

# Signal Intensity Changes according to Coil Position Changes in MRI using 6 Channel SENSE Cardiac Array Coils

Kwan-Woo Choi,<sup>1</sup> Soon-Yong Son,<sup>2</sup> Beong-Gyu Yoo<sup>2,\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Asan Medical Center

<sup>2</sup>Department of Radiotechnology, Wonkwang Health Science University

Received: June 20, 2018. Revised: October 25, 2018. Accepted: October 31, 2018

## ABSTRACT

In this study, we measured signal intensities according to array coil position changes to provide reference data of coil directions and the distances as it deters image quality unless the coils are aligned properly. The multi-purpose MRI phantom was placed in body array coils, and it was moved to the top, bottom, left, and right directions by 2 cm from the center to 10 cm. After obtaining images, signal intensities were measured and compared. The results of this study were as follows: Except for the upward direction, the signal intensities of the reference signal was not significantly different from that of the reference signal intensity within 2cm in both T1 and T2-weighted images. In conclusion, in clinical circumstances which various challenges exist to align the coils exactly on the same lines, array coils should be positioned at least within 2 cm from the center except for the upward direction, on the same line to prevent the image qualities are lowered.

Keyword: Array coil, Surface coil, Coil position change, Signal intensity, Multi-purpose MRI phantom

## I. INTRODUCTION

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI 등)은 초전도 자석과 라디오파(Radio Frequency)를 이용하여 인체 내부 단면을 다양하게 영상화 하는 기법으로<sup>[1]</sup> 해상도(Resolution)와 신호강도(Signal Intensity) 및 획득시간(Scan Time)이 전체적으로 균형을 이루어야 한다.<sup>[2]</sup> 이 중 가장 중요한 것이 신호강도이며 강도가 높을수록 짧은 시간 내 고해상도의 영상을 획득할 수 있다. 그러나 신호강도를 무한정 증가시킬 수는 없는 어려움이 상존한다. 신호강도가 증가할수록 상대적으로 영상 획득시간이 길어져서 해상도가 낮아지거나, 그에 따라 영상의 질도 저하되기 때문이다.<sup>[3]</sup>

신호강도와 관련한 인자로는 장치의 자장세기, 화적소(Voxel)의 크기, TR(Time to Response), TE(Time to Echo), NEX(Number of Excitation), 수신

대역폭(Receive Bandwidth), 수신코일의 종류 등 다양하다. 이 중 수신코일의 경우 해상력이나 영상 획득시간 등 다른 요인에 영향을 미치지 않고 신호강도를 높일 수 있는 장점으로 인해 코일 개발이 활발하게 이루어지고 있는 실정이다.<sup>[4]</sup>

코일을 통하여 신호강도를 높일 수 있는 방법은 여러 가지가 있다. 코일의 감도를 높이거나 용적을 채우고, 또는 영상화하고자 하는 물체에 최대한 가깝게 위치시키는 것이다. 그러나 임상에서는 코일의 감도나 용적을 채우는 방법은 코일의 재질과 형태에 따라 제한적이어서 가급적 지양하고 있고, 피사체에 직접 접촉이 가능하면서 코일 가까운 부분에서 아주 큰 신호를 얻을 수 있는 표면코일(Surface Coil)을 사용하는 기법을 주로 적용하고 있다.<sup>[5]</sup> 그러나 표면코일은 거리에 비례하여 감도가 급격히 감소하는 문제점이 있기에 척추나 복부, 골반 내 장기처럼 넓은 부위의 영상화에는 Array 코

\* Corresponding Author: Beong Gyu Yoo

E-mail: bkyou@wu.ac.kr

Tel: +82-63-840-1236

일을 사용한다.<sup>[6]</sup> Array 코일이란 작은 표면코일을 여러 개 연결시켜 하나의 코일로 작동하도록 함으로써 거리에 비례하여 신호의 세기가 민감하게 변화하는 표면코일의 단점을 보완한 코일이다.<sup>[7]</sup>

