

# MRI 검사 시 코일내 최적의 신호강도를 유지할 수 있는 거리의 기준 분석

## Analysis of Distances for MRI Scan to Maintain Optimal Signal Intensity in a Surface Coil

손순룡

원광보건대학교 방사선과

Soon-Yong Son(son6392@hanmail.net)

### 요약

본 연구는 다양한 원인에 의해 코일 중심에 목적 부위를 위치시킬 수 없을 경우 통계적으로 코일 중심과 신호강도가 동일한 기준 거리를 제시하여 최적의 신호강도를 유지할 수 있는 방안을 마련하고자 하였다. 연구방법은 원통형 fluid 팬텀을 코일 중심에서 상·하 방향으로 1 cm 씩 이동시켜 가면서 10 cm 까지 영상을 획득한 후, 신호강도를 측정하여 비교 평가하였다. 연구결과, T1 강조영상은 코일 중심에서 상방향 4 cm와 하방향 1 cm, T2 강조영상은 상방향 5 cm와 하방향 3 cm 이내일 경우 기준인 코일 중심의 신호강도와 유의한 차이가 없음을 알 수 있었다. 결론적으로 본 연구에서 제시한 기준 거리 이내로 영상화하려는 목적 부위를 위치시킨다면 최적의 신호강도를 유지할 수 있으리라 판단된다.

■ 중심어 : | 코일 중심 | 신호강도 | Array coil | 표면코일 | RF 수신코일 |

### Abstract

The purpose of this study is to statistically analyze the signal intensity pattern according distance from the surface coil center and to maintain optimal signal intensity under clinical circumstances where the surface coil centers are not correctly positioned due to various causes. The cylindrical fluid phantom was placed and moved from the coil center in vertical direction with 1 cm increments. The signal intensities were measured and compared. As a result, the signal intensity showed no significant difference within 4 cm and 1 cm from in T1 weighted images while in T2 weighted images the signal intensity was maintained up to 5 cm and lower 3 cm in the upper and lower direction from the coil center. In conclusion, to maintain the optimal signal intensity the target region should be located within the reference distances proposed in this study.

■ keyword : | Coil Center | Signal Intensity | Array Coil | Surface Coil | RF Receive Coil |

## 1. 서론

자기공명영상(magnetic resonance imaging, 이하 MRI) 검사를 위해 인체를 주 자장 안으로 위치시키면

인체 내 수소 원자의 자화벡터는 주 자기장 방향인 Z축으로 정렬한 후 라모어 주파수로 세차운동을 한다. 이때 외부에서 라모어 주파수와 같은 라디오(radio frequency, 이하 RF) 펄스를 가하면 공명이 발생하며

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

접수일자 : 2018년 07월 11일

수정일자 : 2018년 07월 25일

심사완료일 : 2018년 07월 25일

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

이러한 공명은 수소 원자의 자화벡터를 Z축에서 X-Y 평면으로 이동시킨다. 이때 X-Y 평면에 수신코일을 위치시키면 수소 원자의 자화벡터가 코일에 유도기전력을 형성하는데 이 유도기전력의 크기가 MRI 신호의 크기로 나타난다[1].

MRI 신호의 크기를 최대로 유지하기 위한 방법으로는 여러 가지 다양한 기법이 있다. 영상화하려는 물체에 코일을 최대한 가깝게 위치시키거나[2], 코일의 용적을 모두 채울 수 있는 표면코일(surface coil)의 사용[3], 감도가 높은 새로운 코일의 개발[4], 또는 array 코일을 이용하여 동일선상에 코일들을 위치시키는 방법 등이 있다[5]. 그러나 나열된 어떠한 방법도 영상화하려는 목적 부위를 코일 중심에 위치시키지 못하면 병변을 포함한 영상의 신호강도를 최대로 유지할 수 없다. 즉, MRI 검사 시 병변을 포함한 영상의 신호강도를 최대로 유지하기 위해서는 영상화하고자 하는 목적 부위를 코일 중심에 위치시켜야 하는데, 목적 부위의 크기나 형태, 검사자의 숙련도 부족이나 부주의, 그리고 주위 환경 및 제반 여건 등 여러 원인에 의해 코일 중심과 거리가 멀어질 가능성이 높다.

