

고출력 전자기파 노출 환경에서 인체 두부의 온도 변화

Thermal Steady State in an Anatomical Model of the Human Head under High-Power EM Exposure

김 우 태 · 육 종 관

Woo-Tae Kim · Jong-Gwan Yook

요 약

본 논문에서는 지속적인 고출력 전자기파 근접 노출 환경에서 인체 두부에서의 온도 변화를 살펴보았다. 근접 전자기파 발생 장치로 반파장 다이폴 안테나를 사용하고, 안테나의 위치는 귀 옆과 눈 앞 두 종류의 환경을 설정하였다. 이때, 안테나의 주파수는 두 종류의 단일 주파수 835 MHz와 1,800 MHz를 고려하였다. 전자기파 노출에 의한 인체의 전자파 흡수율(Specific Absorption Rate: SAR) 값은 시간 영역 유한 차분법(Finite-Difference Time-Domain: FDTD)으로 계산하였고, 인체에서의 온도 변화는 생체 열 방정식(Bio-Heat Equation: BHE)를 이용해 계산하였다. 또한, 연속적인 고출력 노출 환경에서 인체의 온도 변화를 보다 정확히 예측하기 위해서 온도 조절 기능(thermoregulation)을 고려하였다. 온도 조절 기능을 고려하지 않을 경우에는 최대 온도 상승은 안테나 출력에 비례하는 것을 확인하였다. 반면에, 온도 조절 기능을 고려하면, 피부의 온도가 5 °C 이상 증가한 구간에서는 안테나 출력에 비례하는 특성이 나타나지 않는 것을 확인할 수 있었다. 따라서, 수치 해석 방법으로, 인체 조직에 손상을 일으키는 온도 상승(뇌: 3.5 °C, 피부: 10 °C)을 야기할 수 있는 전자기파 노출 환경을 예측하기 위해서는 온도 조절 기능을 포함한 해석을 수행해야 한다.

Abstract

In this paper, the bio-heat equation including thermoregulatory functions is solved for an anatomically based human head model comprised of 14 tissues to study the thermal implications of high-power exposure to electromagnetic(EM) fields due to half-wave dipole antenna both at 835 and 1,800 MHz. The dipole antenna is located at the side of the ear and the front of the eyes. The FDTD method has been used for the SAR computation. When solving the BHE, the thermoregulation function and sweating effects are included in order to predict more exact temperature increase. It is noted that an approximately proportional relationship between the tissues and the maximum temperature increase and the antenna power is not maintained when the thermoregulation and sweating effects are fully accounted for under high power exposure.

Key words : FDTD, Bio-Heat Equation, SAR, Thermoregulation

I. 서 론

최근 전자 통신 장비의 급격한 발전과 폭넓은 보급은 무선 통신 기기의 사용을 보편화시켰고, 이로 인해, 일상 생활에서의 전자기파에 의한 인체 위해성에 대한 염려가 크게 증가하였다. 이에 따른 다양

「본 연구는 지식경제부의 대학 IT연구센터 지원사업의 연구 결과로 수행되었음(NIPA-2010-(C1090-1021-0005)).」

연세대학교 전기전자공학과(Department of Electrical and Electronics Engineering, Yonsei University)

· 논문 번호 : 20100510-058

· 교신저자 : 육종관(e-mail : jgyook@yonsei.ac.kr)

· 수정완료일자 : 2010년 10월 15일

한 연구 보고서^{[1]~[3]}가 작성되었고, 전자파 흡수율(SAR)을 평가 기준으로 한 ICNIRP의 안전 기준^[3]도 마련되었다. 전자파 흡수가 인체에 미치는 영향은 단기와 장기적 측면에서 평가할 수 있다. 장기적 위해성은 오랜 기간 전자기파 노출 시 인체의 유전적 변이나 생체 질환 발생 가능성을 평가하는 것이고, 단기적 위해성은 인체에 전자기파 에너지가 흡수될 경우, 직접적인 손상이 발생하는 지를 평가하는 것이다. 실제적으로, 전자기파 노출에 의한 장기적 영향을 평가하는 것은 매우 어렵기 때문에, 대부분의 연구는 단기적 영향에 한정해서 실험을 진행한다.

인체에서 발생하는 직접적인 손상이란 전자기파 에너지에 의한 인체에서의 온도 상승이 원인이 될 수 있다. 일례로, 뇌나 안구 같은 특정 조직에서의 온도 상승은 물리적이거나 생리적으로 인체에 심각한 손상을 입힐 수 있다. 뇌에서 3.5 °C 이상의 온도 상승은 뇌에 큰 손상을 유발한다고 알려져 있다^[4]. 안구에 대한 실험 결과를 보면, 안구에서의 3~5 °C의 온도 상승은 백내장 같은 안구 질환을 유발하는 원인이 된다^{[5]~[7]}. 피부의 경우에는 10 °C 이상의 상승은 매우 심각한 손상을 입힌다고 알려져 있다^{[8],[9]}.

따라서, 전자기파에 의한 인체 위해성을 평가하기 위해서는 전자기파 노출에 의한 인체에서의 정확한 온도 변화 예측이 필요하다. 그러나, 전자기파 노출에 의해 인체에 직접적인 손상을 발생시킬 정도의 온도 상승을 유발하기 위해서는 매우 지속적인 고출력의 노출 환경이 필요하다. 이러한 전자기파 노출에 의한 인체에서의 온도 변화를 관찰하기 위한 인체에 직접적인 실험은 매우 위험하고, 어려운 일이기 때문에, 보통 수치 해석 방법이나 동물 실험을 통해 인체에서의 온도 변화를 예측하고 있다^{[10]~[19]}.

수치 해석 방법에 의한 평가 과정은 보통 두 단계로 진행된다. 먼저, 전자기파 노출에 의한 인체의 전자기파 흡수율 SAR 값을 계산하고, 생체 열 방정식(Bio-Heat Equation: BHE)을 이용해 외부 열 에너지 공급원으로 계산된 SAR 값을 적용해 인체에서의 온도 상승을 예측한다^[21]. 생체 열 방정식 BHE는 인체 내의 다양한 열 이동 방법들, 예를 들면, 전도성 이동, 혈류에 의한 이동, 외부 열 흡수 등에 의한 열 이

동에 따른 인체 조직에서의 온도 변화를 수식적으로 모델링한 것이다. 일반적으로 인체의 온도 변화를 예측하기 위한 사전 단계의 전자기파 노출 평가는 시간 영역 유한 차분법(FDTD)^[20]을 이용해 이루어진다.

