

## 온도 수치해석 기반 MRI 전자파 노출 분석

## RF Exposure Analysis of an MRI System Based on Thermal Simulation

오석훈 · 홍선의\* · 이해경\* · 최형도\*

Sukhoon Oh · Seon-Eui Hong\* · Ae-Kyoung Lee\* · Hyung-Do Choi\*

## 요약

자기공명영상장치(MRI)의 자기장 세기 증가는 신호대잡음비(SNR) 향상을 통해 고해상도 영상획득과 인체 대사활동 등 영상의 개선을 가져온다. 그러나 자기장 증가에 따라 전자파 노출 수준도 증가하므로, 3 T 이상의 고자기장 MRI에서는 전자파 노출에 대한 특별한 주의가 필요하다. IEC 60601-2-33의 규제를 받는 MRI는 지나치게 보수적인 SAR 기반 규제에 인하여 MRI 시스템 운용의 비효율성이 여러 논문에서 보고되고 있다. 이를 반영하듯, IEC 및 ICNIRP 등의 최신 개정된 내용에 따르면, SAR에 기반한 전자파 노출 수준의 규제는 동일하지만, 온도 관점의 분석적 서술이 급격히 증가하였다. 이는 SAR이 인체의 체온 조절 기전을 고려하지 않아 보수적으로 설정되는 반면, 온도 관점의 분석은 인체의 체온 조절 기전이 기본적으로 존재한다는 가정을 하기 때문이다. 본 연구는 MRI 시스템의 전자파 노출 분석과 이로 인한 온도상승을 분석하기 위해 영장류 수치해석 모델과 1.5 T MRI 시스템 환경에서 온도에 대한 수치해석을 수행하였다. 또한, 체온 상승에 있어서 체온 조절 기전의 주요 요소인 혈류량이 90 % 감소했을 경우, 체온이 39.3°C로 상승하고, CEM43 값이 0.07분인 상황을 수치해석으로 분석하였다.

## Abstract

The increased magnetic field strength in MRI improves the spatial resolution and image quality of the metabolic activity of the human body by increasing the SNR. As the magnetic field increases, the level of RF exposure increases; therefore, extra care should be taken with high-field MRI scans. MRI regulated by IEC 60601-2-33 has been reported in several studies to be inefficient in MRI operation owing to overly conservative SAR-based regulations. The latest revisions to the IEC and ICNIRP show a dramatic increase in the use of temperature-based analytical descriptions. This is mainly because SAR does not consider the thermoregulatory mechanisms of the human body, which makes the SAR exposure levels conservative, whereas temperature-based analyses assume that the thermoregulatory mechanisms of the human body are inherently present. In this study, we synthesized the results of a primate numerical model and thermal simulation in a 1.5 T MRI to analyze the exposure to electromagnetic waves in the MRI and the resulting temperature increase. In addition, we analyzed the results of numerical observations of the impact on body temperature rise when blood flow, a major factor in thermoregulation, was decreased by 90 %, showing a temperature rise of 39.3°C and a CEM43 value of 0.07 min.

Key words: MRI, RF Exposure, SAR, Thermal Damage, Temperature

「본 연구는 과학기술정보통신부 및 정보통신기획평가원의 지원을 받아 수행하였음(2019-0-00102, 복합 전파환경에서의 국민건강 보호 기반 구축) 및 (No. RS-2024-00466966, 전자서비스 진화에 따른 전자파 인체위험성의 체계적 규명).」

한국기초과학지원연구원 바이오이미징중개연구부(Center for Bio-Imaging and Translational Research, Korea Basic Science Institute)

\*한국전자통신연구원 입체통신연구소(Terrestrial & Non-Terrestrial Integrated Telecommunications Research Laboratory, Electronics and Telecommunications Research Institute)

· Manuscript received July 20, 2024 ; Revised July 29, 2024 ; Accepted July 31, 2024. (ID No. 20240720-002S)

· Corresponding Author: Hyung-Do Choi (e-mail: choihd@etri.re.kr)

## I. 서 론

자기공명영상장치(MRI, magnetic resonance imaging)는 방사선 피폭과 인체 내 이온 분리 현상이 없으면서 비관혈적으로 고해상도 영상을 제공하는 주요한 의료영상 진단 장비이다. 컴퓨터단층촬영장치(CT, computed tomography)와 비교하여 영상획득 속도가 상대적으로 느린 단점이 있음에도 불구하고 MRI는 다양한 질환의 정확한 진단에 있어 항상 정점의 지위를 유지하고 있다.