코일 중심과 영상화하려는 목적 부위가 멀어진 상태에서 검사를 시행하면 신호강도가 저하된다. 이는 영상화하려는 물체와 코일의 거리가 가까울수록 신호강도가 증가하고 멀어질수록 신호강도가 감소하는 MRI 코일의 특성을 따라가기 때문이다[1].

신호강도의 저하는 병변의 위치 및 경계를 흐리게 하여 병변의 정확한 위치 확인을 불분명하게 하며 진단 및 치료, 그리고 질병의 예후평가에 악영향을 미친다[6]. 그러나 임상에서는 위와 같은 문제점이 발생함에도 불구하고 목적부위가 코일 중심에 위치하지 않았을 경우, 어느 정도 신호강도가 저하되는지에 대한 연구가 없어 대부분 이를 간과하고 검사를 시행하고 있는 실정이며, 신호강도 저하로 인해 발생할 수 있는 여러 가지 문제의 심각성을 인식하지 못하고 있는 현실이다.

이에 저자들은 코일 내 코일의 중심에서 영상화하고자 하는 물질의 거리가 일정하게 늘어나거나 줄어들게 되면 그에 따라 신호강도도 일정하게 감소하거나 증가할 것이라고 가정을 하였다. 따라서 실험을 통하여 영상화하고자 하는 물질이 코일 중심에 위치해 있을 경우

의 신호강도와 이동하였을 경우 거리별 신호강도를 측정하여 통계적으로 코일 중심의 신호강도와 동일한 거리를 찾아 제시한다면 다양한 원인에 의해 코일 중심에 목적 부위가 위치하지 않았을 경우 신호강도가 저하되는 문제의 심각성을 인식시킬 수 있으리라 판단하였다. 이를 위해 불가항력적인 여러 원인에 의해 코일 중심에 목적 부위가 위치할 수 없을 경우 통계적으로 코일 중심과 신호강도가 동일한 거리를 분석하여 기준이 되는 거리, 즉 가이드라인을 제시함으로써 최적의 신호강도를 유지할 수 있는 방안을 강구하고자 하였다.

## II. 연구대상 및 방법

RF 펄스에 의한 공명현상으로 최대 에너지를 받아 X-Y 평면으로 이동한 물질의 자화벡터는 코일에 유도기전력을 형성하여 최대의 신호강도를 나타내고 시간이 지날수록 Z축으로 회복되며 신호강도가 줄어든다[5]. 이때 영상화하고자 하는 물질이 코일 중심에서 벗어날 경우 코일에 유도기전력이 최대로 형성되지 않아 신호강도가 감소한다. 이를 방지하기 위해 영상화하고자 하는 물질을 코일 내에서 방향별로 거리를 변화시켜 영상을 획득한 후 어떤 방향으로 어느 거리에 따라 신호가 저하되는지 신호강도를 측정하여 기준인 코일 중심과 동일한 신호강도를 찾아내어 영상의 신호강도가 급격히 저하되지 않는 거리를 분석하는 것이 중요하다. 이를 위해 원통형 fluid 팬텀을 코일 중심에서부터 상·하 방향으로 1 cm 씩 이동해 가며 10 cm 까지 영상을 획득한 후 코일 중심과 신호강도가 동일한 기준 거리를 제시하기 위해 팬텀의 위치 변화에 따른 영상의 신호강도를 측정하여 비교하였다[Fig. 1].



Fig. 1. Phantom and coil settings

영상획득은 3.0T 초전도 자기공명영상 장치 (Achieva, Philips medical system, Netherlands)와 6채널 SENSE cardiac array 코일을 사용하여, T1, T2 강조영상을 획득하였으며, 코일 내 팬텀의 위치 변화 이외에는 모든 변수를 통제하였다.

영상의 매개변수는 [Table 1]과 같이 설정하였으며, 영상은 팬텀의 축상면(axial) 영상을 코일 내 팬텀의 위치 변화에 따라 각 30회씩 획득하였다.

