

Hyperthermia용 Coaxial-Slot 안테나의 SAR 분석

SAR Analysis on the Coaxial-Slot Antenna for Hyperthermia

신 국 선 · 신 호 섭 · 김 남

Kook-Sun Shin · Ho-Sub Shin · Nam Kim

요 약

고온온열치료(Hyperthermia)용 안테나의 성능은 안테나의 임피던스 매칭과 안테나 주위 조직의 SAR 분포에 의해서 결정된다. 본 논문에서는 FDTD 해석법을 이용하여 coaxial-slot 안테나를 계단형(staircasing)으로 근사화하여 분석하였고, 가열 특성을 개선시킬 수 있는 Hyperthermia용 안테나를 설계하였다. 계단형과 구형(square) 모델로 근사화한 coaxial-slot 안테나에서 간에 유기되는 SAR 값을 분석하였고 두 모델의 SAR 값을 Saito의 측정결과와 비교해 보았으며 그 결과 계단형 모델이 구형 모델 보다 측정결과에 가까운 것을 확인할 수 있었다. 본 논문에서 제안하는 안테나에서 유기되는 SAR 값은 1g 평균 침투치가 195 W/kg으로 Saito가 제안한 안테나의 SAR 값인 152.5 W/kg에 비해 대략 27.9 %도 증가한 값으로 나타났다.

Abstract

Performance of the applicator for hyperthermia is determined by both the degree of impedance matching and specific absorption rate(SAR) distribution in the surrounding tissue. In this paper, the coaxial-slot antenna using staircasing approximation in the FDTD is analyzed and the coaxial-slot antenna for the hyperthermia improving heating characteristics is designed. The SAR of the coaxial-slot antenna approximated to staircasing and square model is analyzed, and the SAR of staircasing model is compared with Saito's SAR measurement and square model. As a result, the SAR of proposed model exhibited agreement with the Saito's measurement of square model. 1g averaged SAR on the liver caused by proposed antenna in this paper is 195 W/kg, and is about 27.9 % higher than the Saito's antenna 152.5 W/kg, respectively.

Key words : Hyperthermia, Coaxial-Slot Antenna, SAR (Specific Absorption Rate)

I. 서 론

고온 온열치료, 즉 hyperthermia란 말은 그리스어 hyper(to raise) + thermia(to heat)에서 유래된 것으로 외부, 내부적인 장치를 사용해 몸에 열을 가하여 열에 의해 암 세포를 손상시키고 종양의 생명유지에 필요한 물질을 제거해 그 생존을 파괴하는 방법이다. 종양을 가열하는 방법에는 다양한 방법들이 제시되고 있으며 그 중에서도 전자파에 의한 가열은

종양의 크기와 위치에 따라 최적 온도분포를 이룰 수 있는 가장 이상적인 가열방법이다¹⁾.

고온 온열치료는 40°C ~ 43.5°C 정도에서 암 조직의 혈관을 파괴하여 고온온열치료의 효율을 높이거나 정상조직에서는 46°C 이상에서만 이 작용이 일어나고 정상인체에서 43°C 이상의 가온은 쉽지 않으므로 이 효과는 암 조직에서 주로 일어나게 된다. 암 조직이 열을 받으면 단백질 변성 또는 열에 의한 신진대사의 장애 등으로 사멸하게 되며 종양의 온도

충북대학교 정보통신공학과(Dept. of Computer and Communication Eng., Chungbuk Nat'l Univ.)

· 논문 번호 : 20020610-067

· 수정완료일자 : 2002년 7월 11일

가 일정온도(약 42.5°C) 이상에서는 사멸율이 급격히 증가한다. 특히 종양은 정상조직보다 혈액의 흐름이 둔하여 열이 계속 축적되지만 정상 조직은 혈액순환으로 냉각이 되기 때문에 종양만 선택적으로 치료할 수 있는 이상적인 암 치료 방법으로 이용되고 있다^{[1],[2]}.

MCT(Microwave Coagulation Therapy)는 주로 간암을 치료하는데 사용되며 가는 마이크로웨이브 안테나를 암 세포에 삽입시키고 안테나에 의해서 제공되는 전자파 에너지가 암세포를 포함해서 응고된 지역을 가열시킨다. hyperthermia 안테나의 전기적 성능은 안테나의 임피던스 매칭과 안테나 주위의 조직 SAR 분포에 의해서 결정된다. 수십 와트의 마이크로웨이브 전력은 치료온도 범위로 조직의 온도를 높이는데 사용되어지기 때문에 임피던스 매칭은 매우 중요하다^{[3],[4]}.