기존의 연구 결과를 살펴보면, 휴대폰을 비롯한 무선 통신 기기에 의한 전자기파 노출에 대한 평가^{[22]~[31],[37]~[40]}와 함께, 이를 기반으로 인체에서의 온도 변화에 대한 연구가 진행되었다^{[11]~[19]}. 몇 가지 주요 연구 결과를 살펴보면, 참고문헌 [22]에서는 휴대폰의 전자기파 노출에 의한 phantom 내의 SAR 값을 계산한 후, 단순한 형태의 뇌 모델에 적용해 뇌에서의 온도 상승을 예측하였다. Wang과 Fujiwara^{[14],[15]}는 모노폴 안테나의 출력 세기에 따라 인체에서의 온도 상승이 거의 선형적으로 비례하는 것을 보여주었다. Hirata는 전자기파 노출에 의한 안구에서 최대 온도 상승을 주파수와 편파, 입사각에 의한 따른 영향을 특정 주파수 900 MHz, 1.5 GHz, 1.9 GHz에 대해서 조사하였다^[19]. 특히 Bernardi는 인체의 온도 조절 기능(thermoregulation)을 포함한 모델을 적용해 온도 변화를 분석하였다^[12].

본 논문에서는, ETRI¹⁾에서 제작한 인체 두부 모델을 이용해 여러 가지 조건을 통해 인체의 온도 상승에 대해 분석하도록 한다. 이를 위해 FDTD 방법을 이용해 전자기파 노출을 평가하고, 온도 조절 기능을 포함한 BHE를 이용해 인체 두부에서의 온도 변화를 살펴보도록 한다. 이때, 전자기파 노출은 연속적으로 장시간 지속된다고 가정한다. 또한, 다이폴 안테나의 출력 크기에 따른 온도 변화에 대한 분석을 두 가지 주파수 835 MHz와 1,800 MHz에 대해서 수행하였다. 본 논문에는 인체에 대한 실제 측정 결과를 포함하지는 않고 있지만, 모의 실험을 진행하면서, 기존의 연구 결과와 비교를 하였고, 현재 널리 사용되고, 검증된 수치 해석 방법들을 이용했을 때, 고출력 전자기파 환경에서 인체의 온도 변화는 어떤 양상을 갖는지 보여주고자 한다.

II 해석 방법과 인체 두부 모델

2.1 인체 두부 모델과 FDTD 기법

1) Electronics and Telecommunications Research Institute.

본 논문에서 사용한 인체 두부 모델은 ETRI에서 computed tomography(CT) 스캔을 통해 표준 한국인 성인을 선정하여 개발한 것으로 271개의 단면으로 이루어졌고, 해상도는 $1 \times 1 \text{ mm}^3$ 으로 목 부분까지 포함하고 있는 두부 모델이다. 본 인체 두부 모델은 다음과 같은 blood, bone cortical, cartilage, cerebellum, CSF, sclera, fat, gray matter, white matter, lens nucleus, muscle, nerve(spinal chord), skin and tongue의 총 14개의 조직으로 구성되어 있고, 이 모델의 특징은 안구를 피부 눈꺼풀이 덮고 있는 점이다. 본 모델의 안구는 외부 공기에 직접적으로 노출되어 있지 않기 때문에, 안구에 대한 온도 영향으로 복사와 대류 효과를 배제할 수 있다. 본 연구에서 고려한 주파수 835 MHz와 1,800 MHz에 대한 인체 조직의 밀도 ρ , 유전율 ϵ_r , 전도율 σ 은 참고문헌 [1]로부터 데이터를 구했고, 해당 내용을 표 1에 정리하였다.

본 연구에서는 FDTD 방법^[20]이 SAR 계산을 위해 사용되었고, 해석 조건들은 다음과 같다. 인체 두부를 포함하는 전체 계산 영역은 $330 \times 270 \times 270$ 셀로 설

정하였고, 각 셀의 크기는 $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ 이다. 전자기파 발생 장치로, 주파수 835 MHz와 1,800 MHz에서 공진하는 길이 18 cm와 8.35 cm의 반파장 다이폴 안테나를 각기 사용하였다. 이때 다이폴 안테나는 중간 급전을 사용하였고, 출력 크기는 급전점에서의 전류와 전압의 복소곱에 의해 결정하였다. 주파수 835 MHz 다이폴 안테나는 600 mW의 송신 전력이 나타나도록, 1,800 MHz에서는 250 mW가 되도록 하였다. 각각의 송신 전력은 상용 셀룰라 휴대폰과 PCS 휴대폰에서 허용한 최대 출력 전력 크기이다. FDTD 계산 영역은 개공간을 가정하였기에 경계 조건으로 perfect matched layer(PML)^[31]을 사용하였다.

2-2 전자파 흡수를 계산

FDTD 방법을 이용해 단일 주파수에 대한 전자기파 해석이 정상 상태에 도달하면, voxel의 중심점에서의 E_x , E_y , E_z 전자기파를 이용해 voxel의 SAR 값을 다음과 같이 계산하도록 한다.

표 1. 주파수에 따른 인체 조직의 전기 상수와 열상수

Table 1. Electrical parameters of the head's tissues at frequencies of 835 MHz and 1,800 MHz and thermal properties.

Tissues	Parameter		835 MHz		1,800 MHz		Density (kg/m ³)	C	K	A ₀	B ₀
	ϵ_r	σ	ϵ_r	σ							
Air	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
Blood	61.575	1.510	59.372	2.044	1,060	3,900	0	0	0	0	0
Bone cortical	12.517	0.136	11.781	0.275	1,810	1,300	0.4	610	3,400		
Cartilage	42.891	0.754	40.215	1.287	1,100	3,500	0.47	1,600	9,000		
Cerebellum	49.887	1.234	46.114	1.709	1,040	3,700	0.57	7,100	40,000		
CSF	68.785	2.387	67.2	2.924	1,010	4,200	0.62	0	0		
Sclera	55.455	1.143	53.568	1.602	1,170	4,200	0.58	0	0		
Fat	5.4724	0.0495	5.3494	0.078	920	2,500	0.25	300	1,700		
Gray matter	53.056	0.915	50.079	1.391	1,040	3,700	0.57	7,100	40,000		
White matter	39.116	0.571	37.011	0.915	1,040	3,600	0.50	7,100	40,000		
Lens_nucleus	46.697	0.774	45.353	1.147	1,100	3,000	0.4	0	0		
Muscle	55.192	0.921	43.85	1.232	1,040	3,600	0.5	480	2,700		
Nerve(Spinal chord)	32.738	0.557	30.867	0.843	1,040	3,500	0.46	7,100	40,000		
Skin	41.763	0.845	38.872	1.185	1,010	3,500	0.42	1,620	9,100		
Tongue	55.455	0.91236	53.568	1.3713	1,040	3,300	0.42	3,700	13,000		

C: the specific heat of the tissue [J/(kg · °C)], K: the thermal conductivity of the tissue [J/(s · m · °C)], A: the basal metabolic rate [J/(s · m³)], B: the term associated with blood flow [J/(s · °C · m³)].

$$SAR(i, j, k) = \frac{\sigma(i, j, k)}{2\rho(i, j, k)} \left[\frac{|E_x(i, j, k)|^2}{\rho(i, j, k)} + \frac{|E_y(i, j, k)|^2}{\rho(i, j, k)} + \frac{|E_z(i, j, k)|^2}{\rho(i, j, k)} \right] \quad (1)$$

여기서 $E_u(i, j, k)$, $\rho(i, j, k)$, $\sigma(i, j, k)$ 는 각각 $(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z)$ 위치에서의 u -축 방향 전기장의 최대값이고, 인체 조직의 밀도와 전도율이다. 1 g 평균 최대 SAR 값을 계산하기 위해 최대 80 %의 공기 포함을 허용하였고, 자세한 계산 방식은 참고문헌 [32]를 참고하였다.