Table 1. Image parameters

|    | TR (ms) | TE (ms) | FA (°) | FOV (mm) | Thickness/gap (mm) | matrix  | NEX |
|----|---------|---------|--------|----------|--------------------|---------|-----|
| T1 | 500     | 20      | 90     | 200×200  | 5/2                | 256×256 | 2   |
| T2 | 2500    | 80      | 90     | 200×200  | 5/2                | 256×256 | 2   |

획득한 영상은 영상 평가프로그램(Image J, ver. 1.47v, NIH, USA)을 이용하여 영상의 중심부에 150 mm<sup>2</sup>의 관심 영역(region of Interest, ROI)을 설정하여 신호강도를 측정하였으며, 측정된 신호강도는 통계 프로그램(SPSS ver.22, SPSS Inc., Chicago IL, USA)을 이용하여 팬텀의 위치 변화에 따른 영상의 신호강도를 비교한 후 일원배치분산분석(ANOVA)과 사후분석(post hoc)을 이용하여 유의한 차이를 평가하였다.

### III. 연구결과

코일 내 팬텀의 위치변화에 따른 영상의 신호강도는 T1, T2 강조영상 모두 코일의 중심에서 상·하 방향으로 팬텀이 멀어질수록 전반적으로 감소하였다. 세부적으로 보면, T1 강조영상의 신호강도는 기준 신호강도인 중심(2063.02±8.66)에서 상 방향은 1 cm의 위치변화 시 -0.26%(2057.62±9.22)로 가장 작은 감소를, 10 cm의 위치변화 시 -21.67% (1615.94±1.43)로 가장 큰 감소를 보였으며, 하 방향은 4 cm의 위치변화 시 -0.07%(2061.54±7.43)로 가장 작은 감소를, 10 cm의 위치변화 시 -13.16% (1791.48±7.83)로 가장 큰 감소를 보였다[Table 2].

Table 2. Signal intensity pattern according to distance between phantom and the surface coil - T1 weighted image

| Direction | Distance     | Signal intensity | Reduction ratio |
|-----------|--------------|------------------|-----------------|
| Upper     | 10cm         | 1615.94±1.43     | -21.67%         |
|           | 9cm          | 1751.22±4.29     | -15.11%         |
|           | 8cm          | 1845.00±6.39     | -10.57%         |
|           | 7cm          | 1913.75±5.96     | -7.24%          |
|           | 6cm          | 1964.32±7.52     | -4.78%          |
|           | 5cm          | 1999.43±8.49     | -3.08%          |
|           | 4cm          | 2023.49±7.36     | -1.92%          |
|           | 3cm          | 2036.99±8.13     | -1.26%          |
|           | 2cm          | 2048.04±7.83     | -0.73%          |
|           | 1cm          | 2057.62±9.22     | -0.26%          |
| Center    | 0cm          | 2063.02±8.66     | 0.00%           |
|           | 1cm          | 2064.98±8.14     | 0.10%           |
|           | 2cm          | 2067.68±8.73     | 0.23%           |
|           | 3cm          | 2069.89±10.20    | 0.33%           |
|           | 4cm          | 2061.54±7.43     | -0.07%          |
|           | 5cm          | 2048.53±9.12     | -0.70%          |
|           | 6cm          | 2032.33±8.13     | -1.49%          |
|           | 7cm          | 1998.94±10.07    | -3.11%          |
|           | 8cm          | 1954.26±8.84     | -5.27%          |
|           | 9cm          | 1885.52±9.28     | -8.60%          |
| 10cm      | 1791.48±7.83 | -13.16%          |                 |

Table 3. Signal intensity pattern according to distance between phantom and the surface coil - T2 weighted image

| Direction | Distance     | Signal intensity | Reduction ratio |
|-----------|--------------|------------------|-----------------|
| Upper     | 10cm         | 1615.81±7.92     | -20.88%         |
|           | 9cm          | 1718.07±3.69     | -15.87%         |
|           | 8cm          | 1818.46±3.72     | -10.95%         |
|           | 7cm          | 1888.70±4.93     | -7.51%          |
|           | 6cm          | 1942.05±4.90     | -4.90%          |
|           | 5cm          | 1978.19±4.91     | -3.13%          |
|           | 4cm          | 2004.50±5.05     | -1.84%          |
|           | 3cm          | 2019.01±6.29     | -1.13%          |
|           | 2cm          | 2029.58±6.04     | -0.61%          |
|           | 1cm          | 2037.20±6.40     | -0.24%          |
| Center    | 0cm          | 2042.12±6.94     | 0.00%           |
|           | 1cm          | 2045.07±6.06     | 0.14%           |
|           | 2cm          | 2046.54±6.16     | 0.22%           |
|           | 3cm          | 2044.82±7.68     | 0.13%           |
|           | 4cm          | 2035.97±6.16     | -0.30%          |
|           | 5cm          | 2022.20±6.52     | -0.98%          |
|           | 6cm          | 2003.02±5.91     | -1.91%          |
|           | 7cm          | 1966.39±7.24     | -3.71%          |
|           | 8cm          | 1920.91±6.81     | -5.94%          |
|           | 9cm          | 1851.08±7.00     | -9.35%          |
| 10cm      | 1754.71±5.79 | -14.07%          |                 |

