

# 자기공명영상검사 시 Array coil에서 element를 선택하여 신호를 수집하는 기법의 유용성

## Usefulness of the Technique of Collecting Signals by Selecting Elements from RF Receive Phase Array Coil in Magnetic Resonance Imaging

최관우\*, 손순룡\*\*

서울아산병원 영상의학과\*, 원광보건대학교 방사선과\*\*

Kwan-Woo Choi(cns365@naver.com)\*, Soon-Yong Son(son6392@hanmail.net)\*\*

### 요약

본 연구는 자기공명영상에서 array coil을 이용한 부분영역의 영상화 시 SNR을 증가시킬 수 있는 방안으로 element를 선택하여 신호를 수집하는 기법의 유용성에 대해 알아보고자 하였다. 연구방법은 array coil에 두 개의 원통형 fluid phantom을 나란히 위치시킨 다음, 부분영역인 한 개의 fluid phantom 영상화 시 element 전체를 사용하여 신호를 수집하는 경우와 선택한 경우로 나누어 SNR을 비교하였다. 연구결과, T1, T2 강조영상 모두 element를 선택하여 신호를 수집하는 경우가 전체를 사용한 경우보다 T1강조영상은 5.49%, T2강조영상은 14.64% 유의하게 증가하였다. 결론적으로 array coil을 이용한 부분영역의 영상화 시 element를 선택하여 신호를 수집하면 손쉽게 SNR을 증가시킬 수 있으리라 판단된다.

■ 중심어 : | Array Coil | Element | 표면코일 | RF 수신코일 | 신호대잡음비 |

### Abstract

In this study, we investigated the signal intensity changes by activating all and partially selected coil elements as a way to increase the SNR in a single region MR imaging. Two cylindrical fluid phantoms were placed side by side in a phase array coil and MRI scans were repeated by turning on the entire elements and selected elements. As a result, on both of the T1 and T2 weighted images signal intensities were significantly increased by 5.49% and 14.64%, respectively. In conclusion, if only a single region was to be imaged, selecting appropriate elements and collecting signals only from them could easily improve image qualities and signal intensities.

■ keyword : | Array Coil | Element | Surface Coil | RF Receive Coil | Signal to Noise Ratio |

## 1. 서론

자기공명영상(magnetic resonance imaging, 이하 MRI) 검사 시 사용되는 array coil은 거리에 비례하여

감도가 급격히 저하되는 surface coil의 단점을 보완한 coil이다[1]. 주로 척추와 같이 넓은 부위의 영상화에 이용되며, 작은 surface coil을 여러 개 연결시켜 하나의 코일로 작동시키는 원리를 이용한다. 이때 array coil을

\* 본 연구는 2018년도 원광보건대학교 교내연구비 지원에 의해서 수행되었습니다.

접수일자 : 2018년 02월 06일

수정일자 : 2018년 02월 22일

심사완료일 : 2018년 02월 22일

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

구성하는 작은 surface coil을 element 라고 하는데, 이 element는 신호의 세기가 거리의 역수에 비례하는 surface coil의 특성에 비례한다. 따라서 영상화하려는 물체와 element의 거리가 가까울수록 신호의 세기가 증가하며 멀어질수록 신호의 세기가 감소한다[2].

그러나 임상에서는 대부분 이를 고려하여 검사를 시행하지 않은 실정이다. 왜냐하면 영상획득시간을 획기적으로 줄일 수 있는 parallel 영상기법이 일반화 되어 있는 현 상황에서 parallel 영상기법을 구현하기 위해서는 coil 내 element를 전부 사용해야 하기 때문이다[3]. 그러나 coil 내 특정 부분을 영상화 할 경우 전체 element를 사용하여 신호를 수집하면 영상화하고자 하는 부위와 반대쪽 element는 거리가 멀어져 신호강도가 감소한다.

