.  
 [2] B. M. Dale, M. A. Brown, and R. C. Semelka, *MRI: basic principles and applications*, John Wiley & Sons, 2015.  
 [3] B. Tomanek, *Innovative mutually inductively*

- coupled radiofrequency coils for magnetic resonance imaging and spectroscopy*, The Henryk Niewodniczanski Institute of Nuclear Physics, 2006.
- [4] R. Turner, "A target field approach to optimal coil design," *Journal of physics D: Applied physics*, Vol.19, No.8, p.147, 1986.
- [5] S. Y. Son, "Analysis of Distances for MRI Scan to Maintain Pptimal Signal Intensity in a Surface Coil," *International Journal of Contents*, Vol.18 No.10, pp.158-164, 2018.
- [6] 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.
- [7] V. P. Grover, J. M. Tognarelli, M. M. Crossey, I. J. Cox, S. D. Taylot-Robinson, and M. J. McPhail, "Magnetic Resonance Imaging: Principles and Techniques: Lessons for Clinicians," *Journal of clinical and experimental hepatology*, Vol.5, No.3, pp.246-255, 2015.
- [8] H. B. Lee, K. W. Choi, and S. Y. Son, "The Optimal Signal Intensity according to Image Scale Reset of MRI," *International Journal of Contents*, Vol.17 No.12, pp.266-271, 2017.
- [9] T. W. Redpath, "Signal-to-noise ratio in MRI," *The British Journal of Radiology*, Vol.71, No.847, pp.704-707, 1998.
- [10] T. Nakada, "Clinical application of high and ultra high-field MRI, Brain and Development," Vol.29, No.6, pp.325-335, 2007.
- [11] 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.
- [12] C. M. Collins, Q. X. Yang, J. H. Wang, X. Zhang, H. Liu, S. Michaeli, X. H. Zhu, G. Adriany, J. T. Vaughan, P. Anderson, H. Merkle, K. Ugurbil, M. B. Smith, and W. Chen, "Different excitation and reception distributions with a single-loop transmit-receive surface coil near a head-sized spherical phantom at 300 MHz," *Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Vol.47, No.5, pp.1026-1028, 2002.
- [13] S. Y. Park, J. S. Park, W. Jin, K. H. Rhyu, and K. N. Ryu, "Diagnosis of acetabular labral tears: comparison of three-dimensional intermediate-weighted fast spin-echo MR arthrography with two-dimensional MR arthrography at 3.0T," *Acta Radiologica*, Vol.54, No.1, pp.75-82, 2013.
- [14] 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.
- [15] T. S. Kim, J. B. Kim, J. Y. Kim, N. K. Choi, and S. J. Jang, "Signal strength changes of cerebrum in 3.0T magnetic resonance imaging on Spin-echo T1 weighted images according to the Flip Angle," *Journal of Korean Society of MR Technology*, Vol.17, No.1, pp.179-180, 2007.
- [16] 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.
- [17] 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.
- [18] S. Y. Son, "A Study on Indirect Attachment Method of Compensation Materials to Increase Signal Intensity in Magnetic Resonance Imaging," *International Journal of Contents*, Vol.17, No.7, pp.437-442, 2017.
- [19] T. J. Lawry, M. W. Weiner, and G. B. Matson,

- “Computer modeling of surface coil sensitivity,” *Magnetic resonance in medicine*, Vol.16, No.2, pp.294-302, 1990.
- [20] R. Buchli, M. Saner, D. Meier, E. B. Boskamp, and P. Boesiger, “Increased rf power absorption in MR imaging due to rf coupling between body coil and surface coil,” *Magnetic resonance in medicine*, Vol.9, No.1, pp.105-112, 1989.
- [21] K. R. Minard and R. A. Wind, “Solenoidal microcoil design. Part I: Optimizing RF homogeneity and coil dimensions,” *Concepts in Magnetic Resonance: An Educational Journal*, Vol.13, No.2, pp.128-142, 2001.
- [22] H. S. 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.
- [23] W. A. Willinek and H. H. Schild, “Clinical advantages of 3.0 T MRI over 1.5 T,” *European journal of radiology*, Vol.65, No.1, pp.2-14, 2008.

## 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