

자기공명 검사시 코일 내 filling factor 증가를 통한 신호대 잡음비의 향상에 관한 연구

최관우¹, 손순룡^{1,2*}

¹서울아산병원 영상의학과, ²한양대학교 대학원 보건학과

A research on improving signal to noise ratio for magnetic resonance imaging through increasing filling factor inside surface coil

Kwan-Woo Choi¹ and Soon-Yong Son^{1,2*}

¹Department of Radiology, Asan Medical Center

²Department of Health Science, Graduate School Hanyang University

요 약 인체는 공기, 지방, 근육, 뼈, 혈관과 같이 서로 다른 조직으로 구성되어 있어 각 조직간 차이를 차이로 인해 자장의 불균일이 항상 발생하여 신호가 감소한다. 이에 본 연구에서는 서로 다른 조직으로 구성된 인체의 신호감소를 해결하기 위하여 인체의 조직밀도와 유사한 실리콘을 이용하여 공기와 맞닿은 굴곡진 부분에 보상함으로써 자기공명영상의 신호를 높이고자 하였다. 특별한 증상이 없는 성인 8명으로 대상으로 하였으며, 인체 중 굴곡이 많고 구조가 복잡해 신호감소가 많이 발생하는 발을 설정하였다. 영상은 종족궁의 가운데부터 5개의 말절골을 포함하여 얻었으며, 종족골 및 족지골을 연장한 선에 평행하게 30절편을 얻었다. 측정은 실리콘의 적용 전·후 뼈와 연부조직의 SNR을 비교하였으며, 대응표본 T검정을 이용하여 통계분석 하였다. 연구결과 뼈와 연부조직의 T1, T2 강조영상 모두 실리콘 적용 후가 적용 전에 비해 SNR이 월등히 높게 나왔으며 유의한 양의 상관관계로 증가하였다. 결론적으로 본 연구는 체적소에 영향을 주지 않으면서 코일내 인체의 부피를 늘린 획기적인 개선 방법으로, 본질적 문제인 체적소의 부피나 균일성 저하를 해결하여 SNR을 높일 수 있었다.

Abstract MRI signals are significantly reduced by the magnetic field inhomogeneity result from human body itself being consisted of various materials like air, fat, muscle, bone and blood vessels. In this study we used silicon which is tissue equivalent to compensate wound body shapes. Objects were eight adults who do not have any special symptoms. Feet were scanned because of their complicated structures and consequently signal reduction occurs a lot. Thirty images were acquired from the middle of arcus pedis longitudinalis including five distal phalanges parallel to the line connecting metatarsal bone and phalanges. SNR data from bones and soft tissues were compared before and after sticking silicon between toes and paired t test was performed. It was came out that SNR data from bone and soft tissue were both significantly higher after applying silicon on both T1 and T2 weighted images and it was statistically meaningful having positive correlation. As a result, this study dramatically increases SNR without affecting object by increasing the object volume inside the surface coil.

Key Words : Filling factor, SNR, Susceptibility, Tissue equivalent material, Silicone

1. 서론

자기공명영상(magnetic resonance imaging)은 자장내

에서 수소 원자핵의 공명 현상을 이용하여 인체 내 수소 밀도 및 조직간 이완특성을 영상화하여 인체 내부의 해부학적 정보를 제공한다[1]. 자기공명영상의 질을 좌우하

*Corresponding Author : Soon-Yong Son

Tel: +82-10-3230-6281 Email: son6392@hanmail.net

접수일 12년 08월 16일

수정일 (1차 12년 09월 10일, 2차 12년 10월 04일)

게재확정일 12년 11월 08일

는 것은 피사체에 대한 자장의 균일성으로 체적소(voxel) 안의 조직이 얼마나 균일한가에 의해 신호의 크기가 좌우된다[2].