MRI는 신호강도(signal intensity)와 해상도(resolution), 그리고 영상획득시간(scan time)이 균형을 이루어야 한다[4]. 무엇보다도 가장 중요한 것은 신호강도이다. 이는 신호강도가 높을수록 고 해상도 영상을 짧은 시간 안에 획득할 수 있기 때문이다[5]. 신호강도는 신호대잡음비(signal to noise ratio, 이하 SNR)로 나타내는데 SNR을 높이는 방법은 여러 가지가 있으나 어떤 방법을 이용하더라도 많은 연구와 비용이 소요된다. 더욱이 인체에 적용할 경우 안전성이 확보되어야 하기 때문에 규제기관의 사용승인이 필요하므로 즉시 적용이 불가능하다[6][7].

저자들은 신호의 세기가 거리의 역수에 비례하는 surface coil의 특성을 이용한다면 부분영역의 영상화에 국한되지만, 즉시 적용이 불가능한 다른 방법에 비해 임상에서 손쉽게 적용하여 SNR을 증가시킬 수 있으리라 판단하였다. 즉 parallel 영상기법의 적용이 불가능한 부분영역의 영상화 시 신호강도가 저하됨을 간과하여 검사를 시행하고 있는 실정에서 coil의 element 전체를 사용하여 신호를 수집하는 경우와 일부를 선택하여 신호를 수집하는 경우를 비교함으로써 손쉽게 SNR을 높일 수 있는 방안을 제시하고자 하였다.

이에 본 연구에서는 array coil을 이용한 부분영역의 영상화 시 SNR을 증가시킬 수 있는 방안으로 element를 선택하여 신호를 수집하는 경우의 유용성에 대해 알아보고자 하였다.

## II. 연구대상 및 방법

라디오파(Radio frequency, 이하 RF)에 의해 에너지를 받아 X-Y 평면으로 이동한 자화벡터는 수신코일에 유도기전력을 생성한다. 이 유도기전력은 영상에서 신호강도로 나타내는데 이때 자화벡터와 수신코일의 거리가 가까울수록 신호강도가 증가하며 멀어질수록 신호강도가 감소한다[8]. 이에 영상화하려는 물체와 코일과의 거리에 따라 신호강도가 좌우되는 surface coil의 특성을 array coil에 적용하여 간격을 최소화하면 신호강도가 증가하여 SNR을 높일 수 있다[9].

이를 위해 본 연구에서는 원통형 fluid phantom 두개를 상하 3채널 씩 총 6channel array coil에 나란히 위치시킨 다음, 부분영역인 1개의 fluid phantom 영상화 시 element 전체를 사용하여 신호를 수집하는 경우와 선택하여 신호를 수집하는 경우로 나누어 영상을 획득하였다. 이후 element 선택으로 인한 거리변화에 따른 신호강도와 배경잡음(background noise) 및 표준편차, 그리고 SNR을 비교하였다.

영상획득 장비는 3.0T 초전도 자기공명영상장치(Achieva, Philips, Netherlands)와 6 channel SENSE cardiac array coil을 사용하였고, 영상획득은 fluid phantom 축상면(axial)의 T1과 T2 강조영상을 획득하였으며, element의 선택에 따른 거리 이외에는 모든 변수를 통제하였다. 영상의 매개변수는 T1 강조영상의 경우, TR 500ms, TE 20ms, Slice thickness 5mm, Slice gap 1mm, FOV 150X150mm, FA 90°, Matrix 256x256, Slice number 10, NEX 1을 사용하였고, T2 강조영상의 경우, TR 3000ms, TE 80ms, Slice thickness 5mm, Slice gap 1mm, FOV 150X150mm, FA 90°, Matrix 256x256, Slice number 10, NEX 1을 사용하였으며, 영상획득횟수는 각각 30회씩 영상을 획득하였다.

획득한 영상은 영상 평가프로그램(Image J, ver. 1.47v, NIH, USA)을 이용하여 10mm<sup>2</sup>의 관심영역(Region of Interest, ROI)을 설정한 후, 팬텀영상 중심부의 신호강도와 주변부의 배경잡음 및 표준편차를 측정하였으며, SNR은 측정된 값을 이용하여 산출하였다.

