

# 자기공명영상장치에서 전자파흡수율 분석

## Analysis of Specific Absorption Rate in Magnetic Resonance Imaging

한재복\*, 홍성훈\*, 최남길\*\*, 성호진\*\*\*

전남대학교 전자컴퓨터공학과\*, 동신대학교 방사선학과\*\*, 조선대학교 원자력공학과\*\*\*

Jae-Bok Han(way2call@naver.com)\*, Seong-Hun Hong(hsh@chonnam.ac.kr)\*,  
Nam-Gil Choi(crs723@hanmail.net)\*\*, Ho-Jin Seong(knightjin@hanmail.net)\*\*\*

### 요약

본 연구는 자기공명영상장치의 특성변수인 숙임각(flip angle), 반복시간(repetition time, TR), 에코시간(echo time, TE)을 사용하여 전자파흡수율(specific absorption rate, SAR)을 알아보고자 하였다. 연구대상은 체중 10 kg부터 90 kg까지를 대상으로 하여 동일한 검사기법을 적용하였고, 매개변수의 변화에 따른 평균 SAR 및 peak SAR 값을 측정하였다. 체중에 따른 SAR는 TE에서 변화는 없지만 숙임각이 커지고 TR이 짧을수록 증가하였다. SAR 값은 두부 허용 기준치 범위에 포함이 되었고 분절별 체중에 따른 영상의 신호 대 잡음비(signal to noise ratio, SNR)는 체중이 증가함에 따라 SNR은 증가하지는 않았다. 본 결과를 바탕으로 적절한 특성변수를 사용하여 다양한 대조도와 SNR을 얻어 진단의 가치를 높일 수 있을 것이다.

■ 중심어 : 자기공명영상장치 | 반복시간 | 전자파흡수율 |

### Abstract

In this paper, we measured specific absorption rate (SAR) using characteristic variables such as flip angle, repetition time (TR) and echo time (TE) at magnetic resonance imaging. The subject was applied to same scan technique from body weight 10 kg to 90 kg, were measured for the average SAR and the peak SAR values according to the change of parameter. SAR with different body weight levels was not seen a significant change at TE but it increased in the larger flip angle and the shorter TR. SAR value was within the limits of human head acceptable standard and SNR in segmental body weights was not proportional to the increase of body weights. In conclusion, this study can be helpful for diagnosis by using appropriate parameters which obtained the various contrast and SNR.

■ keyword : Magnetic Resonance Imaging | Repetition Time | Specific Absorption Rate |

## 1. 서론

자기공명영상장치(magnetic resonance imaging, MRI)는 일반촬영(routine radiography), 전산화 단층 촬영(computed tomography, CT), 초음파(ultrasound), 핵 의학 검사(nuclear medicine) 영상기법에 비교하여 대

조도 분해능(contrast resolution)이 매우 우수하고 밀도 가 비슷한 인체의 연부 조직들까지도 쉽게 식별할 수 있다. 또한 인체의 형태·해부학적인 단면을 원하는 방향에서 비침습적으로 진단할 수 있다는 장점 때문에 의료영상장치로 널리 이용되고 있다[1]. 지금까지 시행된 여러 연구들에서 CT 혈관조영술(computed tomography

angiography, CTA)은 MRA와 비교하여 높은 공간분해능, 혈류에 대한 낮은 의존도, 혈관내외의 정보 제공 등 여러 가지 장점이 있는 것으로 알려져 있다[2][3]. 그러나 전리방사선에 대한 노출없이 비침습적으로 뇌혈관 영상을 얻는 MRA에 대한 영상의 질과 프로토콜 소프트웨어의 비약적인 발전으로 뇌혈관을 평가하는 비율이 증가하고 있다.

