

## 갑상선의 확산강조영상 검사 시 실리콘 이용한 뒤틀림 감소에 관한 연구

최관우<sup>1,2</sup>, 서대건<sup>1,3\*</sup>, 이호범<sup>1</sup>, 고희진<sup>1</sup>, 나사라<sup>1,2</sup>, 한동균<sup>4</sup>  
<sup>1</sup>서울아산병원 영상의학과, <sup>2</sup>한양대학교 대학원 보건학과,  
<sup>3</sup>을지대학교 일반대학원 보건학과, <sup>4</sup>을지대학교 방사선과

### A study on image distortion improvement using silicon device in thyroid diffusion MRI images

Kwan-Woo Choi<sup>1,2</sup>, Dae-Keon Seo<sup>1,3\*</sup>, Ho-Beom Lee<sup>1</sup>, Hee-Jin Goh<sup>1</sup>, Sa-Ra Na<sup>1,2</sup>  
and Dong-Kyoon Han<sup>4</sup>

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

<sup>2</sup>Department of Health Science, Graduate School Hanyang University

<sup>3</sup>Department of Public Health, The Graduate School of Eulji University

<sup>4</sup>Eulji University department of radiologic science

**요약** 본 연구는 갑상선의 확산강조영상 검사 시 조직과 공기 간 자화율차이를 줄임으로서 영상의 뒤틀림을 감소시키고자 하였다. 연구대상은 정상인 23명을 대상으로 하였으며, 공기와 인접해 있고 주변에 후두와 기관이 자리 잡고 있어 뒤틀림이 많이 발생하는 갑상선을 대상으로, 실리콘 적용 전·후 확산강조영상의 뒤틀림과 오차율을 비교평가 하였다. 연구결과 실리콘 적용 전보다 적용 후가 뒤틀림이 감소된 것을 볼 수 있으며, 오차율 또한 30%대에서 10%대로 감소하는 것을 볼 수 있었다. 또한 일원배치분산분석과 Duncan의 사후분석을 통해서도 실리콘 적용 후가 기준영상인 T2 강조영상의 면적과 차이가 없음을 알 수 있었다. 결론적으로 본 연구는 선행연구들의 복잡한 과정 없이 자기공명신호의 대조도에 영향을 주지 않으면서 공기와 맞닿은 굴곡진 부분을 보상함으로써 영상의 뒤틀림을 감소시킬 수 있는 근본적인 개선 방안을 제시하였다는 데에 커다란 의의가 있다.

**Abstract** This study was conducted to minimize the imaging distortion by reducing the differences in susceptibility between the tissue and air surrounding it while performing a thyroid diffusion imaging procedure. The study group was composed of 23 healthy adults. Thyroids with many distortions near the air, larynx, and trachea were chosen to test and evaluate the diffusion imaging difference between before and after an application of silicon. As a result, there was reduced distortion with silicon application, and the differences decreased from 30% to 10%. According to One-way ANOVA and Duncan's post-hoc test, there were no significant differences between imaging with a silicon application and T2 imaging of the surface area, which was the standard image. In conclusion, this study presented a radical improvement in reducing the distortions in imaging by compensating for an uneven tissue surface near air without affecting the magnetic resonance contrast and complicating the imaging processes.

**Key Words** : Thyroid diffusion weight image, Silicone, Distortion, Susceptibility, Inhomogeneous

\*Corresponding Author : Dae-Keon Seo(Asan Medical Center)

Tel: +82-2-3010-6574 email: sdkmr@daum.net

Received March 4, 2014

Revised April 1, 2014

Accepted July 10, 2014

## 1. 서론

2010년 국가 암 정보센터 통계에 따르면 갑상선암은 주요 암 발생 현황 중 1위로(전체 202,053건의 암 발생 중 17.8%인 36,012건)[1] 조기 진단을 통한 예방과 치료를 위한 정기적인 검사가 매우 중요하다.