영상의 비교평가는 대응표본 T검정(SPSS ver. 22,

SPSS Inc., Chicago IL, USA)을 이용하여 측정 및 산출된 값에 유의한 차이가 있는지 비교하였으며, 유의 수준이 0.05 이하일 경우 유의한 차이가 있는 것으로 판단하였다.

### III. 연구결과

영상 중심부의 신호강도는 element 전체를 사용하여 신호를 수집하는 경우, T1 강조영상은 1255.98±39.26, T2 강조영상은 1172.18±17.44로 나타났고, element를 선택하여 신호를 수집하는 경, T1 강조영상은 1090.70±28.58, T2 강조영상은 1012.93±10.47로 나타났다.

통계적 분석결과 element를 선택하여 신호를 수집하는 경우, 전체를 사용하여 신호를 수집하는 경우보다 T1, T2 강조영상 모두 신호강도가 유의하게 감소하였는데, T1강조영상은 13.16%(165.28), T2강조영상은 13.59%(159.25) 감소하였다[Table 1].

Table 1. Signal intensities according to activated elements

	Entire elements	Selected elements (ea)	Paired Differences	Sig
T1	1255.98±39.26	1090.70±28.58	165.28	.000**
T2	1172.18±17.44	1012.93±10.47	159.25	.000**

\*p<0.05, \*\*p<0.01

영상 주변부의 배경잡음은 element 전체를 사용하여 신호를 수집하는 경우, T1 강조영상은 83.62±3.90, T2 강조영상은 69.43±2.41로 나타났고, element를 선택하여 신호를 수집하는 경우, T1 강조영상은 64.75±3.25, T2 강조영상은 50.31±2.07로 나타났다.

통계적 분석결과 element를 선택하여 신호를 수집하는 경우가 전체를 사용하여 신호를 수집하는 경우보다 T1, T2 강조영상 모두 배경잡음이 유의하게 감소하였는데, T1강조영상은 22.57%(18.87), T2강조영상은 27.54%(19.12) 감소하였다[Table 2].

Table 2. Background noises according to activated elements

	Entire elements	Selected elements (ea)	Paired Differences	Sig
T1	83.62±3.90	64.75±3.25	18.87	.000**
T2	69.43±2.41	50.31±2.07	19.12	.000**

\*p<0.05, \*\*p<0.01

배경잡음의 표준편차는 element 전체를 사용하여 신호를 수집하는 경우, T1 강조영상은 29.42±1.48, T2 강조영상은 31.59±1.23로 나타났고, element를 선택하여 신호를 수집하는 경우, T1 강조영상은 24.24±1.41, T2 강조영상은 23.82±1.04로 나타났다.

통계적 분석결과 element를 선택하여 신호를 수집하는 경우가 전체를 사용하여 신호를 수집하는 경우보다 T1, T2 강조영상 모두 배경잡음의 표준편차가 유의하게 감소하였는데, T1강조영상은 17.61%(5.18), T2강조영상은 24.60%(7.77) 감소하였다[Table 3].

Table 3. Standard deviation of background noise due to the element selection

	Entire elements	Selected elements (ea)	Paired Differences	Sig
T1	29.42±1.48	24.24±1.41	5.18	.000**
T2	31.59±1.23	23.82±1.04	7.77	.000**

\*p<0.05, \*\*p<0.01

최종적으로 element 선택으로 인한 거리변화에 따른 영상의 SNR은 element 전체를 사용하여 신호를 수집하는 경우, T1 강조영상은 42.80±2.51, T2 강조영상은 37.16±1.71로 나타났고, element를 선택하여 신호를 수집하는 경우, T1 강조영상은 45.15±2.87, T2 강조영상은 42.60±1.91로 나타났다.