수소 원자핵은 MRI 장치에 들어가게 되면, 주 자기장을 따라 Z축으로 정렬한 후 세차운동을 하게 된다. 이 때 세차운동의 주파수와 같은 라디오파를 가하게 되면 공명이 발생하며 자화의 벡터는 X-Y 평면으로 이동하게 된다. 이후 라디오파를 멈추고 X-Y 평면에 수직으로 수신코일을 위치시키면 수소 원자핵이 Sinc파형으로 이완하며 코일에 유도전류와 전압이 발생한다.<sup>[6]</sup> 이때 여러 개의 표면 코일로 구성된 Array 코일을 이용하면 이 유도기전력, 즉 MRI 신호의 크기를 최대로 유지하기 위해 동일선상에 코일들을 위치시켜야 한다.<sup>[8]</sup>

그러나 실제 환자의 복부 비만이나 자세, 검사자의 부주의 등에 의해 동일선상에 코일들이 위치하지 않는 경우가 빈번히 발생한다. 이 경우 검사를 시행하면 신호강도가 줄어들게 되어 병소의 경계가 불분명하게 나타나 진단과 치료에 악영향을 미친다.<sup>[9]</sup> 이와 같은 문제점이 발생함에도 불구하고 동일선상에 코일들이 위치하지 않음에 따라 신호가 어느 정도 감소되는지에 대한 연구가 전무하여 대부분의 의료기관에서는 간과하고 검사를 진행하는 실정이다.

이에 저자들은 Array 코일을 이용한 검사 시 코일의 위치변화에 따른 신호강도를 측정하여 영상의 신호강도가 급격히 저하되지 않는 기준 방향과 거리를 제시함으로써 동일선상에 코일들이 위치하지 않는 원인과 그에 따른 신호강도의 저하 문제점을 개선해 보고자 하였다.

## II. MATERIALS AND METHODS

### 1. 연구방법

라디오파에 의해 공명 후 X-Y 평면으로 이동한 자화 벡터는 최대의 신호강도를 나타내고 Z축으로 갈수록 줄어든다. 이때 코일들이 동일선상에 위치하지 않았을 경우 유도기전력이 최대로 형성되지 않아 신호강도가 감소한다.<sup>[8]</sup> 저자들은 X-Y 평면의

동일선상에서 코일들이 중심에서 각 방향에 따라 거리가 일정하게 줄어들거나 늘어나게 되면 신호강도도 일정하게 감소하거나 증가할 것이라고 가정을 하였다.

따라서 실험을 통하여 동일선상에 코일들이 위치해 있을 경우와 통계적으로 동일한 신호강도의 방향과 거리를 찾아내 제시한다면, 코일들이 동일선상에 위치하지 않아서 발생하는 문제점을 개선할 수 있을 것이라 생각 하였다. 즉, 어떤 방향으로 어느 거리에 따라 신호가 저하되는지 측정하여 기준인 동일선상에 코일들이 위치한 경우와 동일한 신호강도를 찾아내 영상의 신호강도가 급격히 저하되지 않는 기준 방향과 거리를 제시하고자 하였다.

이를 증명하기 위해 Multi-purpose MRI 팬텀을 이용하여 Fig.1과 같이 상, 하, 좌, 우 네 방향으로 중심에서 2 cm 씩 10 cm 까지 코일을 이동하며 영상을 획득한 다음, 코일의 위치 변화에 따른 영상의 신호강도를 측정하여 비교 평가하였다.



Fig 1. Multi-purpose MRI Phantom.

### 2. 영상획득 및 기법

영상획득 장비는 3.0T 초전도 자기공명영상 장치 (Achieva, Philips medical system, Netherlands)와 6채널 SENSE Cardiac Array 코일을 이용하였고, 영상획득은 T1, T2 강조영상을 획득하였으며, Array 코일의 위치 변화 이외에는 모든 변수를 통제하였다.

영상의 매개변수는 T1 강조영상의 경우 TR 500ms, TE 20ms, FA 90°, FOV 250×250mm, Slice Thickness 5mm, Slice Gap 2mm, Matrix 250×250, NEX 1을 사용하였고, T2 강조영상의 경우 TR 3000ms, TE 80ms, FA 90°, FOV 250×250mm, Slice Thickness 5mm, Slice Gap 2mm, Matrix 250×250,

NEX 1을 사용하였다. 영상획득 횟수는 팬텀의 관상면(Coronal) 영상을 코일의 위치 변화에 따라 각각 30회씩 획득하였다.