갑상선암을 진단하는 영상검사방법에는 초음파 검사와 전산화단층촬영(computed tomography) 검사 그리고 자기공명영상(magnetic resonance imaging, 이하 MRI) 검사가 있다[2]. 대부분 검사방법이 간단한 초음파 검사를 이용하여 검사를 시행하고 있으나, 초음파 검사는 양성과 악성변병의 구분이 어렵고, 공간해상도가 떨어지며, 림프절을 통한 전이 여부의 진단에 어려움이 있다. 이와 달리 전산화단층촬영 검사는 공간해상도가 우수하고 석회화(calcification) 검출이 용이하나, 이 역시 낮은 대조도로 인한 전이 여부를 판별하기 어렵다는 점과, 방사선을 이용한 침습적인 검사라는 한계점이 있다[3]. 반면 MRI 검사의 경우 대조도가 우수하고 공간해상도가 뛰어나, 갑상선암의 staging 결정과 node 전이 여부 판단에 유리한 정보를 획득할 수 있어 점차 검사의 중요성이 대두되고 있다[4].

MRI를 이용한 갑상선 검사에는 고식적인 스핀에코(spin echo)를 이용한 T1, T2 강조영상과 EPI(echo planar image)를 이용한 확산강조영상(diffusion weighted image)이 있다. T1, T2 강조영상은 정확한 형태학적 평가가 가능 하지만, 갑상선의 기능적인 상태를 평가하지 못하며 양성 및 악성변병의 감별에 한계가 있다[5]. 이에 반해 확산강조영상은 기능적 평가가 가능하고, 확산계수 값의 차이에 따른 ADC를 이용하여 양성과 악성변병을 구별하는데 유용하다[6-9]. 그러나 조직구성이 불균질한 경우 자화율 차이에 의한 영상의 뒤틀림과 자화감수성 인공물이 많이 발생하는데, 두경부의 경우 치아와 뼈, 공기와 맞닿은 부분이 많아 영상의 뒤틀림이 더욱 심하다. 특히 갑상선은 피부 바로 아래 위치하여 공기와 인접해 있고, 그 주변에 후두와 기관이 자리 잡고 있어 자화율 차이로 인한 스핀들의 위상차가 더욱 증가하여 강한 영상의 뒤틀림이 많이 발생한다[10].

영상의 뒤틀림은 형태 및 주변 위치와의 관계를 왜곡시켜, 정확한 기능적 평가에 어려움을 주며 그로 인해 진단 및 치료에 지장을 초래한다. 그러나 이러한 문제점에도 불구하고 대부분의 병원에서는 근본적인 개선안 없이 검사를 시행하고 있는 실정이며, 발과 손 등 부피가 얇고

구조가 복잡한 부위의 자화율 인공물 감소에만 국한되어 연구되고 있을 뿐, 갑상선과 같이 공기가 포함된 구조물의 뒤틀림 개선에 관한 모델 제시나 그에 관한 연구는 전무한 실정이다.

이에 본 연구에는 자기공명신호의 대조도에 영향을 주지 않는 실리콘을 이용하여, 공기와 맞닿은 굴곡진 부분을 보상하여 근본적인 문제인 조직과 공기 간 자화율 차이를 줄임으로, 갑상선의 확산강조영상 검사 시 영상의 뒤틀림을 감소시키고자 하였다.

## 2. 연구방법

### 2.1 연구대상 및 방법

연구대상은 2013년 1월부터 동년 2월까지 정상인 23명을 대상으로 하였다. 연구방법은 피부 바로 아래 위치하여 공기와 인접해 있고, 주변에 후두와 기관이 자리 잡고 있어 뒤틀림이 많이 발생하는 갑상선을 대상으로, 실리콘 적용 전·후 기준영상인 T2 강조영상과 확산강조영상을 획득한 후 확산강조영상의 뒤틀림과 오차율을 비교평가 하였다[Fig. 1].