통계적 분석결과 element를 선택하여 신호를 수집하는 경우가 전체를 사용하여 신호를 수집하는 경우보다 T1, T2 강조영상 모두 SNR이 유의하게 증가하였는데, T1강조영상은 5.49%(2.35), T2강조영상은 14.64%(5.44) 증가하였다[Table 4].

Table 4. SNRs of images due to the element selection

	Entire elements	Selected elements (ea)	Paired Differences	Sig
T1	42.80±2.51	45.15±2.87	-2.35	.000**
T2	37.16±1.71	42.60±1.91	-5.44	.000**

\*p&lt;0.05, \*\*p&lt;0.01

#### IV. 고찰 및 결론

MRI 수신 coil에서 신호를 측정할 수 있는 부분에 영상화하려는 대상물체를 얼마나 많이 채울 수 있는지의 성질을 코일의 filling factor라고 한다. 이러한 filling factor는 최대값이 1로서 1에 가까울수록 신호강도가 높아진다[6].

filling factor가 가장 큰 coil은 surface coil이다. 왜냐하면 surface coil은 원통 형태의 coil과는 다르게 영상화하려는 대상물체에 coil을 최대한 가깝게 밀착시킬 수 있어 filling factor가 1에 가깝기 때문이다. 그러나 surface coil은 코일에 측정되는 신호의 세기가 거리의 역수에 비례하는 문제점이 있어 넓은 영역의 영상화 시에는 coil 밖 신호강도가 급격히 저하되어 신호강도가 큰 영상을 얻을 수 없는데 이러한 문제점을 보완한 coil이 array coil 이다[2].

Array coil은 작은 surface coil 여러 개를 중첩시켜 만든 coil로 신호강도가 민감하게 변화하는 surface coil에 비해 넓은 영역에서도 신호강도가 큰 영상을 얻을 수 있다. 그러나 이는 coil내 element 전체를 사용하여 대상물체 전체를 영상화할 경우 해당되는 것으로 특정 부분의 영상화 시에는 오히려 신호가 저하된다. 왜냐하면 부분영역 영상화시 element 전체를 사용할 경우 영상화 대상물체의 반대쪽은 element와 거리가 멀어지기 때문이다.

MRI 검사는 대부분 전체를 보다는 특정부분을 자세히 진단하기위해 시행하는 검사이다. 따라서 영상화하려는 특정부분의 SNR을 높이는 것이 무엇보다도 중요하다[10]. 그러나 임상에서는 array coil을 이용한 부분영역의 영상화 시 대부분 SNR이 저하되는 문제점을 고

려하지 않고 검사를 시행하거나 이를 간과하여 검사를 시행하고 있는 실정이다. 이에 저자들은 신호의 세기가 거리의 역수에 비례하는 surface coil의 특성을 이용하여 coil의 element 전체를 사용하여 신호를 수집하는 경우와 선택하여 신호를 수집하는 경우를 비교함으로써 손쉽게 SNR을 높일 수 있는 방안을 제시하고자 한 것이다.

연구결과, T1, T2 강조영상 모두 element를 선택하여 신호를 수집하는 경우가 전체를 사용하여 신호를 수집하는 경우보다 T1강조영상은 5.49%, T2강조영상은 14.64% 유의하게 증가하였다. 이는 element를 선택하여 신호를 수집하는 경우 영상화하려는 대상물체와 거리가 가까워지기 때문에 신호강도가 증가하는 surface coil의 특성을 그대로 반영하는 것이다.