T2 강조영상의 신호강도 역시 T1 강조영상과 마찬가지로 기준 신호강도인 중심(2042.12±6.94)에서 상 방

향은 1 cm의 위치변화 시 -0.24%(2037.20±6.40)로 가장 작은 감소를, 10cm의 위치변화 시 -20.88%(1615.81±7.92)로 가장 큰 감소를 보였으며, 하 방향은 3cm의 위치변화 시 0.13%(2044.82±7.68)로 가장 작은 감소를, 10 cm의 위치변화 시 -14.07%(1754.71±5.79)로 가장 큰 감소를 보였다[Table 3].

기준 신호강도인 코일 중심과 팬텀의 위치변화에 따른 신호강도에 차이가 있는지 알아보기 위해 일원배치 분산분석을 시행한 결과, T1 강조영상은 집단 간 제곱합이 1547343.716, 집단 내 제곱합이 5379.554, F 1208.064, 유의확률이 0.000으로 나타나, 집단 내 적어도 다른 하나의 유의한 차이가 있는 팬텀 위치변화에 따른 신호강도 값이 존재함을 알 수 있었다[Table 4].

Table 4. One-way ANOVA with variation of phantom position in surface coil - T1 weighted image

|                | Sum of Squares | Mean Squares | F        | Sig  |
|----------------|----------------|--------------|----------|------|
| Between Groups | 1547343,716    | 77367,186    | 1208,064 | .000 |
| Within Groups  | 5379,554       | 64,042       |          |      |
| Total          | 1552723,270    |              |          |      |

T2 강조영상 역시 T1 강조영상과 마찬가지로 집단 간 제곱합이 1540232.121, 집단 내 제곱합이 27950.075, F 231.447, 유의확률이 0.000으로 나타나, 집단 내 적어도 다른 하나의 유의한 차이가 있는 팬텀 위치변화에 따른 신호강도 값이 존재함을 알 수 있었다[Table 5].

Table 5. One-way ANOVA with variation of phantom position in surface coil - T2 weighted image

|                | Sum of Squares | Mean Squares | F       | Sig  |
|----------------|----------------|--------------|---------|------|
| Between Groups | 1540232,121    | 77011,606    | 231,447 | .000 |
| Within Groups  | 27950,075      | 332,739      |         |      |
| Total          | 1568182,197    |              |         |      |

팬텀의 위치변화 시 기준 신호강도인 코일 중심과 동일한 신호강도 값을 나타내는 기준 거리를 알아보기 위해 Duncan의 사후분석을 시행한 결과, T1 강조영상의 경우 유의수준 0.05에 대한 부집단이 14개로 나타났으나, 상 1 cm, 2 cm, 3 cm, 4 cm, 하 1 cm의 위치변화가 있을 때, 통계적으로 기준 신호강도인 코일 중심의 신호강도와 유의한 차이가 없어(sig. 0.147) 동일한 신호강도 값을 나타냄을 알 수 있었다[Table 6].