최근까지 대학병원을 중심으로 3 T(tesla)급의 고자기장 MRI의 설치는 전 세계적으로 꾸준히 지속되고 있다. 이러한 자기장 세기의 증가는 무엇보다도 향상된 신호대 잡음비(SNR)를 기반으로 초고해상도 영상을 획득할 수 있거나 고속촬영을 가능하게 한다. 게다가 한정된 설정이지만 2017년 7 T MRI 시스템의 임상적 사용이 허용되었으며, 이를 기반으로 영상의 해상도를 더욱 높일 수 있거나 분자 수준의 변화를 영상화하여 인체 대사활동 연구를 통한 암연구에 더욱 박차를 가할 수 있게 되었다.

MRI 시스템의 전자파 안전성은 주로 IEC 또는 ICNIRP 등의 규제는 받는다<sup>[1][2]</sup>. 그 기준은 인체 전자파흡수율(SAR, specific absorption rate)을 기반으로 매우 엄격하게 규제되고 있다. 모든 MRI 제조사는 IEC 규정에 따라 자체 검증 결과를 제출하고 심사 및 허가를 통하여 비로소 제품을 출시할 수 있다. 아울러, 모든 하나의 MRI 촬영에도 촬영 전을 포함하여 실시간으로 SAR의 수준이 규정을 넘어서지 않는지 모니터링을 수행한다. 촬영 전 다양한 촬영 parameter를 기반으로 SAR을 예측하여 촬영 여부를 자동 판단하며 그것도 모자라서 촬영 중에도 안전한 조건을 초과하지 않는지 실시간 모니터링을 수행한다.

SAR은 결국 인체의 체온 상승의 형태로 발현되며 MRI에서는 SAR 자체가 인체에 위해를 입힐 수 있을 정도로 높은 주파수를 사용하지 않는다. 참고로 MRI에서 사용하는 주파수를 Larmor 주파수라고 하며 주요 촬영 대상인 수소(<sup>1</sup>H)를 기준으로 약 42.57 MHz/T이므로 3 T MRI의 경우 약 128 MHz의 주파수를 사용한다. SAR은 두 가지로 분류된다. 하나는 전자파 에너지가 전달되는 인체 부위에서의 평균 에너지 즉, global SAR이고, 다른 하나는 해당 부위에서 특정 영역에 전자파 에너지가 집중되는

최댓값 형태의 local SAR이다. MRI 제조사는 global SAR을 예측 및 모니터링을 시행한다.

1.5 T 정도에서의 전자파 파장의 길이는 충분히 local SAR을 형성할 수 없을 정도로 길다(약 50 cm). 그러나 3 T에서는 파장의 길이가 절반으로 줄어 약 25 cm 정도이다. 이 길이는 몸통 영역 촬영의 경우 몸통의 폭이 25 cm보다 충분히 길어서 local SAR이 발생할 확률이 높아진다. 따라서, IEC 규정은 3 T MRI 수준에서 local SAR이 발생하더라도 충분히 규제될 수 있는, 즉 매우 보수적인 수준으로 SAR 수준을 지정하고 있다. 결국 모든 MRI 촬영은 안전하게 진행될 수밖에 없으나 이로 인한 MRI 시스템 운용의 비효율성이 발생하여 필요 이상의 긴 촬영 시간을 환자가 참아내야 한다.