본 연구에 사용된 실리콘은 인체 조직밀도와 유사하면서 미약한 신호를 내는 규소 원료를 합성한 규소 수지 성분으로, 가로 18.5 cm 세로 7 cm 두께 2 cm의 직사각형으로 제작하였으며, 총 사용량은 200 g 이었다. 또한 여러 번 재사용이 가능하도록 실리콘 베이스에 상온 경화방지제가 첨가되어 있으며, 주성분인 실리콘 베이스는 실리콘 중합체에 폴리디메틸실록산과 실리카 및 실리콘 오일이 혼합되어 있고, 경화방지제는 메틸비닐 실리콘 검과 실리콘 오일이 혼합된 제품으로 밀도는 2.336 g/cm<sup>3</sup>이다[11,12].



[Fig. 1] Thyroid in neck position to applying before and after to using silicone

### 2.2 영상획득 및 기법

영상획득 장비로는 3.0 T 초전도 자기공명영상장치 (Intera Archieva, Philips medical system)와 16 channel SENSE NV 코일을 사용하였다. 사용된 영상변수로는 T2 강조영상의 경우 반복시간(TR) 1769 msec, 에코시간 (TE) 100 msec, FOV(field of view) 250×250 mm, 화소 배열수(matrix) 332×326, 절편두께(slice thickness) 4 mm, 절편간격(slice gap) 0 mm, NEX(number of excitation) 2로 하였으며, 확산강조영상의 경우 반복시간 3000 msec, 에코시간 56 msec, FOV 250×250 mm, 화소 배열수 128×125, 절편두께 4 mm, 절편간격 0 mm, NEX 2로 하여 b-value 0, b-value 800, ADC map을 획득하였다. 영상의 포함범위는 기도에 수직으로 갑상선 결절 (thyroid noduls)을 모두 포함하여 15 절편(slices)씩 얻었 으며, 검사시간(scan time)은 T2 강조영상이 1분 45초, 확산강조영상이 45초였다.

### 2.3 측정 및 분석방법

영상의 뒤틀림은 자장의 불균일(inhomogeneity)에 비교적 영향을 받지 않는 T2 강조영상의 면적을 기준으로 확산강조영상 검사 시 각각 획득한 b-value 0, b-value 800, ADC map의 영상에서 갑상선의 좌엽과 우 엽의 면적을 측정하여 비교 분석하였다. 뒤틀림으로 인 한 오차율은 T2 강조영상의 면적을 기준으로 b-value 0, b-value 800, ADC map의 면적을 NEMA(National Electrical Manufacturers Association)의 distortion 계 산식에 근거하여 산출한 후 비교 분석하였다(식 1).

$$Distortion = \frac{|A - B|}{A} \times 100 \quad (1)$$

A: Thyroid area in T2 weight image

B: Thyroid area in diffusion weight image

통계적 분석방법은 일원배치분산분석(One-way ANOVA, SPSS version 18.0(IBM Co., Armonk, NY, USA))을 이용하여 p값이 0.05보다 작은 경우 유의한 차 이가 있는 것으로 판단하였으며, 실리콘 적용 전·후 기 준영상인 T2 강조영상과 일치하지 않는 영상을 알아보 기 위해 Duncan의 사후분석을 병행하였다.

## 3. 연구결과

### 3.1 연구대상자의 인구사회학적 특성

연구대상자의 인구사회학적 특성은 Table 1과 같이 남성이 17명, 여성이 6명이었고, 평균연령 및 표준편차는 32.17±5.44세(26세-45세)였다.

[Table 1] Socio-demographical variables

Category	Division	Frequency	Percent(%)
Gender	Male	17	73.9
	Female	6	26.1
Age	30 under	9	39.1
	30-39	12	52.2
	40 up	2	8.7

### 3.2 연구대상자의 갑상선 좌엽과 우엽의 뒤틀림

실리콘 적용 전·후에 따른 연구대상자의 갑상선 좌 엽과 우엽의 뒤틀림은 좌엽의 경우 실리콘 적용 후가 적 용 전에 비해 영상의 뒤틀림이 적었고, 우엽의 경우도 좌 엽과 마찬가지로 실리콘 적용 후가 적용 전에 비해 영상 의 뒤틀림이 적었다[Table 2].