Table 6. Post-analysis of phantom position in surface coil - T1 weighted image

| Distance   | Subset for alpha = 0.05 |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |
|------------|-------------------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
|            | 1                       | 2       | 3       | 4       | 5       | 6       | 7       | 8       | 9       | 10      | 11      | 12      | 13      | 14      |
| Lower 10cm | 1615,94                 |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |
| Lower 9cm  |                         | 1751,22 |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |
| Upper 10cm |                         |         | 1791,48 |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |
| Lower 8cm  |                         |         |         | 1845,00 |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |
| Upper 9cm  |                         |         |         |         | 1885,52 |         |         |         |         |         |         |         |         |         |
| Lower 7cm  |                         |         |         |         |         | 1913,75 |         |         |         |         |         |         |         |         |
| Upper 8cm  |                         |         |         |         |         |         | 1954,26 |         |         |         |         |         |         |         |
| Lower 6cm  |                         |         |         |         |         |         |         | 1964,32 |         |         |         |         |         |         |
| Upper 7cm  |                         |         |         |         |         |         |         |         | 1998,94 |         |         |         |         |         |
| Lower 5cm  |                         |         |         |         |         |         |         |         | 1999,43 |         |         |         |         |         |
| Lower 4cm  |                         |         |         |         |         |         |         |         |         | 2023,49 |         |         |         |         |
| Upper 6cm  |                         |         |         |         |         |         |         |         |         | 2032,33 | 2032,33 |         |         |         |
| Lower 3cm  |                         |         |         |         |         |         |         |         |         |         | 2036,99 |         |         |         |
| Lower 2cm  |                         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         | 2048,04 |         |         |
|            |                         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         | 2048,53 |         |         |
| Upper 5cm  |                         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         | 2057,62 | 2057,62 |         |
| Lower 1cm  |                         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         | 2061,54 | 2061,54 |
| Upper 4cm  |                         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         | 2063,02 | 2063,02 |
| Center 0cm |                         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         | 2064,98 | 2064,98 |
| Upper 1cm  |                         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         | 2067,68 | 2067,68 |
| Upper 2cm  |                         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         | 2069,89 |
| Upper 3cm  |                         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |         |
| Sig.       | 1,000                   | 1,000   | 1,000   | 1,000   | 1,000   | 1,000   | 1,000   | 1,000   | ,923    | ,084    | ,359    | ,077    | ,079    | ,147    |

Table 7. Post-analysis of phantom position in surface coil – T2 weighted image

| Distance   | Subset for alpha = 0.05 |         |         |         |         |        |         |         |         |         |         |       |
|------------|-------------------------|---------|---------|---------|---------|--------|---------|---------|---------|---------|---------|-------|
|            | 1                       | 2       | 3       | 4       | 5       | 6      | 7       | 8       | 9       | 10      | 11      |       |
| Lower 10cm | 1615,81                 |         |         |         |         |        |         |         |         |         |         |       |
| Lower 9cm  |                         | 1718,07 |         |         |         |        |         |         |         |         |         |       |
| Upper 10cm |                         |         | 1754,71 |         |         |        |         |         |         |         |         |       |
| Lower 8cm  |                         |         |         | 1818,46 |         |        |         |         |         |         |         |       |
| Upper 9cm  |                         |         |         |         | 1851,08 |        |         |         |         |         |         |       |
| Lower 7cm  |                         |         |         |         |         | 1888,7 |         |         |         |         |         |       |
| Upper 8cm  |                         |         |         |         |         |        | 1920,91 |         |         |         |         |       |
| Lower 6cm  |                         |         |         |         |         |        | 1942,05 |         |         |         |         |       |
| Upper 7cm  |                         |         |         |         |         |        |         | 1966,39 |         |         |         |       |
| Lower 5cm  |                         |         |         |         |         |        |         | 1978,19 |         |         |         |       |
| Upper 6cm  |                         |         |         |         |         |        |         |         | 2003,02 |         |         |       |
| Lower 4cm  |                         |         |         |         |         |        |         |         | 2004,50 |         |         |       |
| Lower 3cm  |                         |         |         |         |         |        |         |         | 2019,01 | 2019,01 |         |       |
| Upper 5cm  |                         |         |         |         |         |        |         |         | 2022,20 | 2022,20 | 2022,20 |       |
| Lower 2cm  |                         |         |         |         |         |        |         |         |         | 2029,58 | 2029,58 |       |
| Upper 4cm  |                         |         |         |         |         |        |         |         |         | 2035,97 | 2035,97 |       |
| Lower 1cm  |                         |         |         |         |         |        |         |         |         | 2037,20 | 2037,20 |       |
| Center 0cm |                         |         |         |         |         |        |         |         |         | 2042,12 | 2042,12 |       |
| Upper 3cm  |                         |         |         |         |         |        |         |         |         | 2044,82 | 2044,82 |       |
| Upper 1cm  |                         |         |         |         |         |        |         |         |         | 2045,07 | 2045,07 |       |
| Upper 2cm  |                         |         |         |         |         |        |         |         |         |         | 2046,54 |       |
| Sig.       | 1                       | 1       | 1       | 1       | 1       | 1      | 1       | 0,07    | 0,309   | 0,134   | 0,055   | 0,074 |