그러나 인체는 공기, 지방, 근육, 뼈, 혈관과 같이 서로 다른 조직으로 구성되어 있어 각 조직간 자화율(susceptibility) 차이로 인해 항상 자장의 불균일(field inhomogeneity) 발생으로 신호가 감소한다. 즉 영상화하고자 하는 체적소 내에 존재하는 물질의 자화율 차이는 경계면에서 자장의 변화를 일으켜 자장을 불균일하게 만들고 불균일한 자장으로 인해 스핀들의 위상차(spin dephasing)가 증가하여 신호가 감소한다[3, 4]. 특히 인체 중 굴곡이 많아 공기와 접촉하는 표면적이 넓은 손이나 발을 검사할 경우, 체적소의 부피 감소와 공기를 포함한 복잡한 구조에 의해 신호 감소가 심각하게 발생한다.

서로 다른 조직으로 구성된 인체의 신호 감소를 해결하는 방법은 고자장 장비로의 교체, 신호를 수집하는 RF 코일(coil)의 민감도(sensitivity) 증강[5], 코일속의 시료가 차지하는 부피 비인 filling factor의 증가 등이 있다[6].

그러나 자기공명영상 신호를 높이기 위해 기존 장비를 폐기하고 고자장 장비로 교체하는 방법은 고비용으로 현실성이 부족하다. 또한 RF 코일의 민감도 증강은 장비 제조업체에서 다년간의 투자와 연구를 거쳐서 부위에 적합한 재질의 코일을 개발해야 하며, 고 민감도의 신제품이 개발되어도 많은 임상 실험을 거쳐 안전성과 우수성을 담보해야 하므로 즉시 적용은 불가능 할 것으로 판단된다.

코일속의 시료가 차지하는 부피 비인 filling factor 증가의 경우, 인체가 일정한 모양과 크기를 가지고 있기에 인위적인 부피의 증가나 변형이 불가능하므로 filling factor의 증가는 현실적으로 어렵다. 따라서 기존에는 마땅한 대안이 없어 자화율 차이에 의한 신호감소 상태에서 검사하거나, filling factor의 고려보다는 시료의 크기와 모양에 적합한 코일의 선택에 연구의 주안점을 두었다[7].

크기 및 부피가 일정한 시료에 비해, 인체는 개인간의 크기, 부피, 형태가 다양하기 때문에 동일한 부위의 코일이라도 다양한 크기의 제품을 제작해서 적용해야 신호대 잡음비(signal to noise ratio, 이하 SNR)가 증가하는 특징이 있다. 그러나 코일의 가격이 워낙 고가이기에 동일 부위별 다양한 제품을 보유하지 못하고, 장비 당 부위별로 가장 큰 제품 하나씩만 구비하고 있는 현실에 비추어 볼 때, 실효성이 매우 미흡하다.

저자들은 고가의 다양한 코일을 대체하여 SNR을 증가시키기 위해 체적소에 영향을 주지 않으면서 조직과 공기 간 자화율의 차이를 보상하고 부피를 늘릴 수 있는 방안을 강구하게 되었다. 이를 위해 인체의 조직밀도와

유사하면서 미약한 신호를 내는 실리콘(silicone)이 적합하리라는 가정 하에, 공기와 맞닿은 굴곡진 부분에 실리콘을 보상함으로써 코일 내 filling factor를 증가시켜 자기공명영상의 신호를 높이고자 하였다.

2. 연구대상 및 방법

2.1 연구대상 및 방법

연구대상은 2012년 7월부터 동년 8월까지 정상인 8명을 대상으로 하였다. 연구방법은 코일 내 시료가 차지하는 부피 비인 filling factor의 증가에 따른 영상의 신호 변화를 알아보기 위하여 실리콘 적용 전·후의 SNR을 비교하였다. 검사부위는 인체 중 굴곡이 많고 구조가 복잡해 신호감소가 많이 발생하는 발을 대상으로 하였다(그림 1).

본 연구에 사용된 실리콘은 규소 원료를 합성한 규소 수지로서 실리콘 베이스에 상온 경화방지제를 첨가하여 상온에서는 경화되지 않아 여러 번 재사용이 가능한 제품을 사용하였다.

실리콘 베이스는 주성분인 실리콘 중합체에 폴리디메틸실록산과 실리카 및 실리콘 오일이 혼합되어 있고, 경화방지제는 메틸비닐 실리콘 검과 실리콘 오일이 혼합된 제품으로 총 사용량은 200g, 밀도는 2.336g/cm³ 이었다.