효율성을 고려하기 위해서 체내 온도 변화에 대한 실질적 변화를 고려해야 한다. 즉, SAR은 인체의 체온 조절 기전을 고려하고 있지 않으나, 온도는 체온 조절 기전 즉, 혈류량 등의 변화를 고려할 수 있기 때문이다<sup>[3]</sup>. 이와는 별도로 질환에 따라 혈류량의 변화가 발생하기 때문에 전자파 안전성 평가 시 혈류량의 고려는 매우 실질적인 요소라고 할 수 있다<sup>[4][5]</sup>.

본 연구는, 국내 1만여 대의 3 T MRI 보급 대비 월등히 많은 1.5 T MRI 시스템에 대하여 선행적인 연구를 수행하였다. 1.5 T MRI 시스템에서 사용되는 송신용 RF 코일과 영장류 모델을 이용하여 SAR, 온도, 그리고 CEM43(cumulative equivalent minutes at 43°C<sup>[6]</sup>)에 대한 다중물리적 수치해석을 진행하였고 RF 펄스의 눅힘 각도(flip angle) 및 혈류량 변화에 대한 전자파 안전성 관련 분석을 수행하였다.

## II. 다중 물리 수치해석 설정

### 2-1 1.5T MRI 송신용 RF 코일 설계

인체 내 자화벡터( $M_0$ , net magnetization vector)에 RF 에너지를 인가하여 MRI 영상신호를 생성하기 위하여 새장형(BC birdcage) 송신용 RF 코일을 설계했다. 그림 1에 나타낸 BC 코일(지름 650 mm, 길이 480 mm)은 인체 몸통 크기에 RF 에너지를 인가하는 역할을 하며, 그림 2와 같

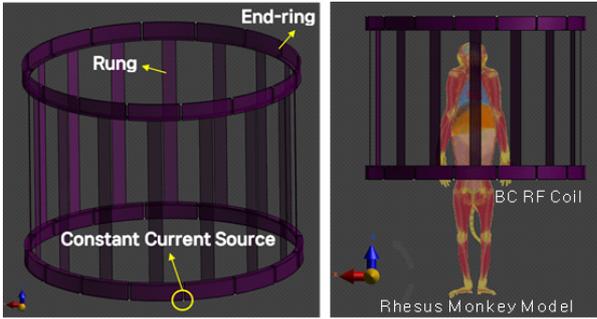


그림 1. 1.5 T MRI용 birdcage 형태의 송신용 RF 코일  
Fig. 1. Transmit birdcage RF coil for 1.5 T MRI system.

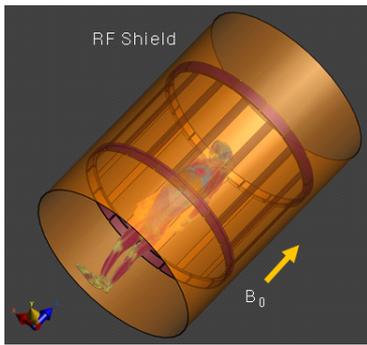


그림 2. RF 전력 집속을 위한 차폐  
Fig. 2. Shielding for concentration of RF power.

이, RF 에너지의 집속을 위하여 RF shield(지름 690 mm, 길이 960 mm)를 설계했다. BC 코일은 신호대잡음비(SNR, signal-to noise ratio) 향상과 낮은 RF 에너지의 인가를 위하여 CP(circularly-polarized)-mode로 구동하였다. CP-mode로 구동하기 위하여 각 end-ring의 rung 사이마다 CCS(constant current source)를 삽입하였다. 이때 CCS의 전류 크기는 MRI에서 사용되는 RF 파워(90° 또는 180° FA, flip angle)에 대한 스케일링 팩터를 적용하였다.

## 2-2 실험 대상 정의와 다중 물리 해석

실험 대상으로 붉은털원숭이 수치해석 모델을 사용했다<sup>[7]</sup>. MRI 시스템에서는 주자기장( $B_0$ )의 방향을 Z축이라고 정의하며 원숭이를 Z축 방향으로 RF 코일과 정렬하였다. 이때 원숭이의 심장이 BC RF 코일의 Z축 방향 중앙에 맞게 정렬하였다. 그림 3에 나타낸 원숭이 모델은 총 49개의 생체조직으로 구성되어 있고 1.5 T 즉, 64 MHz에



그림 3. 붉은털원숭이의 수치해석 모델  
Fig. 3. Numerical models of rhesus monkey.