2-3 Bio-Heat Equation

인체 두부 모델 내의 온도 분포는 생체 열 방정식 (bio-heat equation: BHE)을 이용해 계산한다. 이때 온도 조절 기능(thermoregulation)^{[4],[10],[12]}을 포함하도록 하고, BHE는 다음과 같이 나타낸다.

$$\nabla \cdot (K(\vec{r})\nabla T) + A(\vec{r}, T) + Q_v(\vec{r}) - RL(\vec{r}) - B(\vec{r}, T)(T - T_B) = C(\vec{r})\rho(\vec{r})\frac{\partial T}{\partial t} \quad (W/m^3) \quad (2)$$

식 (2)는 인체 내부 조직의 한 지점 \vec{r} 에서 단위 시간과 단위 용량에 따라 열이 축적되거나 감소하는 정도를 열 용량에 따라 온도가 상승하거나 내려가는 것으로 나타냈다. 여기서 T 와 T_B 는 각각 특정 위치 \vec{r} 에서의 온도와 혈액의 온도를 나타내고, C [J/(kg·°C)]는 조직의 비열(specific heat), ρ [kg/m³]는 조직의 밀도, K [J/(s·m·°C)]는 열전도율, B [J/(s·°C·m³)]는 혈액 흐름에 의한 열 이동, A [J/(s·m³)]는 신진대사에 의한 발생하는 열에너지, RL [J/(s·m³)]는 호흡에 의해 폐에서 소비되는 열에너지이다. 본 연구에서는 몸통을 고려하지 않으므로 식 (2)의 RL 은 고려하지 않도록 한다. 또한, 본 연구에서는 인체 두부 모델만 고려하기 때문에 참고문헌 [4]와 같이 몸 전체 모델을 고려했을 때, 조직과 혈액의 열 교환에 의한 혈액의 온도 변화를 반영하는 것 역시 적합하지 않으므로, 본 연구에서는 혈액의 온도는 36.7 °C로 고정하였고, 피부에서의 경계 조건은 다음과 같이 주어진다^{[4],[12]}.

$$-K(\vec{r})(\nabla T \cdot \hat{n}_0)_s = H(T_s - T_A) + SW(T) \quad (W/m^2) \quad (3)$$

여기서 H , T_s , T_A , SW 각각 대류(convection) 상수, 인체 표면(피부) 온도, 외부 공기 온도, 그리고 땀에 의한 열 손실 상수를 나타낸다. 본 논문에서는 자세한 수식과 설명들은 생략하였지만, 참고문헌 [12]에서 설명한 인체 온도 조절 기능(thermoregulation)을 포함하고 있다. 온도 조절 기능이란 체내 온도를 약 37 °C 정도로 유지하기 위한 인체의 조절 기능으로 만약 인체의 온도 상승이 클 경우, 온도 상승에 따라 혈류 이동 속도의 증가, 피부에서의 혈관 확장, 땀 배출 등을 증가시켜 열 배출을 가속화 하고 반대의 경우 열손실을 막기 위해 열 배출을 최소화 한다^{[21],[33]~[35]}. 온도 조절 기능(thermoregulation)에 관한 자세한 내용과 수식적인 모델링 내용은 참고문헌 [12]에 자세히 기재되어 있다. 식 (2)와 (3)은 인체의 온도 상승이 작은 상황에서는 특별한 인체 온도 조절 기능(thermoregulatory)을 무시할 수 있다. 하지만, 고출력 환경에서는 조직내 온도 상승이 작지 않기 때문에, 인체의 온도 조절 기능을 고려해야 한다.

인체 두부 조직의 온도 상수들은 표 1에 요약하였다. 본 연구에서는 인체 두부 모델의 주변 공기의 온도는 23 °C로 가정하였고, 내부 공기는 36.7 °C로 고정하였다. 이때, BHE의 경계 조건을 적용함에 있어, 내부 조직과 내부 공기 사이의 경계 조건에는 적용하지 않도록 한다. 또한, BHE의 기본적인 경계 조건을 나타내는 피부와 외부 공기 사이의 대류 상수 H 는 8.3 W/m²°C로 고정하도록 한다. BHE의 초기 온도 분포는 위와 같은 조건 하에서 인체 두부에 외부 전자파에 의한 노출이 없는 상황의 정상 상태에서의 온도를 나타낸다.

본 연구에서 땀 배출 효과 등의 온도 조절 기능을 고려하지 않았을 때 두부 모델의 초기 온도 분포는, 피부 조직의 평균 온도는 33.84 °C로 나타났고, 온도 조절 기능을 모두 고려하였을 때는 33.72 °C로 나타났다. 이러한 초기 온도는 참고문헌 [36]의 인체 두부의 피부 온도 34.0 °C와 비슷하게 나타나는 것을 확인할 수 있다. 따라서, 초기 조건으로 가정한 설정들이 문제는 없는 것으로 판단된다.

III. 모의 실험

본 연구에서는 두 종류의 안테나 위치를 고려해,

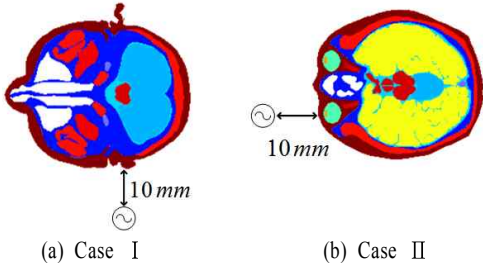


그림 1. 인체 두부 모델의 단면과 다이폴 안테나 위치
Fig. 1. Cross section view of head model and the position of dipole antennas.

다이폴 안테나에 의한 고출력 영향을 평가하였다. 고출력의 전자기와 노출 환경에서 보다 정확한 온도 예측을 위해서 인체의 온도 조절 기능도 함께 고려하였다.

그림 1에 인체 두부 모델의 단면과 다이폴 안테나의 위치를 나타내었고, 다이폴 안테나의 위치에 따라서 각각 Case I과 Case II로 분류하고, 각각의 경우 그림 1(a)와 1(b)에 나타내었다. Case I에서는 반파장 다이폴 안테나를 왼쪽 외이로부터 10 mm 떨어진 곳에 안테나 방향을 수직 방향(그림 단면 기준으로 수직)으로 위치시키고, Case II에서는 반파장 다이폴 안테나의 위치를 수직 방향으로 눈 앞 10 mm 떨어진 곳에 위치시켰다. BHE의 온도 조절 기능 효과를 확인하기 위해서 Case I의 경우 Case I-(a)와 Case I-(b)로 재분류해서 Case I-(a)는 온도 조절 기능을 배제하고, Case I-(b)에서는 온도 조절 기능을 활성화한 상태에서 실험을 수행하였다. Case II의 경우는 온도 조절 기능을 활성화한 조건에 대한 실험만 수

행하였다. 모든 경우에 대해서 두 가지 주파수 835 MHz와 1,800 MHz에 대해 실험을 하였고, 출력은 835 MHz인 경우, 기본 0.6 W를 시작으로 1.2, 2.4, 4.8, 9.6, 19.2, 38.4 W로 2배씩 증가시켜 분석하였고, 1,800 MHz인 경우에는 0.25, 0.5, 1.0, 2.0, 4.0, 8.0, 16.0 W 출력을 고려하였다.