[Table 2] Thyroid left and right lobe distortion of subject

Category		Before	After
Left lobe(mm <sup>2</sup> )	T2	208.93±64.56	202.25±58.62
	b0	151.50±63.13	178.63±57.26
	b800	145.39±62.37	169.82±56.45
	ADC	148.74±62.51	176.21±55.00
Right lobe(mm <sup>2</sup> )	T2	248.02±72.69	244.42±66.08
	b0	171.79±62.76	213.64±63.78
	b800	164.08±63.54	204.27±63.80
	ADC	169.82±66.83	213.37±60.06

### 3.3 연구대상자의 갑상선 좌엽과 우엽의 오차율

실리콘 적용 전·후에 따른 연구대상자의 갑상선 좌 엽과 우엽의 오차율은 좌엽과 우엽 모두 실리콘 적용 후 (10% 대)가 적용 전(30% 대)에 비해 오차율이 적었다 [Table 3].

[Table 3] Thyroid left and right lobe error rate of subject

Category		Before	After
Left lobe(%)	b0	29.28±15.27	13.89±11.22
	b800	32.42±14.60	16.79±11.11
	ADC	30.51±15.70	13.23±9.90
Right lobe(%)	b0	31.12±14.32	12.91±10.47
	b800	34.66±14.32	17.08±10.36
	ADC	32.17±16.44	14.04±9.11

### 3.4 실리콘 적용 전·후에 따른 갑상선 좌엽과 우엽의 일원배치 분산분석

뒤틀림 감소를 위한 실리콘 적용 전·후에 따른 갑상선 좌엽과 우엽의 일원배치 분산분석 결과 Table 4와 같이 나타났다. 실리콘을 적용하지 않았을 경우 갑상선의 좌엽과 우엽 모두 통계적으로 유의하여(p<0.05) 기준영상인 T2 강조영상과 적어도 면적이 일치하지 않는 하나 이상의 유의한 측정값이 포함되어 있음을 알 수 있으며, 실리콘을 적용하였을 경우 좌엽과 우엽 모두 통계적으로 유의하지 않아(p>0.05) T2 강조영상과 면적이 일치함을 알 수 있다.

[Table 4] Left and right lobe comparing from thyroid before and after applying silicon. by one way analysis of variance

Category	Sum of Squares	Before	F	sig	Sum of Squares	After	F	sig	
		Mean Square				Mean Square			
Left lobe	Between Groups	63339.30	21113.10	5.295	0.002	13863.10	4621.03	1.430	0.239
	Within Groups	350908.64	3987.60			284395.90	3231.77		
	Total	414247.93				298259.00			
Right lobe	Between Groups	109640.38	36546.79	8.247	0.000	21245.20	7081.74	1.758	0.161
	Within Groups	389658.57	4431.35			354494.70	4028.35		
	Total	499308.95				375739.91			

### 3.5 실리콘 적용 전·후에 따른 갑상선 좌엽과 우엽의 사후분석

각 측정값 중 기준영상인 T2 강조영상과 일치하지 않는 영상을 알아보기 위해 Duncan의 사후분석을 실시한 결과, 실리콘을 적용하지 않았을 경우 좌엽과 우엽 모두 유의수준 0.05에 대한 부집단이, 2개의 집단 간 차이가 존재하여 기준영상인 T2 강조영상과 확산강조영상의 면적이 상이한 차이가 있음을 알 수 있으며, 실리콘을 적용하였을 경우 1개의 부집단만 존재하여 T2 강조영상과 확산강조영상의 면적이 차이가 없음을 알 수 있다[Table 5].