본 논문에서는 FDTD 해석법을 이용하여 coaxial-slot 안테나를 계단형으로 근사화 해서 SAR의 검출과 분석의 내용을 다루었으며, 2.45 GHz에서 동작하는 hyperthermia 안테나를 최적화하여 설계하였다. 구형 모델과 본 논문에서 제안하는 계단형 모델로 근사화한 coaxial-slot 안테나를 분석하고 SAR을 계산하였으며 두 모델의 SAR 값을 Saito의 측정결과와 비교 분석하였다. 또한 틱으로부터 슬롯 중심까지의 거리(L_s)와 슬롯 폭을 변화시키면서 hyperthermia 안테나의 공진 특성을 분석하였고 계단형 모델로 근사화된 안테나에서 간에 유기되는 1g 평균 SAR 침투치를 계산하였다.

II. FDTD 기본 알고리즘

유한차분 시간영역해석법(Finite Difference Time Domain, FDTD)은 유한체적에 걸쳐 Maxwell의 시간 의존 curl 방정식을 이산화하고 매시간 단계마다 유한공간에 대한 반복 진행을 산출하도록 공간 및 시간 속에서 맥스웰 curl 방정식을 이산화 하는 것이다. 따라서 알고리즘은 다른 시간 함수의 선택도 자유로워서 펄스 형태의 입력 신호도 해석이 가능하며 회로주변이나 내부에서의 순간적인 영향뿐 아니라 광대역에 대한 응답을 제공할 수 있다. 또한 광대역의 주파수, 다양한 전자기적 여기방법, 해석

대상체, 환경 그리고 응답위치 등의 용이성이 장점이다. 균질 매질에 대한 맥스웰의 시간영역 미분 방정식을 다음 식에 나타내었다.

$$\mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} = -\nabla \times \vec{E} \quad (1)$$

$$\epsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} = \nabla \times \vec{H} - \sigma \vec{E} \quad (2)$$

FDTD 해석법에서는 식 (1)과 식 (2)의 공간적·시간적인 표본화된 식이 필요하게 되므로 두 식의 전계 및 자계의 x 성분 (E_x, H_x)은 유한 차분 기법에 의해 수치적으로 다음과 같이 근사화 될 수 있다^[5].

$$\begin{aligned} & \frac{\mu \left[H_x^{n+\frac{1}{2}}(i, j+\frac{1}{2}, k+\frac{1}{2}) - H_x^{n-\frac{1}{2}}(i, j+\frac{1}{2}, k+\frac{1}{2}) \right]}{\delta t} \\ &= \frac{E_z^n(i, j+1, k+\frac{1}{2}) - E_z^n(i, j, k+\frac{1}{2})}{\delta y} \\ & \quad - \frac{E_y^n(i, j+\frac{1}{2}, k+1) - E_y^n(i, j+\frac{1}{2}, k)}{\delta z} \\ & \quad - \frac{\epsilon \left[E_x^n(i+\frac{1}{2}, j, k) - E_x^{n-1}(i+\frac{1}{2}, j, k) \right]}{\delta t} \\ & \quad + J_x^{n-\frac{1}{2}}(i+\frac{1}{2}, j, k) \\ &= \frac{H_z^{n-\frac{1}{2}}(i+\frac{1}{2}, j+\frac{1}{2}, k) - H_z^{n-\frac{1}{2}}(i+\frac{1}{2}, j-\frac{1}{2}, k)}{\delta y} \\ & \quad - \frac{H_y^{n-\frac{1}{2}}(i+\frac{1}{2}, j, k+\frac{1}{2}) - H_y^{n-\frac{1}{2}}(i+\frac{1}{2}, j, k-\frac{1}{2})}{\delta z} \end{aligned} \quad (3)$$

여기서 i, j, k 는 Yee의 셀 내에 물질이 위치할 상대적인 위치를 나타낸 것이다. FDTD 계산의 기본단위를 이루는 한 셀은 직육면체의 각 변이 1/2로 나누어져 전계와 자계를 계산하는 참조점이 서로 다른 것을 알 수 있다. 이와 같은 방식은 한 시간 간격마다 계산이 이루어지며 전체 공간에 대하여 curl 방정식의 주회적분을 가능하게 하는 leap-frog 방법이다^{[5]-[7]}.