[그림 1] 검사부위(발)의 실리콘 적용 사진
[Fig. 1] Pictures of silicon applied foot

2.2 영상획득 및 기법

영상획득 장비로 3.0T 초전도 자기공명영상장치(Archiva, Philips medical system)와 8 channel SENSE Foot/Ankle 코일을 사용하였다. 영상기법은 FSE(fast spin echo) 기법으로 T1 강조영상(T1 weighted image)과 T2 강조영상(T2 weighted image)을 얻었으며, 사용된 영상변수로는 T1 강조영상의 경우 TR/TE= 400/20 msec, 속임각(flip angle) 90°, FOV(field of view) 150 mm×100 mm,

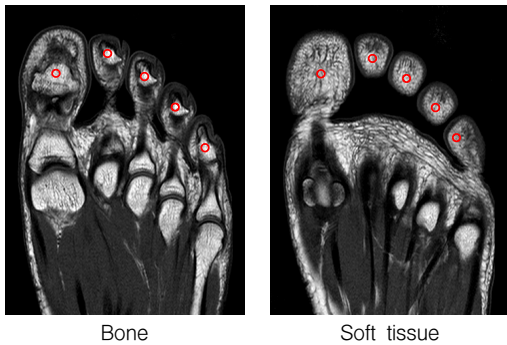
matrix 512×512, 절편두께(slice thickness) 2 mm, 절편간격(slice gap) 0.5 mm, NEX(number of excitation) 2로 하였고, T2 강조영상의 경우 TR/TE= 4675/80 msec, 속입각 90°, FOV 150 mm×100 mm, matrix 512×512, 절편두께 2 mm, 절편간격 0.5 mm, NEX 2로 하였다.

영상의 포함범위는 종족궁(arcus pedis longitudinalis)의 가운데부터 5개의 말절골(distal phalanges)을 모두 포함하였으며 종족골(metatarsal bone) 및 족지골(phalanges)을 연장한 선에 평행하게 발등과 발바닥을 모두 포함하여 30절편(slices)씩 얻었다. 검사시간은 T1 강조영상이 2분 35초였고, T2 강조영상이 2분 20초였다.

2.3 분석방법

분석방법은 filling factor의 증가에 따른 영상의 신호 변화를 알아보기 위하여 실리콘의 적용 전·후의 SNR을 비교하였다.

SNR은 10mm²의 ROI(resion of interest)를 이용하여 다섯 개의 말절골과, 말절골을 감싸고 있는 연부조직에 관심영역을 설정하여(그림 2) 신호강도(signal intensity)를 측정 한 후, 측정된 신호강도를 백그라운드 신호강도의 표준편차로 나누어 계산하였다(식 1).



[그림 2] SNR 측정을 위한 관심영역의 설정 부위
[Fig. 2] Region of ROI for SNR measurement

$$SNR = \frac{resion\ SI}{background\ noise\ SD} \times 100 \quad (1)$$

통계적 분석방법은 대응표본 T검정(paired sample T-test, SPSS 버전 18)을 이용하였으며, p값이 .05보다 작은 경우 유의한 차이가 있는 것으로 판단하였다.

3. 연구결과

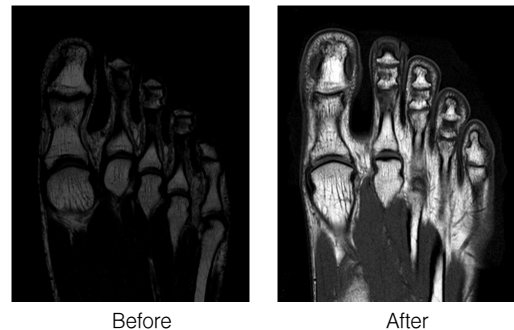
연구대상자의 인구사회학적 특성은 표 1과 같이 남성

이 5명, 여성이 3명이었고, 평균연령은 27.2±2.2세(30세-24세), 신장은 170.4±7.8cm, 체중은 63.6±14.1kg, 발 크기는 256.7±16.2mm였다.