[Table 5] Left and right lobe comparing from thyroid before and after applying silicon. by post analysis

Category	Before		After
	Subset for alpha = 0.05		
	1	2	1
Left lobe	b800	145.39	169.82
	ADC	148.74	176.21
	b0	151.50	178.63
	T2		202.25
		208.93	
	Sig.	0.76	1.00

Right lobe	b800	164.08	204.27
	ADC	169.82	213.37
	b0	171.79	213.64
	T2		244.42
	Sig.	0.72	1.00

## 4. 고찰

확산강조영상은 초고속 자기 공명 영상기법인 EPI 영상기법을 사용한다. EPI 영상기법은 고속으로 신호를 획득하기 위해 주자장의 균일성, 자화율의 변화, 화학적 천이 등에 민감하다[10]. 이러한 특성으로 인하여 EPI 영상은 여러 가지 인공물이 재구성된 영상에서 발생하는데, 물과 공기, 공기와 지방, 물과 지방 등 자화율 차이가 큰 물질의 경계면에서 더욱 현저하게 나타나며, 이는 해부, 병리학적 구조를 불분명하게 하여 병변의 오진을 초래한다[13]. 위와 같은 문제점을 개선하고자 확산강조영상에서 발생하는 뒤틀림과 자화감수성 인공물을 감소시키려는 많은 연구가 있었다.

Heid[14]와 Buonocore 등[15]은 각각 부수적으로 획득

한 navigator echo 신호와 짝수(even)와 홀수(odd)의 신호를 이용하는 선형보정방법을 통해 영상의 뒤틀림을 개선할 수 있다고 하였다. 그러나 선형보정방법은 복잡한 계산식을 바탕으로 한 후처리 과정과 검사시간의 증가, 비선형보정방법에 비해 인공물을 제거하는데 어렵다는 문제점이 있다. 이에 반해 Chung 등[13]은 위상경사자장을 제거한 부수적인 기준정보신호의 위상을 가지고 표본 화점을 보정하는 비선형보정방법으로 개선할 수 있다고 하였으나, 이 또한 검사시간이 증가하고 자화율의 변화에 의한 echo신호의 위상 분산에 의하여 따른 인공물이 발생하는 문제점이 있다.

이러한 문제점으로 인하여 Sohn 등[16]은 고속스핀에코를 기반으로 한 PROPELLER(periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction) 기법을 이용하여 EPI 기법을 이용한 확산강조영상을 대체할 수 있다고 하였으나 검사시간의 증가와 기존의 확산강조영상보다 민감도가 떨어진다는 한계점이 있다. 또한 Van den bergen B 등[17]은 dual RF transmit MRI system을 이용하면 T2 붕괴에 기인한 신호 손실을 줄여 확산강조영상의 뒤틀림을 최소화할 수 있다고 하였으나 이는 고가의 장비 교체 및 업그레이드라는 문제점으로 인해 현실성이 없다.

Yamashita 등[18]은 single-shot과 multi-shot 확산강조영상의 비교를 통하여 multi-shot에서의 유용성을 보고하였으나 이는 매개변수(parameter) 변화에 국한된 연구일 뿐 확산강조영상의 근본적 문제인 자화율 차이에 의한 뒤틀림을 감소시키는 근본적인 개선 방안이라고 할 수 없다.

이에 본 연구에서는 고비용의 장비교체나 소프트웨어 구입, 부수적인 신호획득을 통한 복잡한 후처리 과정, 매개변수의 변화로 인한 민감도 감소, 검사시간의 증가 등의 복잡한 과정 없이 자기공명신호의 대조도에 영향을 주지 않는 실리콘을 이용하여, 공기와 맞닿은 굴곡진 부분을 보상함으로써 조직과 공기간 자화율차이의 보상이라는 근본적인 개선 방안을 통해 영상의 뒤틀림을 감소시키고자 하였다.

연구결과 실리콘 적용 전보다 적용 후가 뒤틀림이 감소된 것을 볼 수 있으며, 오차를 또한 30%대에서 10%대로 감소하는 것을 볼 수 있다. 또한 일원배치분산분석과 Duncan의 사후분석을 통해서도 실리콘 적용 후가 기준영상인 T2 강조영상과 확산강조영상의 면적이 차이가

없음을 알 수 있다.