### 3. 측정 및 분석방법

영상의 신호강도는 영상 평가프로그램(Image J, ver. 1.47v, NIH, USA)을 이용하였으며, 획득한 팬텀영상의 중심부에 150 mm<sup>2</sup>의 관심 영역(Region of Interest)을 설정하여 측정하였다. 영상의 평가는 통계 프로그램(SPSS ver.22, SPSS Inc., Chicago IL, USA)을 이용하여 코일의 위치 변화에 따른 영상의 신호강도를 비교한 후, 일원배치분산분석(ANOVA)과 사후분석(Post hoc)을 병행하여 유의한 차이가 있는지 평가하였다.

## III. RESULT

### 1. 코일의 상하방향 변화에 따른 신호강도

코일의 상하방향 위치변화에 따른 영상의 신호강도는 T1, T2 강조영상 모두 동일선상인 중심을 기준으로 상 또는 하 방향으로 위치가 변화 할수록 신호강도가 감소하였다. 세부적으로 Table 1과 같이 T1 강조영상의 신호강도는 중심을 기준(1357.25±5.35)으로 상 방향의 경우 2 cm의 위치변화가 있을 때 -2.02%(1329.77±2.68)로 가장 작은 감소를, 10 cm의 위치변화가 있을 때 -10.57%(1213.81±6.62)로 가장 큰 감소를 보였으며, 하 방향의 경우 2 cm의 위치변화가 있을 때 -0.04%(1356.73±9.67)로 가장 작은 감소를, 10 cm의 위치변화가 있을 때 -7.28%(1258.46±2.47)로 가장 큰 감소를 보였다.

T2 강조영상 신호강도도 Table 2와 같이 T1 강조영상과 마찬가지로 중심을 기준(1353.46±2.88)으로 상 방향의 경우 2 cm의 위치변화가 있을 때 -1.43%(1334.13±12)로 가장 작은 감소를, 10 cm의 위치변화가 있을 때 -7.45%(1252.58±2.41)로 가장 큰 감소를 보였으며, 하 방향의 경우 2 cm의 위치변화가 있을 때 +0.17%(1355.76±3.29)로 가장 작은 감소를, 10 cm의 위치변화가 있을 때 -8.69%(1235.79±1.84)로 가장 큰 감소를 보였다.

Table 1. Signal intensities of T1-weighted images according to vertical position of coil

Direction	Distance	Signal intensity	Reduction ratio
Upper	10cm	1213.81±6.62	-10.57%
	8cm	1248.63±1.27	-8.00%
	6cm	1282.54±3.65	-5.50%
	4cm	1310.15±2.98	-3.47%
	2cm	1329.77±2.68	-2.02%
Center	0cm	1357.25±5.35	0%
Lower	2cm	1356.73±9.67	-0.04%
	4cm	1355.85±7.71	-0.10%
	6cm	1337.65±1.91	-1.44%
	8cm	1303.62±1.86	-3.95%
	10cm	1258.46±2.47	-7.28%

Table 2. Signal intensities of T2-weighted images according to vertical position of coil

Direction	Distance	Signal intensity	Reduction ratio
Upper	10cm	1252.58±2.41	-7.45%
	8cm	1280.03±2.75	-5.43%
	6cm	1303.41±4.40	-3.70%
	4cm	1311.82±.76	-3.08%
	2cm	1334.13±.12	-1.43%
Center	0cm	1353.46±2.88	0%
Lower	2cm	1355.76±3.29	+0.17%
	4cm	1333.02±9.38	-1.51%
	6cm	1320.15±2.57	-2.46%
	8cm	1262.24±1.58	-6.74%
	10cm	1235.79±1.84	-8.69%

### 2. 코일의 좌우방향 변화에 따른 신호강도

코일의 좌우방향 위치변화에 따른 영상의 신호강도는 T1, T2 강조영상 모두 동일선상인 중심을 기준으로 좌 또는 우 방향으로 위치가 변화 할수록 신호강도가 감소하였다. 세부적으로 Table 3과 같이 T1 강조영상의 신호강도는 중심을 기준(1357.25±5.35)으로 좌 방향의 경우 2 cm의 위치변화가 있을 때 -0.52%(1350.26±2.19)로 가장 작은 감소를, 10 cm의 위치변화가 있을 때 -7.96%(1249.19±5.38)로 가장 큰 감소를 보였으며, 우 방향의 경우 2 cm의 위치변화가 있을 때 -0.02%(1357.01±7.99)로 가장 작은 감소를, 10 cm의 위치변화가 있을 때 -7.79%(1251.53±1.15)로 가장 큰 감소를 보였다.