MRI 기본원리를 보면, 인체 내의 원자핵은 외부자장에 의해 생성된 순차화 벡터  $M_0$ 가 세차운동을 하는 세차주파수( $\omega_0$ )에 해당하는 공명 주파수( $\omega_2$ )를 인가하면 낮은 에너지 상태의 원자핵이 공명주파수( $\omega_2$ ) 에너지를 흡수하여 높은 에너지 상태가 된다. 즉 외부자장에 대한 세차주파수( $\omega_0$ )와 인가되는 공명주파수( $\omega_2$ )가 일치하여 x축에 대해 새로운 세차주파수( $\omega_1$ )가 생성된다. 또한 주기적인 운동을 하는 전자기파의 특성을 지닌 공명주파수( $\omega_2$ )에 의해서 횡자화가 생성되고 이완의 차이를 이용하여 영상을 획득할 수 있다. 이때 사용되는 공명주파수( $\omega_2$ )는  $10^6 \sim 10^8$  Hz를 사용하는데 이 주파수는 RF (radio frequency) 영역에 속하며 전자기파의 일부분이다[4]. 이러한 전자기파는 전자파흡수율(specific absorption rate, SAR)로 표현되는 RF 에너지 침투율은 생체 시스템과 이 에너지의 상호작용의 정량화로 평가되어진다[5]. 인체의 전자파 흡수 측정 및 해석 방법안은 미국의 연방통신위원회(Federal Communications Commission, FCC)와 유럽전기기술표준화위원회(European Committee for Electrotechnical Standardization, CENELEC) 등에서 제시하고 있다. MRI 장치에서 SAR를 감시할 때는 환자의 몸무게와 선택된 펄스시퀀스 매개변수가 중요하다. SAR가 허용된 수치를 넘지 않도록 감시하기 위해서는 환자의 체중을 올바르게 기록해야 하고 꾸준한 감시가 필요하다. SAR에 영향을 주는 매개변수로는 TR, TE, 숙임각, 수신대역폭(receive bandwidth), 여기화수(number of excitation, NEX), 주파수부호화(frequency encoding) 등이 있다.

이에 본 연구에서는 다양한 특성변수에 따라 진단을 내리는 MRI에서 SAR에 영향을 미치는 특성변수에 따른 TR, TE, 숙임각 등을 변화하여 체중에 따른 인체 두부의 전자파흡수율을 측정하고 영상에 대하여 분석하

고자 하였다.

## II. 실험대상 및 방법

### 1. 검사장비 및 검사대상

검사장비는 MR 영상의 획득을 위해 1.5T MR scanner (Singna HDxt. GE Healthcare, Milwaukee, WI, U.S.A)와 신호 수집 coil은 8 channel head coil을 사용하였다. 온도에 따른 SAR 영향을 최소화하기 위해 MRI실 내부 온도는 27°C로 설정하여 비교하였다. 검사 대상은 체중별로 10 kg부터 90 kg까지를 대상으로 하여 동일한 검사기법에 따른 특성변수의 변화에 대한 평균 SAR 및 peak SAR 값을 측정하였다.

### 2. SAR 측정방법

생물학적 조직 및 생체 RF 전자기장의 상호작용은 많은 변수들과 관계된 복잡한 함수들이다. SAR는 주어진 밀도( $\rho$ )인 체적분( $dv$ ) 내의 질량 증분( $dm$ ) 내에서 소실된 또는 그 질량 증분( $dm$ )에 의해 흡수된 에너지 증분( $dw$ )의 시간 미분으로서 정의된다. 즉 다음의 식 (1)과 같다.

$$SAR = \frac{d}{dt} \left( \frac{dw}{dm} \right) = \frac{d}{dt} \left[ \frac{dw}{\rho(dV)} \right] \quad (1)$$

정현적으로 변화하는 전기장과 SAR의 관계식은 Poynting vector 정리를 사용하면 다음 식들을 사용하여 식 (2)를 계산할 수 있다.

$$SAR = \frac{\sigma}{2\rho} |E_i|^2 \quad (2)$$

여기서  $\sigma$ 는 S/m 단위의 조직 도전율,  $\rho$ 는 kg/m<sup>3</sup> 단위의 조직밀도이고  $E_i$ 는 내부 전자기장 피크 값이다. SAR 단위는 watts per kilogram (W/kg) 또는 miliwatts per gram (mW/g)으로 표현된다[5]. 평균 SAR는 노출된 생체 내에 흡수된 총전력과 그 질량의 비로서 정의되고 국부 SAR는 정의된 단위체적 또는 단위 질량내의 값을 말한다.

### 3. 특성변수에 따른 평가방법

체중에 따른 MRI 영상획득은 3D TOF 기법을 이용하여 특성변수에 대해서 flip angle은 10°, 20°, 30°, 40°, 45°, TR은 24 ms, 30 ms, 40 ms, 50 ms, TE는 3.2 ms, 4.2 ms, 5.2 ms의 변화에 따른 평균 SAR 및 peak SAR 값을 측정하여 평가하였다. 다른 영상 특성변수는 여기횟수(number of acquisitions, NEX)는 1, 화소 배열수(matrix)는 384×182, 관심영역(field of view: FOV)은 240 mm, 대역폭(bandwidth)은 31.25 Hz/Px, slice thickness는 1.2 mm, slap/overlap은 32×3/8 mm, 샘플링 순서는 주과수방향을 앞면과 뒷면을 기준으로 수집하였다. 또한 검사시간의 감소를 위해 평행영상(array spatial sensitivity encoding technique, ASSET)기법을 모두 적용하였고, acceleration factor는 2.0으로 설정하였다.