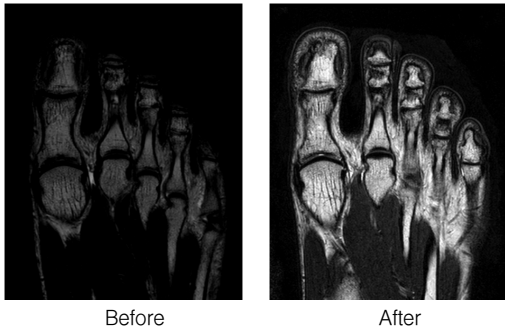
[표 1] 연구대상자의 인구사회학적 특성
[Table 1] Sociological Variables

구분	항목	빈도(명)	비율(%)
성별	남성	5	62.5
	여성	3	37.5
연령	25세 이하	2	25.0
	25세~30세	6	75.0
신장	160cm 이하	1	12.5
	161cm~170cm	3	37.5
	171cm~180cm	3	37.5
	181cm 이상	1	12.5
	50kg 이하	2	25.0
체중	51kg~60kg	1	12.5
	61kg~70kg	2	25.0
	71kg~80kg	2	25.0
발 크기	81kg 이상	1	12.5
	250mm 이하	3	37.5
	251mm~260mm	1	12.5
	261mm~270mm	1	12.5
	271mm~280mm	2	25.0
	280mm 이상	1	12.5

Filling factor의 증가에 따른 영상의 신호 변화는 window width와 level을 T1 강조영상 15,867, 9,064, T2 강조영상 16,125, 8,585로 적용 하였을 때 실리콘 적용 후 영상이 적용 전 영상에 비해 밝게 나왔다. 이는 window width와 level을 특정값으로 고정하였을때 실리콘 적용 전 영상이 적용 후 영상에 비해 어둡게 나온 것은, 적용 전 영상이 SNR이 낮다는 의미로 모든 영상에서 육안으로 확인 할 수 있었다(그림3, 4).



[그림 3] 실리콘 적용 전·후 T1 강조영상
[Fig. 3] T1 weighted images before and after sticking silicon between toes.



[그림 4] 실리콘 적용 전·후 T2 강조영상
[Fig. 4] T2 weighted images before and after sticking silicon between toes

filing factor의 증가를 위해 실리콘 적용 전·후에 따른 SNR의 차이는 뼈(bone)의 경우 T1 강조영상 적용 전 68.77±34.27에서 적용 후 132.16±31.30으로 63.39(92%) 증가하였고, T2 강조영상 적용 전 49.19±14.91에서 적용 후 102.22±19.67 으로 53.03(108%) 증가하였다. 연부조직(soft tissue)의 경우도 T1 강조영상 적용 전 15.83±8.43에서 적용 후 37.06±11.07, T2 강조영상 적용 전 10.32±2.95에서 적용 후 23.49±5.44으로 각각 21.23(134%), 13.17(128%) 증가하였다(표 2).

[표 2] 실리콘 적용 전·후 뼈와 연부조직의 SNR
[Table 2] SNR data from bone and soft tissue before and after sticking silicon between toes.

구분		Before (mean±SD)	After (mean±SD)
bone	T1	68.77±34.27	132.16±31.30
	T2	49.19±14.91	102.22±19.67
soft tissue	T1	15.83±8.43	37.06±11.07
	T2	10.32±2.95	23.49±5.44

적용 전·후에 따른 대응표본 T검정 결과 뼈는 T1, T2 강조영상에서 각 대응차의 평균과 표준편차가 -63.39±30.68, -53.03±24.40, T값이 -6.198(sig=0.000), -6.520(sig=0.000)로 T1, T2 강조영상 모두 유의한 양의 상관관계를 가지고 증가하였다(표 3).

[표 3] 적용 전·후에 따른 뼈의 대응표본 T검정
[Table 3] Paired t test in bone comparing before and after applying silicon

영상	대응차 평균±표준편차	t값	유의확률 (양쪽)
T1	-63.39±30.68	-6.198	.000
T2	-53.03±24.40	-6.520	.000

연부조직의 경우도 뼈와 마찬가지로 T1, T2 강조영상에서 각 대응차의 평균과 표준편차가 -21.24±9.54, -13.17±5.28, T값이 -6.681(sig=0.000), -7.481(sig=0.000)로 나타나, T1, T2 강조영상 모두 유의한 양의 상관관계로 증가하였다(표 4).