Table 3. Signal intensities of T1-weighted images according to horizontal position of coil

Direction	Distance	Signal intensity	Reduction ratio
Right	10cm	1251.53±1.15	-7.79%
	8cm	1279.03±1.47	-5.76%
	6cm	1297.58±1.96	-4.40%
	4cm	1339.63±6.75	-1.30%
	2cm	1357.01±7.99	-0.02%
Center	0cm	1357.25±5.35	0%
Left	2cm	1350.26±2.19	-0.52%
	4cm	1329.50±5.58	-2.04%
	6cm	1308.74±7.32	-3.57%
	8cm	1290.57±2.22	-4.91%
	10cm	1249.19±5.38	-7.96%

T2 강조영상 신호강도도 Table 4와 같이 T1 강조영상과 마찬가지로 중심을 기준(1353.46±2.88)으로 좌 방향의 경우 2 cm의 위치변화가 있을 때 -0.29%(1349.58±1.84)로 가장 작은 감소를, 10 cm의 위치변화가 있을 때 -7.96%(1245.71±4.66)로 가장 큰 감소를 보였으며, 우 방향의 경우 2 cm의 위치변화가 있을 때 +0.01%(1353.57±8.86)로 가장 작은 감소를, 10 cm의 위치변화가 있을 때 -6.61% (1264.03 ±2.30)로 가장 큰 감소를 보였다.

Table 4. Signal intensities of T2-weighted images according to horizontal position of coil

Direction	Distance	Signal intensity	Reduction ratio
Right	10cm	1264.03±2.30	-6.61%
	8cm	1275.43±.11	-5.77%
	6cm	1296.45±.06	-4.21%
	4cm	1330.10±1.94	-1.73%
	2cm	1353.57±8.86	+0.01%
Center	0cm	1353.46±2.88	0%
Left	2cm	1349.58±1.84	-0.29%
	4cm	1325.34±2.14	-2.08%
	6cm	1311.14±5.68	-3.13%
	8cm	1275.40±6.51	-5.77%
	10cm	1245.71±4.66	-7.96%

### 3. 코일의 위치변화에 따른 일원배치분산분석

기준 신호강도인 중심과 코일의 상, 하, 좌, 우 네 방향의 위치변화에 따른 신호강도를 통합하여 일원배치분산분석을 시행한 결과, Table 5와 같이 코

일의 위치변화에 따른 신호강도의 차이는 T1 강조영상의 경우 집단 내 적어도 다른 하나의 매우 유의한 차이가 있는 코일 위치변화에 따른 신호강도 값이 존재함을 알 수 있었다.

Table 5. ANOVA test of T1-weighted images according to coil position

	Sum	Mean	F	Sig.
Between Groups	89907.375	4495.369	197.967	.000
Within Groups	613.107	22.708		
Total	90520.482			

T2 강조영상의 경우도 Table 6과 같이 T1 강조영상과 마찬가지로 집단 내 적어도 다른 하나의 유의한 차이가 있는 코일 위치변화에 따른 신호강도 값이 존재함을 알 수 있었다.

Table 6. ANOVA test of T2-weighted images according to coil position

	Sum	Mean	F	Sig.
Between Groups	65072.137	3253.607	227.298	.000
Within Groups	386.485	14.314		
Total	65458.622			

### 4. 코일의 위치변화에 따른 사후분석

코일의 위치변화 시 기준 신호강도인 중심과 동일한 신호강도 값을 나타내는 방향과 거리를 알아보기 위해 Duncan의 사후분석을 시행한 결과, Table 7과 같이 T1 강조영상의 경우 유의수준 0.05에 대한 부집단이 10개로 나타났으나, 하 2 cm, 우 2 cm, 좌 2 cm, 좌 4 cm의 위치변화가 있을 때, 통계적으로 기준 신호강도인 중심의 신호강도와 유의한 차이가 없어(Sig. 0.179) 동일한 신호강도를 나타냄을 알 수 있다.