### 4. 영상에 대한 평가방법

영상평가를 하기 위해 윌리스 동맥륜(circle of Willis)을 구성하는 주요 혈관 중 중대뇌동맥(middle cerebral artery, MCA) 좌·우측, 뇌저동맥(basilar artery, BA), 후대뇌동맥 P1분절(posterior communicating artery - P1 segment), 좌·우측 전대뇌동맥 A1분절(anterior communicating artery - A1 segment) 좌·우측으로 총 7개의 분절로 나누어 3D TOF 기법으로 flip angle은 20°, TR은 24 ms, TE는 3.2 ms의 변화에 SNR(signal to noise ratio)을 평가하였다[그림 1].

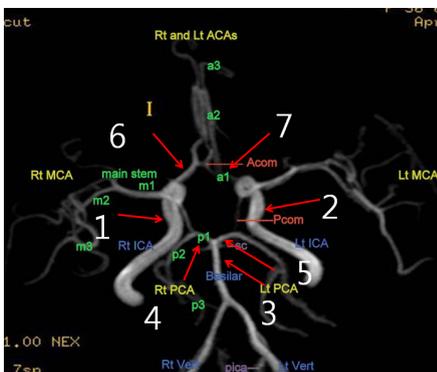


그림 1. 분절별로 구분된 뇌혈관영상

### III. 결 과

체중별 숙임각의 변화에 따른 평균 SAR 값은 40 kg 미만에서는 0.14~0.29 W/kg를 보였지만 80 kg 이상에서는 0.34~0.69 W/kg를 보였다. 숙임각의 변화에서는 10° 증가할수록 약 1.2배씩 증가하여 나타났다[표 1].

표 1. 체중별 숙임각의 변화에 따른 SAR 결과 값

Est SAR Peak SAR	10°	20°	30°	40°	45°
~ 40 kg	0.14 0.28	0.17 0.34	0.20 0.41	0.26 0.52	0.29 0.58
40 kg~ 50 kg	0.24 0.49	0.28 0.57	0.35 0.70	0.44 0.89	0.50 1.00
50 kg~ 60 kg	0.26 0.53	0.31 0.62	0.38 0.76	0.48 0.95	0.54 1.09
60 kg~ 70 kg	0.29 0.57	0.33 0.67	0.41 0.82	0.52 1.04	0.59 1.17
70 kg~ 80 kg	0.32 0.63	0.37 0.74	0.45 0.90	0.57 1.15	0.65 1.29
80 kg~	0.34 0.67	0.39 0.78	0.48 0.97	0.61 1.22	0.69 1.38

체중별 TR의 변화에 따른 평균 SAR 값은 40 kg 미만에서는 0.17~0.08 W/kg를 보였지만 80 kg 이상에서는 0.44~0.19 W/kg를 보였다. TR의 변화에서는 10 ms 증가할수록 약 1.3 배씩 감소 나타났다[표 2]. 그러나 TR의 증가는 각 절편에 RF 펄스를 가한 시간부터 다음 RF펄스를 가하기까지 걸리는 시간으로 인해 촬영시간이 길어지는 단점을 유발한다.

표 2. 체중별 TR의 변화에 따른 SAR 결과 값

Est SAR Peak SAR	24 ms	30 ms	40 ms	50 ms
~ 40kg	0.17 0.34	0.13 0.27	0.10 0.21	0.08 0.16
40 kg~ 50 kg	0.28 0.57	0.23 0.45	0.17 0.34	0.13 0.27
50 kg~ 60 kg	0.31 0.62	0.24 0.49	0.18 0.37	0.15 0.29
60 kg~ 70 kg	0.33 0.67	0.27 0.53	0.20 0.40	0.16 0.32
70 kg~ 80 kg	0.37 0.74	0.29 0.59	0.22 0.44	0.17 0.35
80 kg~	0.44 0.78	0.31 0.62	0.23 0.47	0.19 0.37

체중별 TE의 변화에 따른 평균 SAR 값은 40 kg 미만에서는 0.15 W/kg를 보였지만 80 kg 이상에서는 0.39 W/kg를 보였다. 그러나 RF 펄스를 인가하여 코일에 유도된 신호가 최고점에 이르는 시간이 되는 TE의 변화에 있어서는 3.2 ms~5.2 ms까지 SAR 값은 동일하게 나타났다. 이는 TE의 변화는 SAR 값에 영향을 미치지 않는다고 볼 수 있다. 또한 SAR의 최고치 값은 측정된 SAR 값보다 평균 2 배의 수치를 보였다[표 3].