상응하는 전기 전도도, 상대 유전율을 적용하였으며 온도와 관련된 인자(혈류량 등)도 적용하였다. 수치해석은 Sim4Life 7.4(ZMT Zurich Medtech AG, CH)를 사용하여 진행했으며 voxel 크기는  $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$ 로 구성하였다. 이러한 설정으로 SAR의 수치해석을 진행하였다. 아울러, 생성된 SAR를 최초 열원으로 하여 온도 수치해석을 진행하였다. 온도 수치해석은 PBE(Pennes' bio-heat equation)에 기반하였다<sup>[8]</sup>. PBE는 SAR은 물론 인체의 체온 조절 기전 특히 온도 변화에 대한 혈류량의 변화 등을 변수로써 포함하고 있어 *in-vivo* 열해석에 광범위하게 사용된다. 온도 수치해석은, 최초 열원인 SAR로부터 4,800초 동안 원숭이 전신 온도 변화를 해석했다. 주변 온도는 MRI 촬영실 평균 온도인 20°C, 최초 원숭이 체온은 37°C로 설정하였다. 한편, 온도 수치해석 4,800초 동안 각종 질환 등에 의해서 원숭이 체내의 혈류량이 낮아졌을 경우 체온 변화를 관찰하기 위한 생체조직별 혈류량을 정상 대비 90% 감소한 혈류량일 때의 온도 변화 및 온도상승에 의한 조직의 손상정도(CEM43<sup>[6]</sup>)도 관찰하였다.

## III. SAR 및 온도 수치해석 결과

1.5 T MRI 시스템의 송신용 RF 필드인  $B_1^+$  필드의 분포와 균질성이 확보되었음을 그림 4와 같이 확인하였다.

SAR의 정량적 분석을 위하여 1-g 평균 SAR을 계산하였다(그림 5(a)). 최대 1-g 평균 SAR은 원숭이의 왼쪽 팔과 몸통 부근에서 발생하였다. 이는 팔과 몸통이 전기적으로 연결되어 있지는 않으나 가깝게 위치하여 상호 간 좁은 영역에서 전류밀도가 매우 높게 형성되었고 이것으로 인하여 높은 전기장이 형성된 이유로 분석할 수 있다. 90° FA로 RF 파워를 스케일링 해서 적용한 SAR을 시작

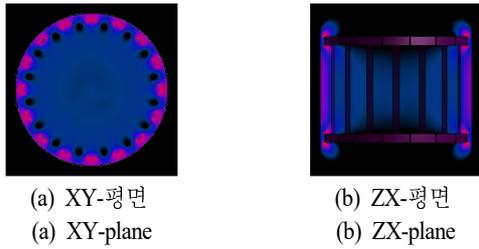


그림 4. BC RF 코일의 B<sub>1</sub><sup>+</sup> 분포  
Fig. 4. B<sub>1</sub><sup>+</sup> distribution of BC RF coil.

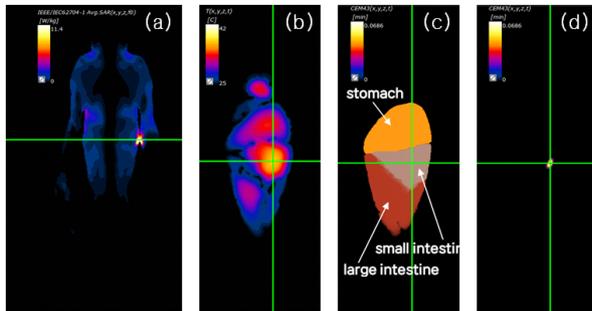


그림 5. 원숭이 모델에 대한 (a) 1 g 평균 SAR, (b) 온도, (c) 주요 조직, (d) 43°C에서 누적 증가 시간  
Fig. 5. (a) 1 g averaged SAR, (b) temperature, (c) primary target tissues, (d) CEM43 of numerical monkey model.