T2 강조영상의 경우도 Table 8과 같이 T1 강조영상과 마찬가지로 유의수준 0.05에 대한 부집단이 10개로 나타났으나, 하 2 cm, 우 2 cm, 좌 2 cm의 위치변화가 있을 때, 통계적으로 기준 신호강도인 중심의 신호강도와 유의한 차이가 없어(Sig. 0.127) 동일한 신호강도를 나타냄을 알 수 있다.

이와 같은 결과는 다양한 원인으로 인해 불가항력적으로 동일선상에 코일들을 위치시킬 수 없을 경우 실험에서 제시한 거리 이내로 코일을 위치시키면 기준 신호강도인 중심의 신호강도와 유의한

차이가 없음을 나타내, 코일들이 동일선상에 위치하지 않음으로 인해 발생하는 문제점을 개선할 수 있음을 증명한 것이다.

Table 7. Post-analysis of T1-weighted images according to coil position

Distance	Subset for alpha = 0.05									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Upper 10cm	1213.81									
Upper 8cm		1248.63								
Left 10cm		1249.19								
Right 10cm		1251.53								
Lower 10cm		1258.46								
Right 8cm			1279.03							
Upper 6cm			1282.54	1282.54						
Left 8cm				1290.57	1290.57					
Right 6cm					1297.58	1297.58				
Lower 8cm						1303.62	1303.62			
Left 6cm							1308.74			
Upper 4cm							1310.15			
Left 4cm								1329.50		
Upper 2cm								1329.77		
Lower 6cm								1337.65	1337.65	
Right 4cm									1339.63	
Left 2cm										1350.26
Lower 4cm										1355.85
Lower 2cm										1356.73
Right 2cm										1357.01
Center 0cm										1357.25
Sig.	1.000	.056	.446	.088	.134	.194	.185	.099	.666	.179

Table 8. Post-analysis of T2-weighted images according to coil position

Distance	Subset for alpha = 0.05									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Upper 10cm	1235.79									
Upper 8cm		1245.71								
Left 10cm		1252.58								
Right 10cm			1262.24							
Lower 10cm			1264.03							
Right 8cm				1275.40						
Upper 6cm				1275.43						
Left 8cm				1280.03						
Right 6cm					1296.45					
Lower 8cm					1303.41					
Left 6cm						1311.14				
Upper 4cm						1311.82				
Left 4cm							1320.15			
Upper 2cm							1325.34	1325.34		
Lower 6cm								1330.10	1330.10	
Right 4cm								1333.02	1333.02	
Left 2cm									1334.13	
Lower 4cm										1349.58
Lower 2cm										1353.46
Right 2cm										1353.57
Center 0cm										1355.76
Sig.	1.000	.067	.621	.235	.064	.850	.161	.052	.300	.127

#### IV. DISCUSSION

MRI 검사는 검사부위에 코일을 최대한 가깝게 위치시켜서 신호강도를 증가시킨다.<sup>[9]</sup> 이러한 이유로 MRI 코일은 검사하고자 하는 신체부위의 굴곡에 맞춰 개발되는데, 복부나 흉부, 그리고 사지의 경우 크기가 매우 다양하기 때문에 작은 표면코일 여러 개를 연결시켜 하나의 코일로 작동하게 한 Array 코일의 사용이 불가피하다.<sup>[4]</sup> 그러나 Array 코일은 Birdcage 코일처럼 정해진 형태나 굴곡에 맞춰 개발된 코일과 달리 환자의 체형과 굴곡에 따라 놓이는 위치가 달라지기 때문에 동일선상에 코일들이 위치하지 않는 경우가 빈번히 발생한다. 이로 인해 검사를 시행하면 신호강도가 저하되는데<sup>[8]</sup> 이러한 문제점에도 불구하고 임상에서는 이를 간과하고 검사를 시행하고 있다.<sup>[10]</sup>

이에 저자들은 동일선상에 코일들이 위치하지 않았을 경우 어떤 방향으로 어느 거리에 따라 신호가 저하되는지 측정하여 영상의 신호강도가 급격히 저하되지 않는 기준 방향과 거리를 제시함으로써 동일선상에 코일들이 위치하지 않음으로 인해 신호강도가 저하되는 문제점을 개선해 보고자 하였다. 즉 실험을 통하여 동일선상에 코일들이 위치한 경우와 신호강도가 동일한 거리를 찾아내 영상의 신호강도가 급격히 저하되지 않는 기준 방향과 거리를 제시하고자 한 것이다.