모의 실험 방법의 과정은 그림 2에 간략히 설명하였다. 첫 번째 단계로, 우선 인체 두부에 흡수된 SAR 값을 계산하기 위해 3차원 FDTD 방법을 이용해 전자기와 해석을 수행한다. 그 다음에 주변 공기 온도를 23 °C로 가정하고, SAR 값을 이용해 인체 두부 조직에 흡수된 전자기와 에너지를 BHE에 반영해 전자기파에 의한 인체 온도 변화를 모의 실험한다. 이때, 전자기와 노출 시간은 인체 내에서의 온도 변화가 정상 상태에 도달할 때까지 충분히 지속적으로 유지된다고 가정한다.

다이폴 안테나에 의한 전자기파 출력에서 SAR 값은 평균 1 g SAR 값을 사용하도록 하였고, 공기 포함은 80 %까지 허용하였다^[32]. 표 2에 따르면, 인체 두부에서 최대 SAR 값은 피부 조직에서 발생하였고, 위치는 다이폴 안테나 위치 근처이다. 피부 근처에 소스원이 있으므로 이것은 매우 당연한 현상이다.

모의 실험을 통해, 조직별로 최대 온도 상승이 나타난 지점을 확인한 후, Case I에서 뇌, 피부, 근육, 지방, 뼈, 안구의 6개 조직에서 최대 온도 상승 위치에서 시간에 따른 각각의 온도 변화를 그림 3과 4에 나타내었다. 이때, 다이폴 안테나의 출력은 835 MHz에서 600 mW, 1,800 MHz에서는 250 mW로 설정하

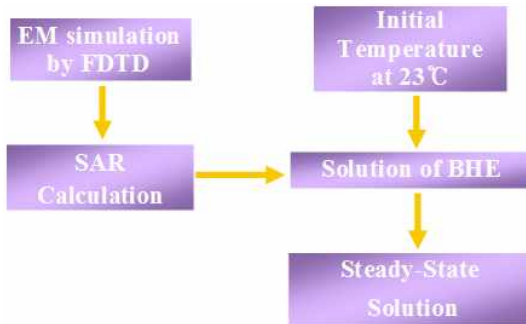
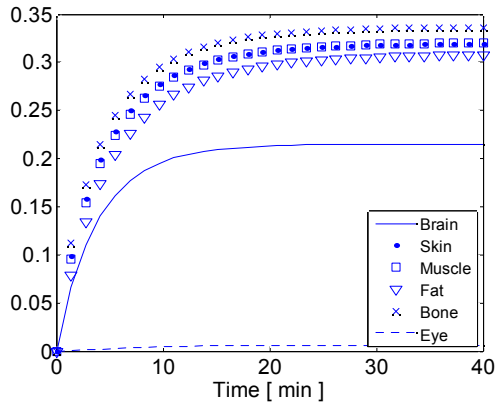


그림 2. 모의 실험 순서도
Fig. 2. Simulation process flow chart of evaluating the temperature increase in the head model.

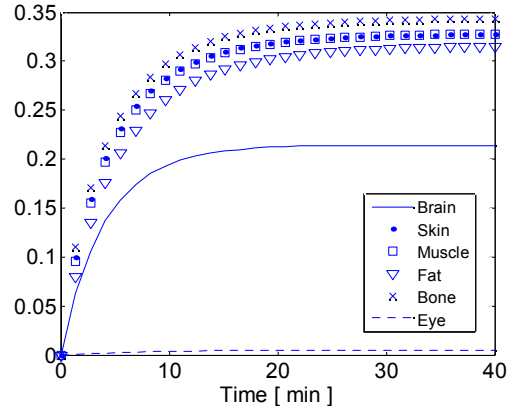
표 2. 최대 1 g 평균 SAR

Table 2. Maximum SAR as averaged over 1 gram of tissue in the head.

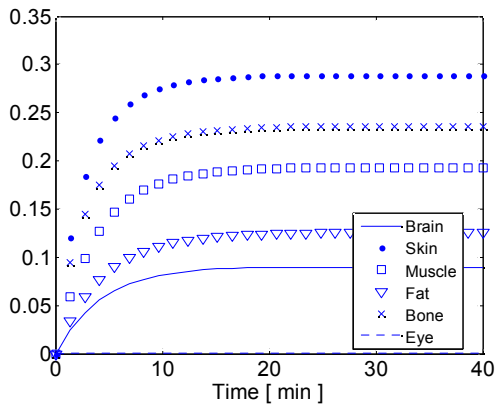
Tissue	Type	835 MHz(600 mW)		1,800 MHz(250 mW)	
		Case I	Case II	Case I	Case II
Brain		2.406	3.176	0.830	1.384
Skin		4.134	6.395	5.973	7.180
Muscle		3.700	4.758	2.446	3.764
Fat		1.725	0.591	1.099	0.062
Bone		3.026	5.079	3.896	4.072
Eye		0.047	5.070	0.003	6.626



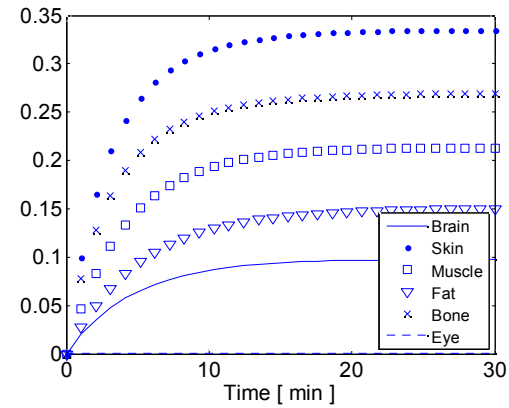
(a) 600 mW, 835 MHz
 (a) At 835 MHz with antenna output power of 600 mW



(a) 600 mW, 835 MHz
 (a) At 835 MHz with antenna output power of 600 mW



(b) 250 mW, 1,800 MHz
 (b) At 1,800 MHz with antenna output power of 250 mW



(b) 250 mW, 1,800 MHz
 (b) At 1,800 MHz with antenna output power of 250 mW

그림 3. Case I-(a)에서 시간 변화에 따른 온도 변화
 Fig. 3. Time evolution of the temperature increase with the thermoregulation functions in Case I-(a).