유한차분 시간영역법에 의해 계산된 시간영역의 계산값에 Fourier변환을 함으로써 주파수영역의 응답 값이 계산될 수 있다. coaxial-slot 안테나는 1포트 회로이므로 반사손실계수 S_{11} 은 다음과 같다.

$$S_{11} = \frac{F[V_1^{ref}(\theta)]}{F[V_1^{incl}(\theta)]} \quad (5)$$

FDTD의 기본 알고리즘으로는 육면체의 셀을 가

정하므로, 사각형 구조가 아닌 삼각형이나 원형의 구조를 가진 모델에 대해서는 시뮬레이션을 하는 것이 매우 복잡하다. 본 논문에서는 coaxial-slot 안테나를 FDTD 해석방법으로 해석하기 위하여 비균일(nonuniform) 그리드와 계단형 근사법을 사용하여 해석하였다. 그러나 계단형 근사법에서는 일반적으로 계단형 근사 오차(staircasing error)가 발생하게 된다^[8].

III. Coaxial-slot 안테나의 모델링 및 설계

3-1 Coaxial-slot 안테나 기본 구조

그림 1은 삽입식 coaxial-slot 안테나의 기본적인 구조를 나타내며 표 1은 안테나의 설계 파라미터와 Saito가 제안한 크기를 나타낸다^[9]. 여기서 d_b 는 안테나의 지름, d_c 는 catheter의 지름, t_c 는 catheter의 두께, L_b 는 팁으로부터 슬롯의 중심까지의 거리, W_{sl} 은 슬롯의 폭, 그리고 D_i 는 인체에 삽입되는 깊이를 나타낸다. 마지막으로 슬롯의 폭이 1 mm인 단일 슬롯 안테나를 고려하였고 L_b 는 5 mm로 맞추었다. 케이블의 내부 유전율은 2.03, catheter의 유전율은 2.6이며 안테나의 팁은 단락회로이고 슬롯은 외부도체를 잘라서 만들었다. MCT 안테나는 삽입식이기 때문에 지름이 얇은 케이블을 사용하였으며 catheter는 응고된 조직이 MCT 안테나에 들러붙기

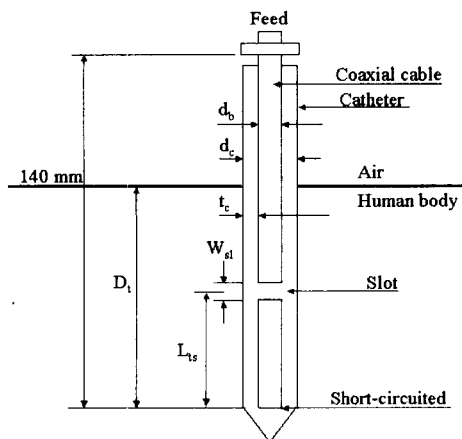


그림 1. Coaxial-slot 안테나의 기본 구조
Fig. 1. Basic structure of the coaxial-slot antenna.

표 1. 기본적인 coaxial-slot 안테나의 크기

Table 1. Dimensions of the coaxial-slot antenna.

d_b (안테나의 지름)	1.19 mm
d_c (catheter의 외부 지름)	1.79 mm
t_c (catheter의 두께)	0.30 mm
L_b (팁으로부터 슬롯의 중심까지의 길이)	5.00 mm
W_{sl} (슬롯의 폭)	1.00 mm

때문에 이를 방지하기 위해서 사용한다^{[9],[10]}.

3-2 구형(square)과 계단형(staircasing) 모델

FDTD해석 방법에서 기본적인 단위 격자는 사각형 구조를 갖는다. 이와 같은 이유 때문에 본 논문에서는 coaxial-slot 안테나를 FDTD 방법으로 해석하기 위해서 Saito가 제안한 그림 2와 같은 구형 모델로 근사화 하는 방법과 본 논문에서 제안하는 그림 3 같은 계단형 모델로 근사화 하는 방법을 이용하였다. 그림 2는 coaxial-slot 안테나의 구형 모델을 나타내었으며 그림 3은 계단형 모델을 나타내며, coaxial-slot 안테나의 원형 부분을 정확하게 해석하기 위하여 한 셀의 크기를 최대로 작게 해 계단형

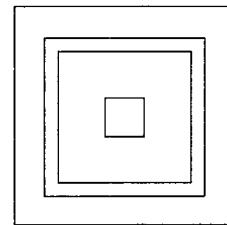


그림 2. 구형 모델
Fig. 2. Square model.