점으로 하여 4,800초 동안 관찰한 온도의 변화는 초기 온도인 36 °C에서 의미 있는 수준으로 상승하지 않았다. 이것은 MRI 촬영에 있어서 빈번하게 사용되는 180° FA로 RF 파워를 스케일링 한 경우에서도 같은 결과를 보여 주었다. 물론 CEM43도 0분을 나타내어 위험한 수준의 열적 dose를 나타내지 않았다.

1.5 T MRI 환경에서 원숭이 체내에서의 온도를 높이기 위한 조건을 구성하기 위하여 다양한 질환 등의 이유로 원숭이 혈류량이 낮아졌을 경우 즉, 정상 대비 90 % 일괄 낮춘 경우에서 온도 수치해석을 수행한 결과, 그림 5(b)와 같이 최대 온도 39.3°C가 소장(small intestine)에서 관찰되었고, 그 상부에 있는 위(stomach), 그 하부에 있는 대장(large intestine)의 순서로 온도의 변화가 관찰되었다(그림 5(c)). 이 경우 원숭이의 체온은 37°C로 시작하여 소장에서 약 2.3°C 상승한 결과인 39.3°C로 관찰되었다. 아울러, 열적 dose를 나타내는 CEM43은 0.07 분 즉, 4.2초 동안 해

당 생체조직의 단백질이 변형될 정도의 위험한 온도에 노출되었음을 알 수 있었으며, 그 위치는 최대 온도를 나타내었던 소장이었다(그림 5(d)).

#### IV. 다중 물리 해석의 분석 및 결론

1.5 T MRI의 특성상, 일반적으로 사용되는 90° FA의 경우 별다른 위험이 관찰되지 않았다. 이는 더욱 강한 RF 파워가 인가되는 180° FA 조건에서도 마찬가지였다.

한편, 정상 대비 모든 생체조직의 혈류량을 90 % 낮춘 경우에서 최대 1 g 평균 SAR이 관찰된, 왼팔과 몸통의 바로 옆에 있는, 소장에서 최대 온도의 변화 및 0이 아닌 CEM43이 관찰되었다. 이는 표 1과 같이 요약하여 분석할 수 있다.

표 1의 괄호는 각 물리량에서 가장 큰 값을 기준으로 normalize 한 결과이다. 이를 바탕으로 분석해 보면, SAR의 경우 왼팔과 몸통 사이에서 가장 높게 관찰되었다. 아울러 최대 SAR이 관찰된 곳과 가장 가까운 생체조직은 위(stomach)였다. 따라서 위에서 가장 높은 SAR이 발현된 것으로 분석할 수 있다. 한편, 혈류량의 정도는 소장이 1 일 때, 대장 0.75, 위 0.45이다. 혈류량은 온도가 높아지는 경우 해당 생체조직의 혈류량을 높여서 열을 낮추려는 기전에서 가장 중요한 요소이다. 정상 혈류량일 경우 상승한 체온에 대하여 적절하게 체온을 분산시킬 수 있었으나, 90 % 수준으로 혈류량을 낮추었을 경우 그 능력이 낮아지므로 주변으로 열을 확산시키는 능력 즉, 체온을 낮추는 데 한계가 있는 것으로 분석할 수 있다. 아울러 소장 주변 생체조직의 혈류량 즉, 위, 대장의 혈류량이 소장 대비 각 45 %, 75 % 수준이다. 이는 소장의 주변에서 위, 대장이 마치 열적 차폐를 하는 상황이라고 볼 수 있다. 이

표 1. 생체조직별 1 g 평균 SAR, 90 % 낮춘 혈류량  
Table 1. 1 g averaged SAR, 90 % decreased blood perfusion rate.