그림 4. Case I-(b)에서 시간 변화에 따른 온도 변화
 Fig. 4. Time evolution of the temperature increase with the thermoregulation functions in Case I-(b).

였다. 총 14개의 조직 중 6개의 조직을 선택한 이유는, 선택한 6개의 조직이 두부 대부분의 부피를 차지하기 때문이다. 앞서 설명하였듯이, Case I-(a)는 온도 조절 기능을 포함하지 않았고, Case I-(b)는 온도 조절 기능을 포함하였다. 표 3에는 각각의 인체 조직에서 발생한 최대 상승 온도 값을 주파수와 Case I-(a), (b), Case II에 대해 정리하였다. 주파수 835 MHz, 출력 600 mW일 경우, 피부에서는 최대 0.32 °C 정도 상승하는 반면, 뇌에서는 0.21 °C 정도 상승하는 것을 알 수 있다. 1,800 MHz, 250 mW인 경우, 피부와 뇌에서 각각 0.29 °C와 0.09 °C 정도 상승하는 것을 확인할 수 있다. 두 결과를 보면 피부에서

는 두 주파수에서 모두 0.3 °C 정도 비슷하게 상승하는 것을 알 수 있지만, 뇌에서는 서로 차이가 크게 나타나는 것을 확인할 수 있다. 그 원인은 1,800 MHz에서 인체 조직의 전도율이 835 MHz에서 보다 커지기 때문에, 835 MHz에 비해 1,800 MHz에서 전자기파의 침투량이 적어져서 인체 두부 내의 뇌 조직에서 온도 상승이 1,800 MHz에서 적게 나타나는 것으로 판단된다. 표 3에서 skin(average)는 피부 전체의 평균 온도이다.

온도 조절 기능의 효과를 알아보기 위해 Case I-(a)와 I-(b) 결과를 각각 그림 3과 4에 비교하였다. 두 결과를 비교해 보면 최대 온도 상승에 있어서 큰

차이가 발생하지 않는 것을 확인할 수 있다. 그 원인은 현재 다이폴 안테나의 출력 600 mW(@835 MHz)와 250 mW(@1,800 MHz) 상태에서는 인체의 온도 조절 기능 효과가 나타날 만큼 온도 상승이 발생하지 않기 때문이다. 따라서, 온도 조절 기능의 효과를 비교하기 위해서는 다이폴 안테나의 출력을 높여서 분석할 필요가 있다.

그림 5에 안테나의 출력을 높였을 때 온도 조절 기능을 비활성화시(Case I-(a)) 인체 조직에서의 온도 변화를 나타내었다. 온도 조절 기능을 고려하지 않았을 때는 모든 조직의 최대 온도 상승은 안테나 출력에 비례해서 나타났는데, 온도 조절 기능을 활성화

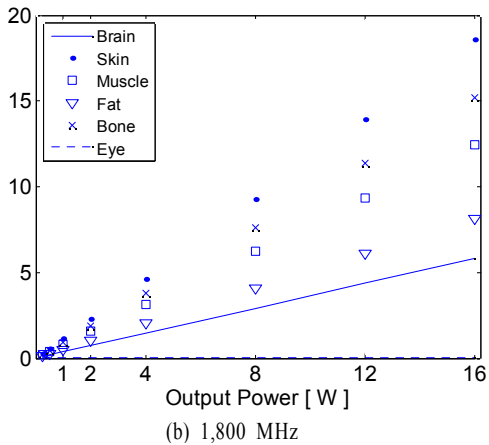
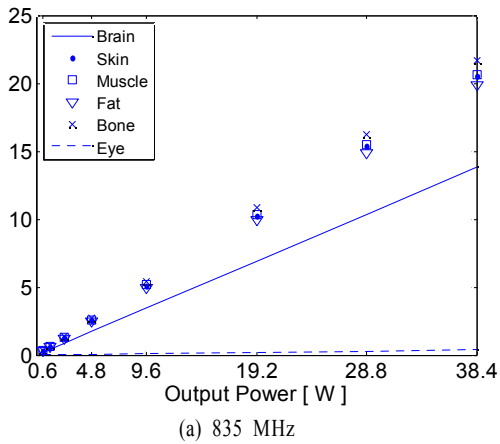


그림 5. Case I-(a)에서 안테나 출력에 따른 최대 상승 온도 변화

Fig. 5. Maximum temperature increase as a function of output power without the thermoregulation effects in Case I-(a).

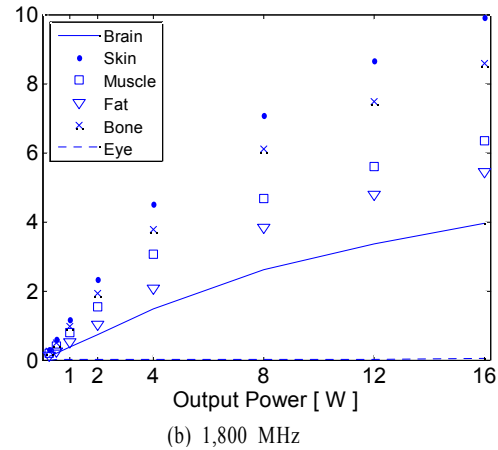
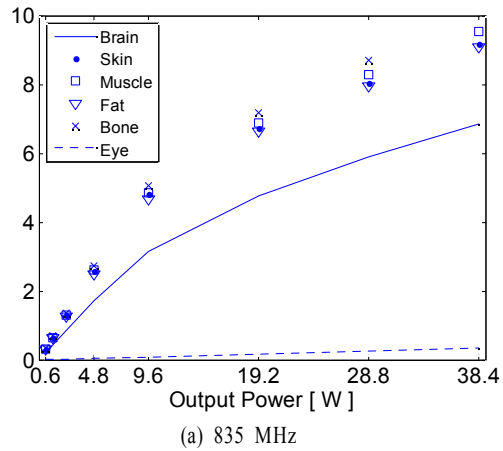


그림 6. Case I-(b)에서 안테나 출력에 따른 최대 상승 온도 변화

Fig. 6. Maximum temperature increase as a function of output power with the thermoregulation effects in Case I-(b).

화하면(Case I-(b)), 그림 6과 같이 비선형 결과가 나타난다.

일반적으로 뇌와 피부 조직에서 손상이 발생하지 않는 최대 온도 상승은 각각 약 3.5 °C와 10 °C 정도로 알려져 있다^{[4],[10]}. 이 정도 온도 상승을 인체내에서 발생시키려면, 고출력 노출 환경을 고려하여야 한다. 높은 온도 상승을 전제하므로, 손상 발생 온도를 유발하는 전자기와 출력 크기를 보다 정확히 예측하기 위해서는 온도 조절 기능을 필수적으로 고려하여야 한다. 온도 조절 기능은 인체가 약 37 °C를 유지하기 위한 중요한 기능이기 때문에, 고출력 환경에서 좀 더 신뢰할 수 있는 결과를 얻기 위해서는

이러한 온도 조절 기능이 필수적으로 고려되어야 한다.