표 3. 체중별 TE의 변화에 따른 SAR 결과 값

Est SAR Peak SAR	3.2 ms	4.2 ms	5.2 ms
~ 40 kg	0.15 0.31	0.15 0.31	0.15 0.31
40 kg~ 50 kg	0.28 0.58	0.28 0.58	0.28 0.58
50 kg~ 60 kg	0.30 0.61	0.30 0.61	0.30 0.61
60 kg~ 70 kg	0.33 0.67	0.33 0.67	0.33 0.67
70 kg~ 80 kg	0.37 0.74	0.37 0.74	0.37 0.74
80 kg~	0.39 0.78	0.39 0.78	0.39 0.78

표 4. 분절별 체중에 따른 영상의 SNR 결과 값

	~40 kg	40 kg~ 50 kg	60 kg~ 70 kg	70 kg~ 80 kg	80 kg~
BA <sup>1)</sup>	605.29± 112.89.	660.21± 122.68	531.24± 154.14	626.40± 118.64	714.68± 88.16
ACA <sup>2)</sup> Rt	645.06± 135.70	579.80± 152.54	468.31± 108.96	656.15± 136.62	474.23± 94.27
ACA Lt	534.99± 143.35	536.60± 153.77	514.09± 172.49	484.14± 152.92	543.01± 130.06
MCA <sup>3)</sup> Rt	584.47± 158.59	669.75± 135.46	557.10± 168.81	492.73± 51.72	579.93± 154.63
MCA Lt	618.36± 141.38	633.24± 161.33	582.68± 114.50	480.45± 102.14	460.78± 148.04
PCA <sup>4)</sup> Rt	432.62± 99.43	558.06± 158.88	457.00± 96.9	472.49± 41.27	465.66± 139.39
PCA Lt	568.55± 105.01	536.49± 1747.40	455.00± 113.56	453.07± 124.92	507.17± 129.42

<sup>1)</sup>BA: Basilar Artery

<sup>2)</sup>ACA: Anterior Communicating artery

<sup>3)</sup>MCA: Middle Cerebral artery

<sup>4)</sup>PCA: Posterior Communicating artery

영상평가를 하기 위해 총 7개의 분절로 나누어 3D TOF 기법으로 flip angle은 20°, TR은 24 ms, TE는 3.2 ms의 조건을 입력하여 SNR을 측정하였다. 영상의 SNR

값은 뇌기저동맥을 기준으로 40 kg 미만에서는 605.29±112.89, 60 kg~70 kg에서는 531.24±154.14, 80 kg 이상에서는 714.68±88.16을 보였다. 표 1에서 표 3까지의 결과에서 체중의 변화에 따라 SAR 값은 증가하였다. 하지만 분절별 체중에 따른 영상의 SNR은 체중이 증가한다고 하여 SNR이 증가하지는 않았다. 그러나 월리스 동맥류가 분절되는 동맥보다 혈류 유입이 모이는 뇌기저동맥에서 신호가 가장 높게 나타났다[표 4].