이는 대다수 기존 연구의 정성적 평가보다 진일보한 방법이며 경사세기를 조절함으로써 영상의 왜곡을 보정할 수 있다는 Zhuang[19]의 연구결과(pre: 73.3±22.7, post: 63.5±19.4)와 비교해도 본 연구가 획기적인 개선 방법이라고 할 수 있다.

본 연구는 실리콘의 두께차이에 따른 뒤틀림의 변화를 측정하지 못했다는 점과 다양한 인체등가물질을 비교하지 못했다는 제한점이 있다.

그러나 국내외적으로 선형 연구가 없고, 적용이 용이하며 저비용 고효율로 영상의 뒤틀림을 줄일 수 있는 방안을 제시하였다는 데에 커다란 의의가 있다.

## References

- [1] National Cancer Information Center, Available From: [http://www.cancer.go.kr/ncic/cics\\_f/01/012/index.html](http://www.cancer.go.kr/ncic/cics_f/01/012/index.html), (accessed Jun, 23, 2013)
- [2] Miyakoshi, A, Dalley, R.W, Anzai, Y, "Magnetic Resonance Imaging of Thyroid Cancer", *Top Magn Reson Imaging*, v.18, n.4, pp.293-302, 2007.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1097/RMR.0b013e318572b76>
- [3] Olivier, T, Dominique G, Rachel M, "Comparison between clinical, ultrasound, CT, MRI and pathology findings in dogs pretested for suspected thyroid carcinoma" : *Veterinary radiology & ultrasound : Vet Radiol Ultrasound*, Associationv.54, no.1, pp.61-70, 2013.
- [4] Ying, Y, Yue, X.H, Tao, X.F, "The diagnostic value of dynamic contrast-enhanced MRI for thyroid tumors", *Eur J Radiol*, v.81, no.11, pp.3313-3318, 2012.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2012.04.029>
- [5] Guan, Y, Xie, B, Yuan, X, Yuan XP, Li, HG, "Diagnosis of thyroid carcinoma by magnetic resonance imaging", *Chin J Cancer*, v.22, no.7, pp.739-744, 2003.
- [6] Mutlu, H, Sivrioglu, A.K, Sonmez, G, Veliglu HO, Basekim CC, Kizikaya E, "Role of apparent diffusion coefficient values and diffusion weighted magnetic resonance imaging in differentiation between benign and malignant thyroid nodules", *Clin Imaging*, v.36, n.1, pp.1-7, 2012.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinimag.2011.04.001>
- [7] Razeq, A. A. K, Sadek, A. G, Kombar. O. R, "Role of apparent diffusion coefficient values in differentiation between malignant and benign solitary thyroid nodules", *AJNR Am J Neuroradiol*. v.29, no.3, pp.563-68, 2003.

DOI: <http://dx.doi.org/10.3174/ajnr.A0849>

[8] Kato. H, Kanematsu. M, Tanaka. O, "Head and neck squamous cell carcinoma : usefulness of diffusion weighted MR imaging in the prediction of a neoadjuvant therapeutic effect", *Eur J Radiol*, v.19, n.1, pp.103-109, 2009.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-008-1108-5>

[9] Schueller-Weidekamm. C, Kaserer. K, Schueller. G, "Can quantitative diffusion weighted mr imaging differentiate benign and malignant cold thyroid nodules? initial results in 25 patients", *AJNR Am J Neuroradiol*, v.30, n.2, pp.417-422, 2009.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.1910230120>

[10] ZH Cho, Ro. YM., "Reduction of Susceptibility Artifact in Gradient-Echo Imaging", *Magn Reson Med*, 23, pp.193, 1992.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.1910230120>

[11] KW Choi, SY 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*, v.13, n.11, pp.5299-5304, 2012.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2012.13.11.5299>

[12] KW Choi, HB Lee, "A study on the reduction on magnetic susceptible artifacts through the usage of silicon", *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*, v.13, n.12, pp.5937-5942, 2012.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2012.13.12.5937>

[13] Chung. J. Y, Han. Y, Park. H, "An analysis and correction method of artifacts in gradient-echo EPI Using spin-echo EPI Reference", *MAGMA*, 2007.