예를 들면, 그림 5에서, 835 MHz 주파수 용 다이폴 안테나에 19.2 W 출력을 고려하였을 때, 온도 조절 기능을 고려하지 않을 경우, 약 피부에서 10 °C 이상의 온도 상승이 나타나는 것을 알 수 있다. 반면에, 그림 6에서와 같이 온도 조절 기능을 고려하면, 19.2 W 두 배 크기인 38.4 W에서도 10 °C 정도만 상승하는 것을 확인할 수 있다. 비슷한 방식으로, 1,800 MHz에서도 8 W에서 10 °C 이상 피부 온도 상승이 나타나지만, 온도 조절 기능을 고려할 경우에는 10 °C 이상 온도 상승은 16 W 이상에서 나타나는 것을 확인할 수 있다. Case I에서 온도 조절 기능 활성화 여부에 따른 뇌와 피부에서의 최대 상승 온도 값을 그림 7에 비교해 보았다.

Case I에서는 대부분의 전파가 안구에 도달하지 않기 때문에, 다른 조직에 비해서 안구에서의 온도 상승이 적게 나타났다. Case I의 모의 실험 환경은 참고문헌^{[11],[17],[19]}에서 나타난 안구에서의 온도 변화를 관찰하기 어려운 경우이다. 따라서, 안구에서의 온도 변화 특성을 좀 더 자세히 살펴보기 위해서 안구 가까이에 다이폴 안테나를 위치시킨 Case II를 고려하였다. 본 연구에서 사용한 인체 두부 모델은 눈꺼풀이 덮인 모델을 사용하였기 때문에, 안구로부터 발생하는 방사와 대류 효과를 배제할 수 있다^[19]. 따라서 안구에서 발생하는 여러 가지 열 전달 효과 중 전도에 의한 열 에너지 변화에 의한 온도 변화만을 고려할 수 있다.

온도 조절 기능을 고려하지 않는 경우 온도 상승은 전자파 노출량에 비례해서 최대 온도 상승이 나타나는 것을 Case I-(a)를 통해서 확인하였기 때문에, Case II의 경우에는 온도 조절 기능을 포함한 해석만을 수행하였다.

주파수 835 MHz에서 600 mW 출력에 대한 각 조직의 온도 변화와 1,800 MHz, 250 mW 출력에 대한 온도 변화를 그림 8에 나타내었다. 표 3에 요약했듯이, 최대 온도 상승은 835 MHz, 600 mW일 때 안구와 뇌에서 각기 0.56 °C, 0.34 °C가 나타났고, 1,800 MHz, 250 mW에서 0.54 °C, 0.22 °C가 나타났다.

혈류에 의한 열 이동은 인체 내부 온도를 유지하

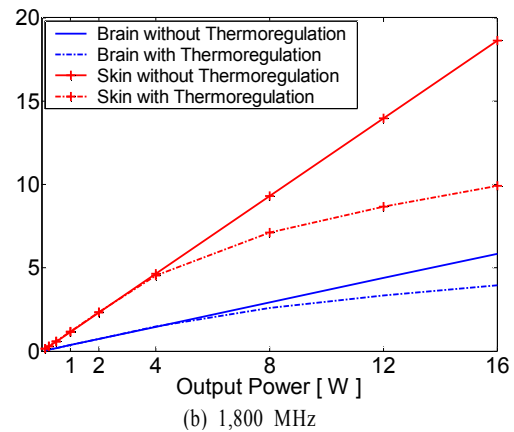
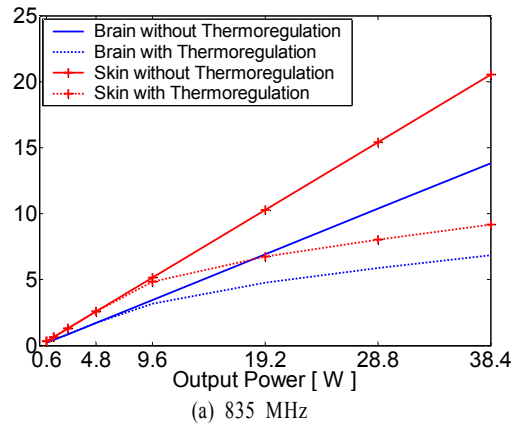


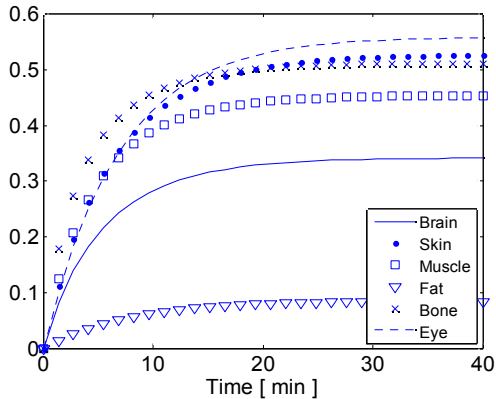
그림 7. Case I-(b)에서 뇌와 피부에서의 안테나 출력에 따른 최대 온도 상승 변화
 Fig. 7. Comparison of the maximum temperature increases in skin and brain according to the thermoregulation functions in Case I-(b).

고, 내부 조직에 축적된 열을 체외로 배출하기 위한 기능 중 가장 중요한 역할을 담당한다. 이러한 기능들에 의해서 이웃하는 서로 다른 조직들의 온도 변화는 비슷한 수준을 보인다. Case II의 경우, 안구를 덮고 있는 피부 주변에서 최대 온도 상승이 나타났다. 현재 사용하고 있는 모델은 앞서 설명하였듯이, 눈꺼풀이 안구를 덮고 있는 형태이다. 따라서, 안구의 온도 변화는 피부의 온도 변화와 비슷하게 나타날 것이라 예상된다. 온도 조절 기능을 배제하였을 때, 그림 9처럼 피부와 안구의 온도 변화는 매우 비슷하게 나타난다. 그러나, 온도 조절 기능을 고려하면, 온도 변화 특성은 확연히 달라지는 것을 확인할

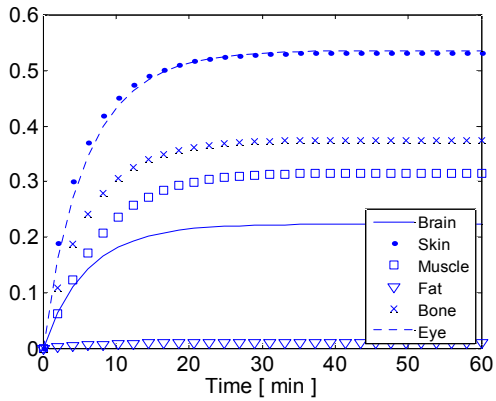
표 3. 인체 두부에서 최대 온도 상승

Table 3. Steady-state maximum temperature rise in each tissue with 600 mW and 250 mW input power at 835 MHz and 1,800 MHz, respectively.