#### IV. 고 찰

영상 진단에 사용되는 전리 방사선인 컴퓨터 단층촬영, 핵의학, 방사선 치료학(radiation therapy)등 인체의 피폭 선량을 감소하기 위해 방사선 피폭 기준치 값을 제시 및 연구가 활발히 이루어지고 있다. 이에 비해 전자장을 이용하는 MRI는 인체의 생물학적 측면에 대한 안정성 평가와 연구는 미흡한 상태이다. 전자파와 생체와의 상호작용은 인체에 흡수된 전자파 에너지에 의한 열작용, 전자계에 의해 인체 내에 유도된 전류에 의한 자극작용, 미약한 전자계의 장기간 누적효과에 의한 비열작용, 그리고 전자계에 의해 대전된 물체와의 접촉이나 스파크 방전 등 간접작용에 의한 충격 및 화상으로 대별할 수 있다[6]. 하지만 MRI는 전자파에 대한 노출이 반복적이고 장기간에 걸쳐 이루어지지 않고 일정거리에서 RF 주파수를 보내기 때문에 비열작용이나 접촉에 의한 충격이나 화상은 발생하지 않고 있다. 이번 연구에서 SAR를 측정하기 위한 방법으로 사용한 MRI pulse sequence는 3D TOF MRA 기법을 사용하였다. TOF MRA는 움직임이 없는 조직에서 나오는 신호는 억제하고 혈관 내 움직이는 혈류의 신호만을 나타내어 영상화하는 것이다. T1 강조영상 경사예코기법을 이용하여 영상을 얻고자 할 때, 일정 조직에 짧은 TR과 작은 숙입각을 사용한 경사 예코를 걸어주면 지속적인 RF 플루스들이 가해지는 동안 조직에서 나오는 신호강도는 급속히 감소하여 미약한 신호강도만이 지속되는 포화상태에 이르게 된다. 움직임이 없는 조직은 포화되어 저신호 강도를 보이고 혈관 내에 혈류에 따라 유입되는 새로운 스핀들은 RF 플루스에 노출되어 포화상태

에 도달하지 않게 되어 주변 조직에 비해 고신호 강도를 나타낸다. 그리고 3차원 영상을 얻으므로 높은 신호 대 잡음비(signal to noise ratio, SNR) 및 공간분해능의 영상을 획득할 수 있다는 장점이 있지만, 포화효과에 민감하여 느린 혈류의 혈관이나 두꺼운 영상단면으로 인한 혈류의 포화가 일어나 혈관의 신호강도가 약해지는 단점이 있다[7][8]. 또한 MRI에서 사용되는 gradient echo pulse sequence 영상에 나타나는 자기감수성 인공물(susceptibility artifact)을 줄이기 위해 TE와 FOV를 최소화해야한다. 본 연구에서도 TE는 5.2 ms 이하, 숙입각은 45° 이하를 사용하여 혈류 속도가 빠른 뇌동맥 혈관의 관찰에 용이하도록 설정하였다. 이러한 특성변수로 인하여 신체 조직이 얼마나 많은 전자파를 흡수했는지 측정할 때 사용되는 SAR의 허용기준치를 국내외 허용기준치와 비교하였다. 수치가 낮을수록 인체에 전자파가 덜 흡수됐음을 의미한다. 주요 기관 또는 국가들의 SAR 제한치는 전신 평균은 동일하게 0.4 W/kg을 사용하고 있다. 그러나 두부나 몸통에 관한 국부 SAR는 미국 FCC, 유럽 CENELEC 및 일본 2 W/kg로 기준을 제시하고 있다[9][10]. 그리고 자기공명영상장치를 이용해 환자를 진단 시 국내에서 정한 SAR 허용기준 3.2 W/kg을 사용하고 있다. 본 연구 결과에서도 체중별 숙입각의 변화, 체중별 TR의 변화, 체중별 TE의 변화 모두에서 두부 허용기준치 3.2 W/kg에 포함되었다. 이는 유해한 전자파에 노출이 되지만 허용기준치에 적합하기 때문에 안전하다는 결과를 나타낸다.

이번 연구의 제한점과 보완점은 다음과 같다. 불균일한 자장에 놓여있는 스핀 위상이 RF 에코에 의하여 재위상 되기 때문에 널리 사용되고 있는 고속 스핀에코기법은 SAR 문제 때문에 고자장 영상에서는 제한을 받고 있다[10]. 그래서 경사자계 파형을 이용한 k-space 스캔 방식 중 하나인 TOF-MRA는 SAR 레벨이 다른 펄스 시퀀스보다 낮기 때문에 다른 펄스 시퀀스에 대한 추가적인 비교가 필요할 것이다.

## V. 결론

체중에 따른 두부에 해당하는 국부적인 SAR 값은 허

용기준치 범위에 포함된 수치이며 TE의 변화는 관계가 없지만, 숙입각이 커지고 TR이 짧을수록 SAR는 증가한다. 분절별 체중에 따른 영상의 신호 대 잡음비는 체중이 증가함에 따라 SNR은 증가하지는 않았다. 노출 시간 및 강도 등에 전자파 영향을 받기 때문에 SAR의 허용 기준치 범위에서 적절한 매개변수를 사용하면 다양한 대조도와 신호 대 잡음비 영상을 얻어 진단의 가치를 높일 수 있을 것이다.