[표 4] 적용 전·후에 따른 연부조직의 대응표본 T검정
[Table 4] Paired t test in soft tissue comparing before and after applying silicon

조직	대응차 평균±표준편차	t값	유의확률 (양쪽)
T1	-21.24±9.53	-6.68	.000
T2	-13.17±5.29	-7.481	.000

4. 고찰 및 결론

자기공명영상의 SNR과 해상도(resolution)는 측정 대상물의 미세구조 정보를 제공하는데 있어서 중요한 매개변수이다[8]. 그러나 두 변수는 반비례관계로 같은 체적의 영상화시 해상도가 낮아지면 SNR이 높아지지만, 너무 낮으면 인체 내부의 해부학적 정보를 제공할 수 없어 영상화 범위에 따른 일정한 해상도가 필요하며, 이로 인해 SNR의 저하는 불가피하다. SNR이 낮아지는 이유는 자기공명 신호의 크기가 체적소에 있는 핵스핀 수에 비례하므로 부피의 감소와 조직간 자화율의 차이가 생기면 자장이 불균일하여 스핀들의 위상차의 증가에서 기인한다[9].

영상의 한 체적소 내에서 스핀들의 위상차로 인하여 신호가 감소되는 현상을 개선하고자 많은 연구가 있었다 [3, 4]. Lim 등[10]은 3T 스핀에코 T1강조영상기법에서 숙입각의 변화에 따라 SNR은 뇌의 백질(white matter)에서 52% 증가하고 회백질(grey matter)에서 65% 증가한다고 하였으며, Kim 등[11]도 숙입각의 변화에 따라 SNR이 증가한다고 하였다. 그러나 이 연구들은 영상의 매개변수(parameter) 활용에 국한되었다는 한계점이 있다.

체적소의 부피 및 균일성에 관하여 Tsutomu Nakada[12]는 주자기장에 비례하여 신호강도가 증가한다고 하였고, Brian JS 등[13]은 1.5T 보다 3.0T에서 SNR이 향상된다고 보고하였다. Winfried AW 등[14]은 1.5T에 비해 3.0T 자기공명영상에서 뇌종양(brain tumor)과 다발성 경화증(myultiple sclerosis) 등의 조영 증강 효과가 증가된다고 하였다. 그러나 이 연구들은 적절한 장비의 선택을 우선하여 기존 장비의 교체 또는 최신 장비의 도입을 역설한 연구라는 특징이 있다. 이에 반해 Minard KR 등[15]은 자기공명신호의 세기를 높이기 위해선 코일

을 가깝게 하고, 코일의 감은 수를 늘리고, 코일을 시료보다 크게 만들어야 한다고 하였다. Lee 등[8]은 RF 코일로 사용된 구리선 코팅재질 변화에 따라 표면저항이 달라져 신호대 잡음비가 차이가 난다고 보고하였다. 그러나, 양질의 물질을 이용한 제품을 제작하려면 커다란 경제적 비용 소요와 장기간 연구, 다양한 임상실험 등이 요구되므로 현실 적용성이 낮은 단점이 있다.

Olson DL 등[7]은 코일내 filling factor 고려를 주장하였으나, 시료의 크기와 모양에 따른 다양한 종류의 코일을 제작해야 하는 부담이 전제한다.

저자들의 연구는 체적소에 영향을 주지 않으면서 인체의 조직밀도와 유사한 실리콘을 사용하여 코일 내 인체의 부피를 늘려 본질적인 문제점인 체적소의 부피나 균일성 저하를 해결함으로써 SNR을 높일 수 있었다는 데에 커다란 의의가 있다.