T2 강조영상은 유의수준 0.05에 대한 부집단이 11개로 나타났으나, 상 1 cm, 2 cm, 3 cm, 4 cm, 5 cm, 하 1 cm, 2 cm, 3 cm 의 위치변화가 있을 때, 통계적으로 기준 신호강도인 코일 중심의 신호강도와 유의한 차이가 없어(sig. 0.074) 동일한 신호강도를 나타냄을 알 수 있었다[Table 7].

IV. 고찰

MRI는 신호강도와 해상도, 그리고 영상획득시간이 균형을 이루어야 한다[7]. 그러나 가장 중요한 것은 신호강도이다. 이는 신호강도가 높을수록 고 해상도 영상을 짧은 시간 안에 획득할 수 있기 때문이다[8].

이러한 신호강도를 높이기 위해 다양한 연구가 있었다. Choi 등[9]은 코일 내 filling factor를 증가시킴으로써 신호강도를 높일 수 있다고 하였고, Seo 등[10]은 인체등가물질을 검사부위에 부착하여 자화율차이를 줄임으로써 신호강도를 높일 수 있다고 하였으며, Lawry

등[11]과 Buchli 등[12]은 검사 부위에 적합한 코일을 선택하여 사용함으로써 신호강도를 높일 수 있다고 하였다. 이와 달리 Lim 등[13]은 매개변수(parameter)인 숙임각을 변화시켜 신호강도를 높일 수 있다고 하였고, Park 등[14]은 2D 보다 3D 펄스대열을 사용하여 신호강도를 높일 수 있다고 하였으며, Nakada[15]와 Soher 등[16]은 주 자장을 증가시키면 신호강도를 높일 수 있다고 하였다.

그러나 위의 어떠한 방법도 영상화하려는 목적 부위를 코일 중심에 위치시키지 못할 경우 신호강도는 거리에 따라 저하된다. 즉 주자장의 세기를 높이거나 영상의 매개변수를 조절하고, 신호를 수집하는 수신코일의 효율을 증가시키는 등 다양한 방법을 사용하더라도 영상화하려는 목적 부위를 수신코일의 중심에 위치시키지 못한다면 어떠한 노력에도 불구하고 신호강도는 저하된다[17][18].

이에 저자들은 영상화하려는 목적 부위가 코일 중심에 위치해야 하는 중요성을 인지하고 코일 중심에 위치하지 않았을 경우 신호강도가 저하되는 문제의 심각성

을 인식시키고, 다양한 원인에 의해 코일 중심에 목적 부위가 위치하지 못할 경우, 통계적으로 코일의 중심과 신호강도가 동일한 거리를 산정하여 제시함으로써 최적의 신호강도를 유지할 수 있는 방안을 마련하고자 하였다. 즉 실험을 통하여 코일 중심에 영상화하려는 물체가 위치한 경우와 신호강도가 동일한 거리를 찾아내어 영상의 신호강도가 급격히 저하되지 않는 기준 방향과 거리를 제시하고자 하였다.

결과에서 알 수 있듯이 T1 강조영상은 코일 중심에서 상 방향 4 cm와 하 방향 1 cm 이내, T2 강조영상은 상 방향 5 cm와 하 방향 3 cm 이내에서 기준 신호강도인 코일 중심의 신호강도와 유의한 차이가 없어 동일한 신호강도를 나타냄을 알 수 있었다. 이는 여러 가지 원인에 의해 영상화하고자 하는 목적 부위를 코일 중심에 위치시킬 수 없을 때 목적 부위를 연구에서 제시한 거리 이내로만 설정한다면 기준 신호강도인 중심의 신호강도와 통계적으로 차이가 없으므로 검사를 시행하더라도 신호강도의 저하가 없음을 의미하는 것이다. 역으로 보면 제시한 거리 이상일 경우에는 통계적으로 유의하게 신호강도가 급격히 저하되므로 검사를 시행함에 있어 각별한 주의가 필요함을 의미한다.