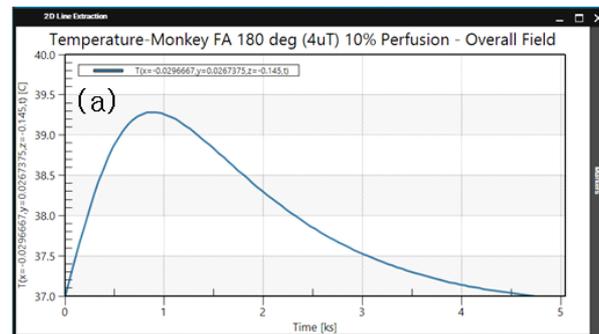
	1 g averaged SAR [W/kg]	Blood perfusion rate. (90 % ↓) [mL/min/kg]
Stomach	0.83 (1.00)	46 (0.45)
Small intestine	0.78 (0.94)	103 (1.00)
Large intestine	0.38 (0.46)	77 (0.75)

것은 그림 5(c)에서도 확인할 수 있듯이 소장을 중심으로 혈류량이 45 %밖에 안 되는 위가 소장을 덮고 있고, 혈류량이 75 %밖에 안 되는 대장이 밑을 받치고 있는 구조이므로 소장에서의 온도는 더욱 상승했을 것이라고 분석할 수 있다. 따라서 1-g 평균 SAR이 위(stomach)에서 가장 높았지만 위에서의 SAR보다 94 % 수준이었던 소장에서 가장 높은 온도가 관찰된 것으로 파악된다.

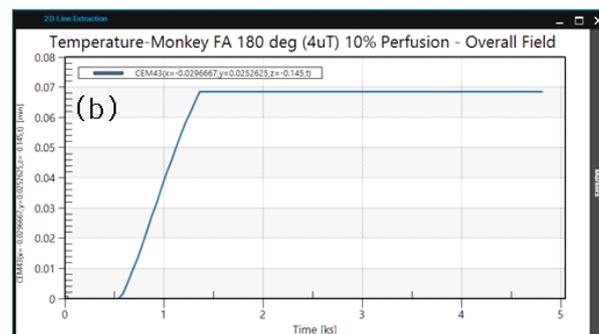
한편 열적 dose를 나타내는 CEM43의 경우 0.07분으로써 약 4.2초에 해당한다. 이것은 상대적으로 짧은 기간이라고 생각할 수 있다. 그러나 CEM43의 정의를 기반으로 생각해 보면, 약 4.2초 동안 해당 생체조직에서 비가역적인 단백질의 변형이 있을 정도의 온도가 약 4.2초 동안 형성되었다는 것을 의미한다. 즉, 해당 생체조직은 약 4.2초 동안의 짧은 시간 동안 높은 온도에 노출되었으며 해당 생체조직의 역할을 상실할 수 있는 위험한 상황이었음을 의미한다. 그림 6은 4,800초 동안 최대 온도 변화를 나타내었던 소장의 위치에서 온도 및 CEM43의 변화를 나타낸다.

그림 6(a)를 보면, 처음 약 1,000초 동안은 지속해서 온도가 상승하다가 그 이후 혈류에 의한 냉각 작용이 발동한 것으로 판단할 수 있다. 그러나 그림 6(b)와 같이 온도의 누적량을 나타내는 CEM43은 온도의 정점의 위치에서 0.07까지 급격하게 상승하고 그 수준을 유지하는 것으로 파악된다. 만일 현재의 조건(180° FA, 혈류량 90 % 감소)보다 더욱 악화된 조건(예를 들어 더 큰 FA 및 혈류량 없음, SAR 매우 높음 등)이라면 그림 6(a)와 같이 1,000초 부근에서 온도가 하강하지 않고 단조증가하는 결과가 나타났을 것으로 예상된다.