연구결과 뼈의 경우 T1, T2 강조영상 모두 적용 전 68.77±34.27, 49.19±14.91 적용 후 132.16±31.30, 102.22±19.67로 92%와 108%의 신호강도가 증가하였고, 연부조직의 경우도 적용 전 15.83±8.43, 10.32±2.95, 적용 후 37.06±11.07, 23.49±5.44으로 134%와 128% 증가하였다. 이는 이론상($w=B_0$) 주자장의 세기가 1.5T에서 3.0T로 2배 높아졌을 때와 비슷한 수치로서, Winfried AW 등[14]의 실증적 연구를 보면, 1.5T에서 3.0T로 변경해도 조영증강 효과가 10-30%, 활성화 범위가 59-70% 증가에 비해 실로 커다란 개선효과임을 알 수 있다. 또한 Lee 등[8]의 코일의 코팅재질 변화에 따라 최대 34% 가량 개선된다는 연구 결과와 비교해도 본 연구 결과가 획기적인 개선 방법이라고 할 수 있다.

결론적으로 본 연구는 체적소에 영향을 주지 않으면서 코일내 인체의 부피를 늘린 획기적인 개선 방법으로, 본질적 문제인 체적소의 부피나 균일성 저하를 해결하여 SNR을 높일 수 있었다. 다만, 코일 내 실리콘 양의 단계적 증가 (filling factor의 비율 증가)에 따른 SNR의 변화를 측정하지 못했다는 제한점이 있다. 그럼에도 불구하고 국내외적으로 선행 연구가 없고, 적용이 용이하며, 저비용 고효율로 자기공명영상 신호를 높일 수 있는 방안을 제시하였다는 데에 커다란 의의가 있다고 하겠다.

References

[1] H Busse, et al. "Advanced approach for intraoperative MRI guidance and potential benefit for neurosurgical applications". J Magn Reson Imaging, 24, pp. 140-151, 2006.

[2] JS Lee, et al. "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, 20, pp. 244-252, 2009.

[3] ZH Cho, et al. "Reduction of Susceptibility Artifact in Gradient-Echo Imaging". Magn Reson Med 23, pp. 193, 1992.

[4] S. Ogawa, et al. "Magnetic resonance imaging of blood vessel at high field". Magn Reson Med, 16, pp. 68, 1990.

[5] Hoult DI, et al. "The signal-to-noise-ratio of the nuclear magnetic resonance experiment". J Magn Reson, 24, pp. 71-85, 1976.

[6] Minard KR, et al. "Picoliter 1H NMR spectroscopy". J Magn Reson, 154, pp. 336-343, 2002.

[7] Olson DL, et al. "High resolution microcoil 1H-NMR for mass-limited, nanoliter volume samples". Science, 270, pp. 1967-1970, 1995.

[8] HS Lee, et al. "The Effect of Coating Material of Copper-wire RF Coil on the Signal-to-Noise Ratio in MR Images". J Korean Soc Magn Reson Med, 13, pp. 171-176, 2009.

[9] Callaghan PT. "Principles of nuclear magnetic resonance microscopy". Clarendon Press, Oxford, 1991.

[10] CH Lim, et al. "3T MR Spin Echo T1 Weighted Image at Optimization of Flip Angle". Radiologic Technology Proceedings of Korea, 32, pp. 177-182, 2009.

[11] TS kim, et al. "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, 17, pp. 179-180, 2007.

[12] Tsutomu Nakada. "Clinical application of high and ultra high-field MRI". Brain & Development, 29, pp. 325-335, 2007.

[13] Brian JS, et al. "A Review of MR Physics : 3T versus 1.5T". Magn Reson imaging, 15, pp. 277-290, 2007.

[14] Winfried AW, et al. "Clinical advantages of 3.0T MRI over 1.5T". European Journal of Radiology, 65, pp. 2-14, 2008.

[15] Minard KR, et al. "Solenoidal microcoil design I. Optimizing RF homogeneity and coil dimensions. Concepts". Magn Reson, 13, pp. 128-142, 2001.

최 관 우(Kwan-Woo Choi)

[정회원]



- 2010년 7월 고려대학교 의용과학대학원 의료영상공학과 (공학 석사)
- 2001년 2월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과

<관심분야>

방사선영상학, 디지털영상학, 의용영상공학

손 순 룡(Soon-Yong Son)

[정회원]



- 1999년 2월 : 단국대학교 보건행정학과 석사졸업
- 2011년 3월 ~ 현재 : 한양대학교 보건학과 박사과정
- 1990년 6월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과

<관심분야>

방사선영상학, 디지털영상학, 보건행정학, 보건학