연구결과 T1, T2 강조영상 모두 상 방향을 제외한 하 방향과 좌, 우 방향으로 2 cm 이내인 경우 기준 신호강도인 중심의 신호강도와 유의한 차이가 없어 동일한 신호강도를 나타냄을 알 수 있었다. 이는 인체가 Bore에 들어갔을 경우 불가항력적인 여러 가지 원인에 의해 동일선상에 코일들을 위치시킬 수 없을 때 상 방향을 제외한 나머지 방향의 위치변화를 중심에서 2 cm 이내로만 설정한다면 기준 신호강도인 중심의 신호강도와 통계적으로 차이가 없으므로 검사를 시행해도 된다는 것을 의미한다.

Lee 등<sup>[11]</sup>은 Radon-transformation과 FBP(Filterd back-projection)을 이용하여 신호강도의 손실을 최소화 할 수 있다고 하였다. 하지만 이는 실험적인 수치에 불과하다. 이와 달리 Buchli 등<sup>[12]</sup>과 Lawry

등<sup>[13]</sup>은 몸에 알맞은 코일을 이용하면 신호강도의 감소를 방지할 수 있다고 하였다. 이는 원론적인 주장으로서 인체 모든 부위의 코일을 만든다는 것은 불가능하다고 볼 수 있다. Collins 등<sup>[14]</sup>은 올바른 여기필스를 적용하면 신호강도를 높일 수 있다고 하였고, Choi 등<sup>[5]</sup>은 filling factor를 증가시켜 신호강도를 높일 수 있다고 하였으며, Seo 등<sup>[15]</sup>은 인체등가물질을 이용해 자화율차이를 줄임으로써 신호강도를 높일 수 있다고 하였으나 위 연구들은 아직까지 임상에 적용이 어렵다는 한계가 있다.

본 연구는 신호강도를 높이기 위한 장비 교체 및 코일의 개발 없이 코일의 위치변화에 따른 영상의 신호강도가 급격히 저하되지 않는 기준 방향과 거리를 제시함으로써, 임상에서 손쉽게 적용하여 영상에서 최적의 신호강도를 획득할 수 있도록 하였다. 그러나 현실적인 어려움으로 코일의 이동 방향과 거리를 세분화 할 수 없었다는 점과 인체를 이용하여 임상실험을 시행하지 못했다는 제한점으로 인해 향후 추가적으로 연구가 진행될 필요성이 있다.

하지만 관련연구가 전무한 상태에서 코일의 이동 방향과 거리에 따른 신호강도의 값을 처음이자 정량적으로 제시하였다는 점과 통계적으로 여러 가지 원인에 의해 동일선상에 코일들이 위치하지 않았을 경우 영상의 신호강도가 급격히 저하되지 않는 기준 방향과 거리를 제시하였다는 점에서 학술적 의의가 있다고 하겠다.

#### V. CONCLUSION

본 연구는 Array coil을 이용한 검사 시 코일의 위치변화에 따른 신호강도를 측정하여 영상의 신호강도가 급격히 저하되지 않는 기준 방향과 거리를 제시함으로써 동일선상에 코일들이 위치하지 않았을 경우 신호강도가 저하되는 문제점을 개선해 보고자 하였다. 연구를 통하여 T1, T2 강조영상 모두 상 방향을 제외한 하 방향과 좌, 우 방향의 위치변화가 2 cm 이내인 경우 기준 신호강도인 중심의 신호강도와 유의한 차이가 없어 동일한 신호강도를 나타냄을 알 수 있었다. 결론적으로 여러 가지 원인에 의해 동일선상에 코일들을 위치시킬 수 없을 경우 상 방향을 제외한 나머지 방향의 위치변

화를 중심에서 2 cm 이내로 설정한다면 코일의 위치변화로 인해 신호강도가 저하되는 문제점을 개선할 수 있으리라 사료된다.