Tissue	835 MHz(600 mW)			1,800 MHz(250 mW)		
	Case I-(a)	Case I-(b)	Case II	Case I-(a)	Case I-(b)	Case II
Brain	0.215	0.214	0.337	0.088	0.093	0.220
Skin	0.319	0.327	0.519	0.288	0.301	0.523
Muscle	0.320	0.328	0.445	0.191	0.195	0.336
Fat	0.308	0.315	0.083	0.123	0.131	0.008
Bone	0.336	0.343	0.502	0.234	0.245	0.369
Eye	0.006	0.005	0.555	0.001	0.000	0.539
Skin(average)	0.014	0.011	0.017	0.005	0.004	0.006

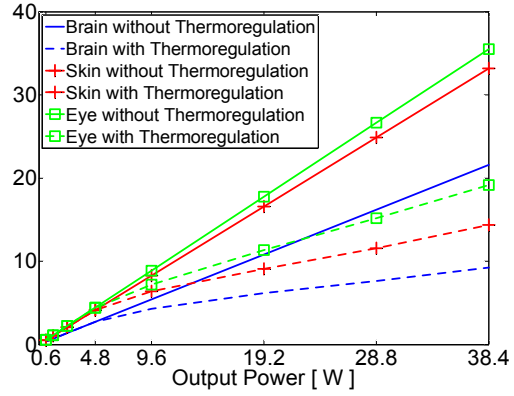


(a) at 835 MHz(600 mW)

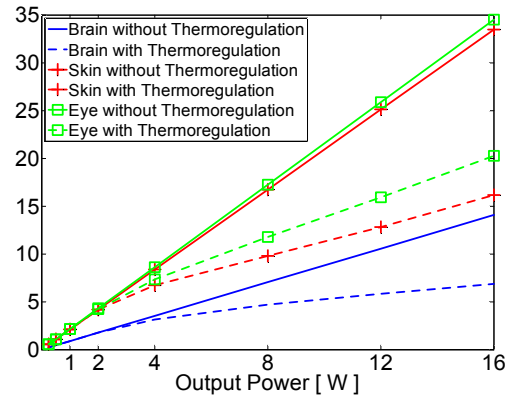


(b) 1,800 MHz(250 mW)

그림 8. Case II에서 시간에 따른 조직의 온도 변화
Fig. 8. Time evolution of the temperature increase with the thermoregulation functions in Case II



(a) at 835 MHz



(b) at 1,800 MHz

그림 9. Case II에서 안테나 출력에 따른 최대 상승 온도 변화

Fig. 9. Temperature variation as a function of time in different tissues considering thermoregulating effects in Case II .

수 있다. 안테나의 출력을 높임에 따라서, 피부와 안구에서 나타나는 최고 상승 온도의 차이가 점차 커지는 것을 볼 수 있다. 그 원인은 안구는 혈류에 의한 열 배출이 불가능하기 때문에, 다른 조직에 비해서 온도 배출이 느리게 나타난다. 이러한 온도 특성 때문에, 일반적으로 안구는 열적으로 고립되어 있다고 한다^[6].

IV. 결 론

인체 두부 모델을 기반으로 835 MHz와 1,800 MHz 다이폴 안테나의 전자기파 노출에 의한 인체 두부의 온도 변화를 살펴보았다. 본 두부 모델은 14 종류의 조직으로 구성되었고, 온도 해석에는 온도

조절 기능을 포함한 bio heat equation을 사용하였다. FDTD 해석을 통해 구한 평균 1 g SAR 값을 이용해, 각 조직의 온도 변화를 살펴보았다. 연속적인 전자기와 노출 상황에서 835 MHz(600 mW), 1,800 MHz(250 mW)일 때 인체 두부 모델에서 최대 온도 상승은 0.34 °C와 0.24 °C로 나타났고, 뇌에서는 각각 0.21 °C와 0.09 °C로 나타났다. 온도 조절 기능을 고려하지 않을 경우에는 최대 온도 상승은 안테나 출력에 비례하는 것을 확인하였다. 반면에, 온도 조절 기능을 고려하면, 피부에서 5 °C 이상 상승한 후로는 비례적인 특성이 나타나지 않는 것을 확인할 수 있다.

따라서, 수치 해석 방법으로, 인체 조직에 손상을 일으키는 온도 상승(뇌: 3.5 °C, 피부: 10 °C)을 야기할 수 있는 전자기와 노출 환경을 예측하기 위해서는 온도 조절 기능을 포함한 해석을 수행해야 한다.

참 고 문 헌

- [1] "Radio-radiation protection guidelines for human exposure to electromagnetic fields", *Telecommun. Technol. council Ministry Posts Telecommun.*, Tokyo, Japan, Deliberation Rep. 89, 1997.
- [2] "Evaluating compliance with FCC guidelines for human exposure to radio frequency electromagnetic fields", *Federal Communications Commission*, Washington, DC, OET Bull. 65, 1997.
- [3] "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields(up to 300 GHz)", *Health Phys.*, vol. 74, pp. 494-522, 1998.
- [4] A. C. Guyton, J. E. Hall, *Textbook of Medical Physiology*, Philadelphia, PA: Saunders, ch. 73, 1996.
- [5] A. W. Guy, J. C. Lin, P. O. Kramer, and A. Emery, "Effect of 2,450-MHz radiation on the rabbit eye", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. MTT-23, pp. 492-498, Jun. 1975.
- [6] B. Appleton, S. E. Hirsch, and P. V. K. Brown, "Investigation of single-exposure microwave ocular effects at 3,000 MHz", *Ann. New York Academy Sci.*, vol. 247, pp. 125-134, 1975.
- [7] P. Kramer, C. Harris, A. F. Emery, and A. W. Guy, "Acute microwave irradiation and cataract formation in rabbits and monkeys", *J. Microwave*, vol. 13, pp. 239-249, 1978.
- [8] D. H. Sliney, B. E. Stuck, "Microwave exposure limits for the eye: Applying infrared laser threshold data", *Radiofrequency Radiation Standards*. New York: Plenum, pp. 79-87, 1994.
- [9] J. D. Hardy, H. G. Wolff, and H. Goodell, *Pain Sensations and Reactions*, Baltimore, MD: Williams & Wilkins, 1952.
- [10] E. R. Adair, B. W. Adams, and G. M. Akel, "Minimal changes in hypothalamic temperature accompany microwave-induced alteration of thermoregulatory behavior", *Bioelectromagn.*, vol. 5, pp. 13-30, 1984.
- [11] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, and E. Piuze, "SAR distribution and temperature increase in an anatomical model of the human eye exposed to the field radiated by the user antenna in a wireless LAN", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 46, no. 12, pp. 2074-2082, Dec. 1998.
- [12] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, and E. Piuze, "Specific absorption rate and temperature elevation in a subject exposed in the far-field of radio-frequency sources operating in the 10~900 MHz range", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-50, pp. 295-304, Mar. 2003.
- [13] O. P. Gandhi, Q.-X. Li, and G. Kang, "Temperature increase for the human head for cellular telephones and for peak SARs prescribed in safety guidelines", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 49, pp. 1607-1613, Sep. 2001.
- [14] J. Wang, T. Joukou, and O. Fujiwara, "Dependence of antenna output power of temperature increase in human head for portable telephones", *Proc. Asia Pacific Microwave Conf. '99*, vol. 2, pp. 481-484, Nov. 1999.
- [15] J. Wang, T. Joukou, and O. Fujiwara, "Dependence of antenna output power of temperature increase in human head exposed to near fields of portable