## 참고 문헌

- [1] S. J. Go, "Metal Artifact Caused by Magnetic Field Strength and Sequence on T1WI-MRI," J. of Contents Association, Vol.10, No.9, pp.302-308, 2010.
- [2] L. S. Babiars, J. M. Romero, E. K. Murphy, B. Brobeck, P. W. Schaefer, and R. G. Gonzalez, "Contrast enhanced MR angiography is not more accurate than unenhanced 2D time-of-flight MR angiography for determining internal carotid artery stenosis," AJNR Am J Neuroradiol, Vol.30, pp.760-768, 2009.
- [3] J. Alvarez Linera, J. Benito-Len, J. Escibano, J. Campollo, and R. Gesto, "Prospective evaluation of carotid artery stenosis: elliptic centric contrast-enhanced MR angiography and spiral CT angiography compared with digital subtraction angiography," AJNR Am J Neuroradiol, Vol.24, pp.1012-1019, 2003.
- [4] K. S. Lee, H. Sim, J. H. Moon, and J. C. Oh, "Implementation about measurement of the head SAR and variable parameter according to operation control mode in brain MR study with 1.5Tesla," The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers, Vol.4, pp58-60, 2007.
- [5] A. K. Lee, H. D. Choi, and J. S. Kim, "Analysis of SAR in a Human Head for a Cellular Phone,"

Journal of Electromagnetic Engineering and Science, Vol.9, No.6, pp.776-787, 1998.

[6] American National Standard-Safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz, ANSI/IEEE C95.1-1992.

[7] H. Bosmans, G. Marchal, G. Luktio, Time-of-flight MR angiography of the brain: comparison of acquisition techniques in healthy volunteers," Am J Roentgenol, Vol.164, pp.161-167, 1995.

[8] F. R. Korosec and C. A. Mistretta "MR angiography: basic principles and theory," Magn Reson Imaging Clin N am, Vol.6, pp.223-256, 1998.

[9] FCC, OET Bulletin 65, Evaluating Compliance with FCC Guidelines for Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic fields, Edition 97-01, released August 25, 1997.

[10] CENELEC, Considerations for Human Exposure to EMFs from Mobile Telecommunication Equipment (MTE) in the Frequency Range 30 MHz ~ 6 GHz, European Committee for Electrotechnical Standardisation SECRETARIAT SE 211/B WAMTE Fec. 1997.

[11] J. Hennig and K. Scheffler, "Hyperechoes in RARE(TSE, FSE)-sequences," Pro. Intl. Soc. Mag Reson Med, Nol.9. pp.1769, 2001.

• 2009년 ~ 현재 : 동신대학교 방사선학과 교수  
<관심분야> : 객체분할, 의료영상

**홍 성 훈(Seong-Hun Hong)**

정회원



- 1988년 2월 : 영남대학교 전자공학과 공학사
- 1991년 2월 : 한국과학기술원 전기및전자공학과 공학석사
- 1999년 2월 : 한국과학기술원 전기및전자공학과 공학박사

• 2007년 ~ 현재 : 전남대학교 전자컴퓨터공학부 교수  
<관심분야> : 영상부호화, 멀티미디어시스템

**최 남 길(Nam-Gil Choi)**

정회원



- 1989년 8월 : 조선대학교 대학원 화공식품전공(공학석사)
- 2009년 8월 : 동신대학교 대학원 방사선물리학과(이학박사)
- 1980년 ~ 2010년 : 전남대학교 병원 영상의학과

• 2011년 3월 ~ 현재 : 동신대학교 방사선학과 교수  
<관심분야> : 보건통계, 방사선물리

**성 호 진(Ho-Jin Sung)**

정회원



- 2008년 2월 : 전남대학교 물리학과(이학사)
- 2010년 8월 : 전남대학교 물리학과(이학석사)
- 2010년 8월 : 조선대학교 원자력공학과 (박사과정)

• 2007년 7월 ~ 현재 : 전남대학교병원 영상의학과  
<관심분야> : 보건물리, 방사선물리

**저 자 소 개**

**한 재 복(Jae-Bok Han)**

정회원



- 2001년 2월 : 호남대학교 컴퓨터공학과(공학사)
- 2003년 2월 : 전남대학교 전자공학과(공학석사)
- 2007년 ~ 현재 : 전남대학교 전자공학과 박사과정