### Acknowledgement

이 연구는 2018년도 원광보건대학교 교내연구비 지원에 의해 수행됨

### Reference

- [1] V. S. Khoo, D. P. Dearnaley, D. J. Finnigan, A. Padhani, S. F. Tanner, M. O. Leach, "Magnetic resonance imaging (MRI): considerations and applications in radiotherapy treatment planning," *Radiother Oncol*, Vol. 42, No. 1, pp. 1-15, 1997.
- [2] E. Plenge, D. H. Poot, M. Bernsen, G. Kotek, G. Houston, P. Wielopolski, W. J. Niessen, 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.
- [3] B. M. Dale, A. . Mark, C. S. Richard, "MRI basic principles and applications", John Wiley & Sons, 2015.
- [4] R. Turner, "A target field approach to optimal coil design", *Journal of physics D: Applied physics*, Vol. 19, No. 8, pp. 147, 1986.
- [5] K. W. Choi, 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.
- [6] H. K. Lee, *Introductory Guide on MR Imaging and MR Spectroscopy*, 2nd edition, Keimyung University Press, 2016.
- [7] G. Shou, L. Xia, F. Liu, M. Zhu, Y. Li, 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.
- [8] L. Axel, J. Costantini, 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, No. 1, pp. 704-707, 1998.
- [10] K. W. Choi, S. Y. Son, "Usefulness of the Technique of Collecting Signals by Selecting Elements from RF Receive Phase Array Coil in Magnetic Resonance Imaging", *International Journal of Contents*, Vol. 18, No. 6, pp. 461-466, 2018.
- [11] D. H. Lee, C. Hong, M. W. Lee, 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.
- [12] R. Buchli, M. Saner, D. Meier, E. B. Boskamp, 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] T. J. Lawry, M. W. Weiner, G. B. Matson, "Computer modeling of surface coil sensitivity", *Magnetic resonance in medicine*, Vol. 16, No. 2, pp. 294-302, 1990.
- [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, 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.
- [15] D. K. Seo, S. R. Na, J. H. Park, K. W. Choi, H. B. Lee, 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.

## 6채널 SENSE Cardiac Array 코일을 이용한 검사 시 코일의 위치 변화에 따른 신호강도

최관우,<sup>1</sup> 손순룡,<sup>2</sup> 유병규<sup>2,\*</sup>

<sup>1</sup>서울아산병원 영상의학과

<sup>2</sup>원광보건대학교 방사선과

### 요 약

본 연구는 array 코일을 이용한 검사 시 코일의 위치변화에 따른 신호강도를 측정하여 영상의 신호강도가 급격히 저하되지 않는 기준 방향과 거리를 제시함으로써, 동일선상에 코일들이 위치하지 않았을 경우 신호강도가 저하되는 문제점을 개선해 보고자 하였다. 연구방법은 두 부분으로 나뉘어져 있는 array 코일에 multi-purpose MRI 팬텀을 위치시킨 다음 array 코일의 앞부분을 상, 하, 좌, 우 네 방향으로 중심에서 2 cm 씩 10 cm 까지 이동하며 영상을 획득한 후 신호강도를 측정하여 비교평가 하였다. 연구결과, T1, T2 강조 영상 모두 상 방향을 제외한 하 방향과 좌, 우 방향의 위치변화가 2 cm 이내인 경우 기준 신호강도인 중심의 신호강도와 유의한 차이가 없어 동일한 신호강도를 나타냄을 알 수 있었다. 결론적으로 array 코일을 이용한 검사 시 여러 가지 원인에 의해 동일선상에 코일들을 위치시킬 수 없을 경우 상 방향을 제외한 나머지 방향의 위치변화를 중심에서 2 cm 이내로 설정한다면 위치변화로 인해 신호강도가 저하되는 문제점을 개선할 수 있다.

중심단어: Array coil, Surface coil, Coil의 위치 변화, 신호강도, multi-purpose MRI 팬텀

### 연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	최관우	서울아산병원 영상의학과	방사선사
(공동)	손순룡	원광보건대학교 방사선과	조교수
(교신)	유병규	원광보건대학교 방사선과	교수