[14] Heid O, "Robust EPI Phase Correction", *J Magn Reson Imaging*, pp.2014, 1997.

[15] Buonocore M. H, Gao L, "Ghost Artifact Reduction for Echo Planar Imaging Using Image Phase Correction", *Magn Reson Med*, v.38, no.1, pp.89-100, 1997.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.1910380114>

[16] Sohn. C.H, Kim .I.S, "PROPELLER(periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction) and EPI Diffusion-weighted MR Imaging at 3.0 T: Pontine Magnetic Susceptibility Artifacts Depend on Pneumatization of the Sphenoid Sinus", *J. korea radiol soc*, v.55, pp.321-326, 2006.

[17] Van den bergem B, Stolk CC, Berg JB, Lagendijk JJ, "ultra fast electromagnetic computations for RF Multi-transmit techniq in hih field MRI", *Phys Med Biol*, no.54, pp.1253-1364, 2009.

[18] Yamashita. K, Yoshiura. T, Hiwatashi. A, Kamano. H, Dashjamts. T, Shibata. S, Tamae. A, Honda. H, "Detection

of middle earcholesteatoma by diffusion weighted mr imaging :multishot echo plan an imaging compared with single shot echo planar imaging", *AJNR Am J Neuroradiol*, v.32, pp.1915-918, 2011.

DOI: <http://dx.doi.org/10.3174/ajnr.A2651>

[19] Zhuang J, Hrabe. J, Kangarlu. A, "Correction of eddy-current distortions in diffusion tensor images using the known directions and strengths of diffusion gradients", *J Magn Reson Imaging*, v.24, no.5, pp.1188-1193, 2006.

DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.20727>

**최 관 우(Kwan-Woo Choi)**

**[정회원]**



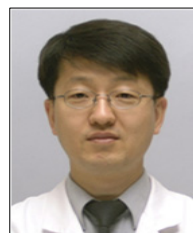
- 2010년 7월 : 고려대학교 의용과학 대학원 의료영상공학과 공학석사
- 2013년 3월 ~ 현재 : 한양대학교 대학원 보건학과 박사과정
- 2001년 2월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과

<관심분야>

자기공명영상학, 보건학, 방사선영상학, 의료영상공학

**서 대 건(Dae-Keon Seo)**

**[정회원]**



- 2004년 2월 : 고려대학교 의용과학 대학원 의료정보기기학과 공학석사
- 2013년 3월 ~ 현재 : 을지대학교 일반대학원 보건학과 박사과정
- 1990년 6월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과

<관심분야>

자기공명영상학, 방사선영상학, 디지털영상학, 보건학

**이 호 범(Ho-Beom Lee)**

[정회원]



- 2008년 2월 : 고려대학교 보건대학 방사선과 졸업
- 2009년 6월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과

<관심분야>  
방사선영상학, 디지털영상학

**한 동 균(Dong-Kyoon Han)**

[정회원]



- 2000년 2월 : 광운대학교 전자물리학과 이학사
- 2003년 8월 : 고려대학교 의료정보기학과 공학석사
- 2009년 2월 : 충북대학교 의학과 의학박사
- 2012년 8월 ~ 현재 : 을지대학교 방사선학과 조교수

<관심분야>  
X-선 영상학, 방사선 의료기기 및 정도관리

**고 희 진(Hee-Jin Goh)**

[정회원]



- 2002년 2월 : 신구대학교 방사선과 졸업
- 2003년 3월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과

<관심분야>  
방사선영상학, 방사선물리학, 방사선계측학

**나 사 라(Sa-Ra Na)**

[정회원]



- 2010년 2월 : 고려대학교 보건과학대학 방사선학과 졸업
- 2014년 3월 ~ 현재 : 한양대학교 대학원 보건학과 석사과정
- 2010년 2월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과

<관심분야>  
자기공명영상학, 방사선영상학, 디지털영상학