신호강도를 높이기 위한 방법은 여러 가지가 있다. Lawry 등[11]과 Buchli 등[12]은 검사하고자 하는 부위에 알맞은 코일을 이용하면 신호강도가 저하되는 문제점을 방지할 수 있다고 하였다. 그러나 인체 모든 부위의 coil을 제작하는 것은 불가능하며 제작하더라도 임상에 적용하기 위해서는 추가적인 비용이 발생한다. 이와 달리 Lee 등[13]은 Radon transformation과 Filtered back projection을 이용하여 신호강도의 손실을 최소화할 수 있다고 하였고 Collins 등[14]은 올바른 B1 여기 펄스를 적용하면 신호강도를 높일 수 있다고 하였다. 그러나 위 연구들은 실험적인 수치에 불과하고 여기 펄스방식에 변화를 주어야하기 때문에 안전성으로 인해 규제기관의 사용승인이 필요한 단점이 있다. 즉 신호강도를 높이기 위한 다양한 방법을 이용하더라도 많은 연구와 비용이 들며 인체에 적용 시 안전성이 확보되어야 하기 때문에 즉시 적용이 어려운 문제점이 내포되어 있으며[6][7], 본 연구와 차이점이라고 할 수 있다.

본 연구는 전체가 아닌 부분영역의 영상화시에만 국한된다는 점과 coil 내 element를 전부 사용해야 하는 parallel 영상기법을 구현할 수 없다는 제한점이 있다.

그러나 관련 연구가 전무한 상태에서 element 선택에 따른 SNR 값을 최초로 정량적으로 제시하였다는 점과 많은 연구와 비용, 그리고 안전성이 담보되어야 하는 기존의 방법을 개선한 surface coil의 특성을 이용하여

영상에서 손쉽게 SNR을 증가시킬 수 있는 방안을 마련하였다는 데에 학술적 의의가 있다고 하겠다. 본 연구 결과를 임상 검사에 적용한다면 영상의 SNR을 용이하게 높일 수 있으리라 판단된다.

#### 참 고 문 헌

- [1] G. Shou, L. Xia, F. Liu, M. Zhu, Y. Li, and S. Crozier, "MRI coil design using boundary-element method with regularization technique: A numerical calculation study," *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol.46, No.4, pp.1052-1059, 2010.
- [2] H. Lee, *자기공명 영상과 분광법의 이해*, 계명대학교출판부, 2016.
- [3] M. A. Ohliger and D. K. Sodickson, "An introduction to coil array design for parallel MRI," *NMR in Biomedicine*, Vol.19, No.3, pp.300-315, 2006.
- [4] E. Plenge, D. H. Poot, M. Bernsen, G. Kotek, G. Houston, P. Wielopolski, 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?," *Magn Reson Med*, Vol.68, No.6, pp.1983-1993, 2012.
- [5] D. M. Brian, A. B. Mark, and C. S. Richard, *MRI basic principles and applications*, John Wiley & Sons, 2015.
- [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. 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] L. Axel, J. Costantini, and J. Listerud, "Intensity correction in surface-coil MR imaging," *AJR Am J Roentgenol*, Vol.148, No.2, pp.418-420, 1987.
- [9] T. W. Redpath, "Signal-to-noise ratio in MRI," *The British Journal of Radiology*, Vol.71, pp.704-707, 1998.
- [10] N. H. Koo, H. B. Lee, K. W. Choi, S. Y. Son, and B. G. Yoo, "The Study on Signal to Noise Ratio of Single-Shot Turbo Spin Echo to Reduce Image Distortion in Brain Stem Diffusion MRI," *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol.10, No.4, pp.241-246, 2016.
- [11] 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.
- [12] 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," *Magn Reson Med*, Vol.9, No.1, pp.105-112, 1989.
- [13] D. H. Lee, C. Hong, M. W. Lee, and B. S. Han, "Signal intensity correction for multichannel MR images using radon transformation," *International Journal of Imaging Systems and Technology*, Vol.25, No.2, pp.148-152, 2015.
- [14] 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," *Magn Reson Med*, Vol.47, No.5, pp.1026-1028, 2002.

저 자 소 개

최 관 우(Kwan-Woo Choi)

정회원



- 2010년 8월 : 고려대학교 의용과학대학원(공학석사)
- 2015년 8월 : 한양대학교 보건학과(보건학박사)
- 2001년 2월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과

<관심분야> : 자기공명영상학, 방사선영상학, 의료영상공학

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