본 연구는 코일 중심에 영상화하려는 목적 부위가 위치하지 않음에 따른 신호강도의 저하 정도에 관한 연구가 없고, 그에 따라 대부분의 의료기관에서 간과하고 있는 실정에서 실험을 통해 코일 중심과 신호강도가 동일한 거리를 제시함으로써 임상에서 손쉽게 적용하여 영상에서 최적의 신호강도를 유지할 수 있도록 하였다. 그러나 현실적인 어려움으로 인해 환자가 아닌 팬텀을 대상으로 연구를 진행하였다는 점과 다양한 코일에 대해 실험하지 못했다는 제한점이 있다.

그럼에도 불구하고 관련 연구가 전무한 상태에서 목적 부위의 위치변화에 따른 영상의 신호강도 값을 정량적으로 제시한 최초의 연구라는 점과 통계적으로 코일 중심에 목적 부위가 위치하지 않았을 경우 영상의 신호강도가 급격히 저하되지 않는 기준 방향과 거리를 제시하였다는 점에서 학술적 의의가 크다고 할 수 있다. 결론적으로 여러 가지 원인에 의해 코일 중심에 영상화하려는 목적 부위를 위치시킬 수 없을 경우 본 연구가

제시한 거리 이내로 목적 부위를 위치시킨다면, 목적 부위의 위치변화로 인하여 신호강도가 저하되는 문제점을 개선하여 최적의 신호강도를 유지할 수 있으리라 판단된다.

## 참 고 문 헌

- [1] 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.
- [2] K. R. Minard and R. A. Wind, "Solenoidal microcoil design I. Optimizing RF homogeneity and coil dimensions. Concepts," *Magn Reson*, Vol.13, pp.128-142, 2001.
- [3] D. L. Olson, T. L. Peck, A. G. Webb, R. L. Magin, and J. V. Sweedler, "High resolution microcoil 1H-NMR for mass-limited, nanoliter volume samples," *Science*, Vol.270, pp.1967-1970, 1995.
- [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] K. W. Choi and S. Y. Son, "Usefulness of the Technique of Collecting Signals by Selecting Elements from RF Receive Phase Array Coil in Magnetic Resonance Imaging," *Journal of the Korea Contents Association*, Vol.18, No.6, pp.461-466, 2018.
- [6] T. W. Redpath, "Signal-to-noise ratio in MRI," *The British Journal of Radiology*, Vol.71, pp.704-707, 1998.
- [7] 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.
- [8] B. M. Dale, M. A. Brown, and R. C. Semelka, *MRI: basic principles and applications*, John Wiley & Sons, 2015.
- [9] 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.
- [10] 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.
- [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] C. H. Lim and S. J. Bae, "3T MR Spin Echo T1 Weighted Image at Optimization of Flip Angle," *Radiologic Technology Proceedings of Korea*, Vol.32, pp.177-182, 2009.
- [14] 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 Radiol*, Vol.54, No.1, pp.75-82, 2013.
- [15] T. Nakada, "Clinical application of high and ultra high-field MRI," *Brain & Development*, Vol.29, pp.325-335, 2007.
- [16] B. J. Soher, B. M. Dale, and E. M. Merkle, "A Review of MR Physics: 3T versus 1.5T," *Magn Reson imaging*, Vol.15, pp.277-290, 2007.
- [17] K. W. Choi and S. Y. Son, "An effectiveness of multitransmit parallel technique on scan time reduction in hip joint MRI," *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*, Vol.17, No.3, pp.103-108, 2016.
- [18] S. Y. Son, K. W. Choi, K. J. Park, J. S. Lee, and B. G. Yoo, "A effectiveness of multi-transmit parallel technique on magnetic resonance imaging of FOV less than 26 cm," *Journal of Radiological Science and Technology*, Vol.38, No.4, pp.429-435, 2015.

#### 저 자 소 개

손 순 룡(Soon-Yong Son)

정희원



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

<관심분야> : 보건학, 방사선영상학, 의료관계법규