- telephones", *Trans. Inst. Elect. Eng.*, Japan, vol. 120-C, p. 207, 2000.
- [16] J. Wang, O. Fujiwara, "Comparison and evaluation of electromagnetic absorption characteristics in realistic human head models of adult and children for 900 MHz mobile telephones", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 51, no. 3, pp. 966-971, Mar. 2003.
- [17] A. Hirata, S. Matsuyama, and T. Shiozawa, "Temperature increase in the human eye exposed to EM waves in the frequency range 0.6~6 GHz", *IEEE trans. Electromagn. Compat.*, vol. 42, no. 4, pp. 386-393, Nov. 2000.
- [18] A. Hirata, M. Morita, and T. Shiozawa, "Temperature increase in the human head due to a dipole antenna at microwave frequencies", *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, vol. 45, no. 1, pp. 109-116, Feb. 2003.
- [19] A. Hirata, "Temperature increase in the human eye due to near-field and far-field exposures at 900 MHz, 1.5 GHz, and 1.9 GHz", *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, vol. 47, no. 1, pp. 68-76, Feb. 2005.
- [20] A. Taflove, S. Hagness, *Computational Electrodynamics: The Finite-difference Time-domain Method*, 3rd Ed.(Norwood, MA: Artech House, 2005.
- [21] H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperature in resting forearm", *J. Appl. Physiol.*, vol. 1, pp. 93-122, 1948.
- [22] V. Anderson, K. H. Joyner, "Specific absorption rate levels measured in a phantom head exposed to radio frequency transmissions from analog hand-held mobile phones", *Bioelectromagn.*, vol. 16, pp. 60-69, 1995.
- [23] N. Kuster, Q. Balzano, "Energy absorption mechanism by biological bodies in the near field of dipole antennas above 300 MHz", *IEEE Trans. Veh. Tech.*, vol. 41, pp. 17-23, 1992.
- [24] N. C. Skaropoulos, M. P. Ioannidou, and D. P. Chrissoulidis, "Induced em field in a layered eccentric spheres model of the head: Plane-wave and localized source exposure", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 44, pp. 1963-1973, 1996.
- [25] O. P. Gandhi, G. Lazzi, and C. M. Furse, "Electromagnetic absorption in the human head and neck at 835 and 1,900 MHz", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 44, no. 10, pp. 1884-1897, Oct. 1996.
- [26] P. J. Dimbylow, "FDTD calculation of the SAR for a dipole closely coupled to the head at 900 MHz and 1.9 GHz", *Phys. Med. Biol.*, vol. 38, pp. 361-368, 1993.
- [27] P. J. Dimbylow, S. M. Mann, "SAR calculations in an anatomically-realistic model of the head for mobile communication transceivers at 900 MHz and 1.8 GHz", *Phys. Med. Biol.*, vol. 39, pp. 1537-1553, 1994.
- [28] M. A. Jensen, Y. Rahmat-Samii, "EM interaction of handset antenna and human body interaction", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 44, pp. 1855-1864, Oct. 1996.
- [29] S. Watanabe, M. Taki, T. Nojima, and O. Fujiwara, "Characteristics of the SAR distributions in a head exposed to electromagnetic fields radiated by a hand-held portable radio", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 44, pp. 1874-1883, Oct. 1996.
- [30] M. Okoniewski, M. A. Stuchly, "A study of the handset antenna and human body interaction", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 44, pp. 1855-1864, Oct. 1996.
- [31] J. P. Berenger, "A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic wave", *J. Computat. Phys.*, vol. 114, pp. 185-200, 1994.
- [32] K. Caputa, M. Okoniewski, and M. A. Stuchly, "An algorithm for computations of the power deposition in human tissue", *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, vol. 41, no. 4, pp. 102-107, Aug. 1999.
- [33] D. H. K. Lee, *Handbook of Physiology-Reaction to Environmental Agents*, Ed., Amer. Physiol. Soc., Bethesda, MD, pp. 45-68, 1977.
- [34] W. I. Way, H. Kritikos, and H. Schwan, "Thermo-

regulatory physiological responses in the human body exposed to microwave radiation", *Bioelectromagnetics*, vol. 2, pp. 341-356, 1981.

[35] R. J. Spiegel, "A review of numerical models for predicting the energy deposition and resultant thermal responses of human exposed to electromagnetic fields", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. MTT-32, pp. 730-746, Aug. 1984.

[36] W. F. Ganong, *Rev. Medical Phys.*, 20th Ed, New York: McGraw-Hill, 2002.

[37] 이애경, 김진석, 이광천, 조광윤, "이동통신단말기 안테나 배치에 따른 두부의 전자파 흡수율", *한국전자과학회논문지*, 10(7), pp. 1095-1103,

1999년 12월.

[38] 박민영, 고채욱, 김정란, 백정기, "인체 착용형 휴대 단말기에 대한 노출량 해석 연구", *한국전자과학회논문지*, 17(2), pp. 207-212, 2006년 2월.

[39] 손태호, "휴대폰의 인체 SAR 연구를 위한 실험용 쥐에 대한 전자파 조사전력 설정", *한국정보기술학회 2004년 하계종합학술발표논문집*, pp. 101-105, 2004년 8월.

[40] 이윤경, 백락준, 홍진욱, 육재림, 윤현보, "휴대폰 전자파에 노출된 頭部내 SAR 저감을 위한 전자파 흡수체 적용 방법 연구", *한국전자과학회논문지*, 14(8), pp. 884-890, 2003년 8월.

김 우 태



2001년 8월: 연세대학교 기계전자전자공학부 (공학사)
 2003년 8월: 연세대학교 전기전자공학과 (공학석사)
 2010년 8월: 연세대학교 전기전자공학과 (공학박사)
 2009년 9월~현재: (주) 애니캐스팅

선임연구원

[주 관심분야] 수치 해석, 전자기파 인체 영향, SAR, EMI/EMC 등

육 중 관



1987년 2월: 연세대학교 전자공학과 (공학사)
 1989년 2월: 연세대학교 전자공학과 (공학석사)
 1996년 12월: University of Michigan 전기전자공학과 (공학박사)
 1997년~1998년: University of Michigan, Post-Doctoral Research Fellow

1998년~1999년: Qualcomm Inc., Senior Engineer
 1999년~2000년: 광주과학기술원 정보통신공학과 조교수
 2000년~현재: 연세대학교 전기전자공학과 조/부/교수
 [주 관심분야] 마이크로파 시스템 해석 및 설계, Computational Electromagnetics, RF MEMS, Bio-radar and Sensors, EMI/EMC, 안테나 시스템