본 연구에서는 1.5 T MRI에서 주로 사용되는 BC Tx RF 코일에 원숭이 수치해석 모델을 적용하여 1-g 평균 SAR, 그리고 온도 수치해석을 진행했다. 앞선 분석에서 알 수 있듯이 1.5 T MRI에서는 일반적으로 의미 있는 전자파 노출 또는 열적 손상이 관찰되지 않는다. 질환 등의 다양한 이유로 정상 대비 모든 생체조직 혈류량을 90 % 낮추었을 때 열적 손상이 관찰되었으나 이러한 극한의 상황이 낮은 수준의 확률로 발생할 수는 있겠으나 일반적으로 거의 일어나지 않으리라 예상된다. 아울러, 모든 생체조직이 한 번에 90 % 수준으로 혈류량이 감소하는



(a) 온도 변화  
(a) Temperature changes



(b) CEM43의 변화  
(b) CEM43 changes

그림 6. 180° FA 및 정상 대비 10 %의 혈류량 조건에서 4,800초 동안의 소장(small intestine)에서 온도 변화  
Fig. 6. Small intestine temperature changes for 4,800 sec at 180° FA and 10% blood perfusion rate.

경우는 극히 드물다고 생각하는 것이 타당하다. 그러나 1.5 T MRI보다 2배 강력한 자기장을 사용하는 3.0 T MRI의 경우, 국내는 물론 전 세계적인 보급률 증가가 괄목할 만한 수준으로 높다. 3.0 T는 1.5 T 보다 2배 강력하고 SAR은 자기장 세기 증가분의 제곱에 비례하여 1.5 T 대비 4배 더 높은 SAR이 발현된다. 이렇게 되면 SAR 자체도 그 안전 수준 관리가 더욱 철저하게 이루어져야 한다. 아울러 굳이 180° FA에 해당하는 RF 파워 스케일링, 그리고 정상 대비 90 %씩이나 낮은 혈류량의 경우를 가정하지 않더라도 높은 확률로 열적 손상이 발생할 수 있는 조건이 형성된다. 따라서, 앞으로의 연구는 3.0 T MRI 조건, 더 나아가 2017년부터 미국 FDA에서 제한적 임상 사용이 허가된 7.0 T MRI 조건에서 SAR 및 온도 수치해석

을 진행할 계획이다. 이를 통하여 기존의 SAR에만 의존하여 규제하는 MRI 전자파 안전성 규정에 온도 관점의 규제가 포함될 수 있도록 다양한 기초연구가 수행되어야 할 것이다. 이러한 연구 활동은 성별, 나이, 질환의 유무 등에 따라 다양한 변수가 존재하여 쉽지는 않을 것이다. 그러나 MRI 시스템의 효율적인 운용과 촬영 속도의 개선을 통한 환자의 편의성에도 많은 개선을 가져올 것으로 생각한다.

아울러, 본 온도 수치해석의 결과를 실험적으로 검증 및 정합하는 것 역시 중요하게 거쳐야 할 단계이다. 다만, 실험 대상이 영장류일 경우 실험 개체의 확보, 비용 및 윤리적인 문제 등에 대한 한계로 인하여 생체조직에 대해서는 직접 수행하기 어려운 점이 있다. 이에 대한 검증 및 정합에 대한 선행연구로서 간단한구조의 팬텀을 이용하여 온도 수치해석에 대한 MRI 온도 영상 실험을 비교 검증한 결과를 보고한 바 있다<sup>9)</sup>. 영장류 등 생체조직에 대한 수치해석과 실험 결과의 정합은 생체조직을 구성하고 있는 전자기적 및 열적 변수를 모두 파악하고 있어야 정합의 의미가 있다. 현재로서는, 간단한 팬텀에 관하여 본 연구에서 밝히고 있는 다중 물리 수치해석과 실험 간의 정합 정확도를 높이는 것을 우선 수행하여 방법적 견실도를 높인 다음 생체조직에 대한 실험에 적용되어야 할 것이다.

## References

- [1] *Medical Electrical Equipment - Part 2-33: Particular Requirements for the Safety of Magnetic Resonance Equipment for Medical Diagnosis*, IEC 60601-2-33, Aug. 2022.
- [2] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection [ICNIRP], "Guidelines for limiting exposure to electromagnetic fields(100 kHz to 300 GHz)," *Health Physics*, vol. 118, no. 5, pp. 483-524, May 2020.
- [3] J. E. Hall, M. E. Hall, *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*, Amsterdam, Elsevier, 2020.
- [4] C. G. Swinford, S. L. Risacher, Y. C. Wu, L. G. Apostolova, S. Gao, and P. J. Bice, et al., "Altered cerebral blood flow in older adults with Alzheimer's disease: A systematic review," *Brain Imaging and Behavior*, vol. 17, no. 2, pp. 223-256, Apr. 2023.
- [5] N. Korte, R. Nortley, and D. Attwell, "Cerebral blood flow decrease as an early pathological mechanism in Alzheimer's disease," *Acta Neuropathologica*, vol. 140, no. 6, pp. 793-810, Dec. 2020.
- [6] S. A. Sapareto, W. C. Dewey, "Thermal dose determination in cancer therapy," *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, vol. 10, no. 6, pp. 787-800, Apr. 1984.
- [7] H. D. Choi, A. K. Lee, "Electronics and telecommunication research institute," 2020. Available: <https://www.data.go.kr/data/15074162/fileData.do>
- [8] H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm," *Journal of Applied Physics*, vol. 1, no. 2, pp. 93-122, Aug. 1948.
- [9] S. Oh, Y. C. Ryu, G. Carluccio, C. T. Sica, and C. M. Collins, "Measurement of SAR-induced temperature increase in a phantom and *in vivo* with comparison to numerical simulation," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 71, no. 5, pp. 1923-1931, May 2014.

오 석 훈 [한국기초과학지원연구원/책임연구원]

<https://orcid.org/0000-0002-9625-240X>



1998년 2월: 건국대학교 의학공학과 (공학사)  
2002년 2월: 경희대학교 의료공학과 (공학석사)  
2006년 2월: 경희대학교 의료공학과 (공학박사)  
2016년 7월~현재: 한국기초과학지원연구원

원 바이오이미징중개연구부 책임연구원

[주 관심분야] MRI 전자기장 해석, 전자파 인체 노출 영향 평가 연구

이 애 경 [한국전자통신연구원/책임연구원]

<https://orcid.org/0000-0002-8082-4194>



1990년 2월: 중앙대학교 전자공학과 (공학사)  
1992년 2월: 중앙대학교 전자공학과 (공학석사)  
2003년 8월: 충남대학교 전파공학과(공학박사)  
2007년 8월~2008년 6월: 미국 NIST Radio-

Frequency Fields Group 방문연구원

1992년 1월~현재: 한국전자통신연구원 입체통신연구소 책임연구원

[주 관심분야] 전자파 인체보호기준, 전자파 노출량 평가 등

홍 선 의 [한국전자통신연구원/책임연구원]

<https://orcid.org/0000-0003-4037-1853>



1997년 2월: 충남대학교 전파공학과 (공학사)  
1999년 2월: 충남대학교 전파공학과 (공학석사)  
2017년 8월: 충남대학교 전파공학과(공학박사)  
2017년 8월~현재: 한국전자통신연구원

입체통신연구소 책임연구원

[주 관심분야] 전자파 인체 노출 평가 연구

최 형 도 [한국전자통신연구원/책임연구원]

<https://orcid.org/0000-0003-2652-7524>



1986년 2월: 고려대학교 재료공학과 (공학사)  
1989년 8월: 고려대학교 재료공학과 (공학석사)  
1996년 8월: 고려대학교 재료공학과 (공학박사)  
2004년 6월~2005년 12월: 한국전파진흥

협회 부설 EMC 기술지원센터장

2008년 7월~2009년 7월: SDSU 전기·컴퓨터공학과 방문교수  
2000년 10월~2013년 12월: 한국전자통신연구원 전자파환경연구실장

2014년 1월~2016년 12월: 한국전자통신연구원 전파기술연구부장

1997년 1월~현재: 한국전자통신연구원 전파위성연구본부 책임연구원

[주 관심분야] 전자파 인체 노출 평가, 전자파 인체보호 정책, 전자파 저감 소재 및 부품, 전파기술 등