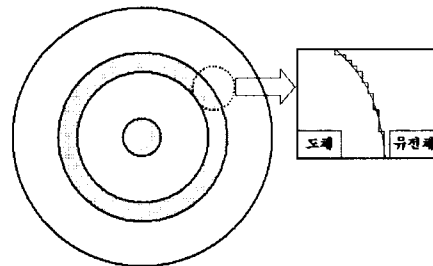


그림 3. 계단형(staircasing) 모델
Fig. 3. Staircasing model.

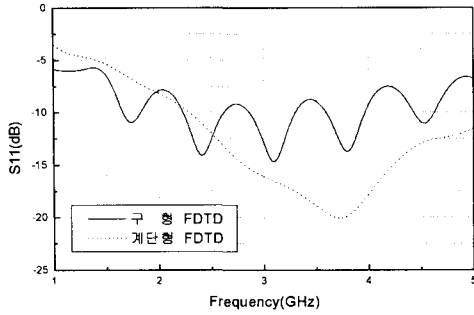


그림 4. 구형과 계단형 모델의 공진 주파수
Fig. 4. Resonance frequencies of the square model and staircasing model.

모델을 사용하여 전체 구조를 해석하였다. 구형 모델에서 catheter의 지름은 1.8 mm, 외부도체의 지름은 1.2 mm, 유전체의 지름은 1 mm, 내부 도체의 지름은 0.2 mm로 실제 안테나에 가깝게 근사화 하였다. 계단형 모델에서 catheter의 지름은 1.79 mm, 외부도체의 지름은 1.19 mm, 유전체의 지름은 0.94 mm, 내부 도체의 지름은 0.29 mm로 실제 크기와 같은 크기로 해석하였다. 그림 2에서 가장 작은 셀 크기는 $\Delta x=0.1$ mm, $\Delta y=0.1$ mm, $\Delta z=1$ mm로 하였고 그림 3에서 가장 작은 셀 크기는 $\Delta x=0.04$ mm, $\Delta y=0.04$ mm, $\Delta z=0.5$ mm로 하였다. 계산 영역을 한정시키기 위해 외부방사 경계조건으로 PML(Perfect Matched Layer) 흡수경계조건을 적용하였다.

Coaxial-slot 안테나와 인체 조직과의 임피던스 매칭의 정도를 알기 위해서 안테나의 반사손실값을 구하였다. 그림 4는 Saito가 제안한 파라미터로 분석한 구형과 계단형 모델로 근사화된 coaxial-slot 안테나의 반사손실값을 비교하였으며 안테나의 공진 주파수는 2.45 GHz이다. 하지만 Saito가 제안한 안테나 계단형으로 근사화 하면 2.45 GHz에서 반사손실값이 적으나 공진 주파수 3.8 GHz에서 공진이 일어난다는 것을 알 수 있었다.

3-3 Coaxial-slot 안테나 설계

Hyperthermia 안테나의 전기적 성능은 안테나의 임피던스 매칭과 안테나 주위 조직의 SAR 분포에 의해서 결정된다. 안테나와 조직의 임피던스 매칭은

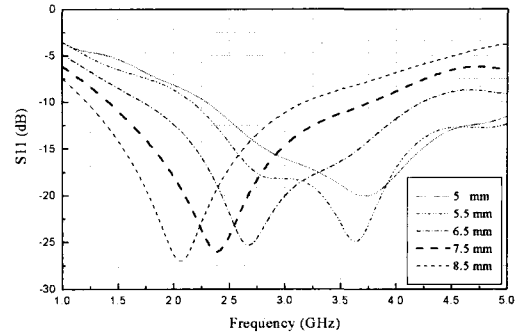


그림 5. L_{st} 의 변화에 따른 안테나 특성($W_{st}=1$ mm)
Fig. 5. Antenna characteristics according to L_{st} ($W_{st}=1$ mm).

Hyperthermia 안테나의 가열 특성에 큰 영향을 주기 때문에 최적의 안테나를 설계하기 위하여 안테나의 지름, catheter의 지름, catheter의 두께, 그리고 인체에 삽입되는 깊이를 고정시키고 팁으로부터 슬롯의 중심까지의 거리(L_{st})와 슬롯의 폭을 변화시키면서 공진 주파수의 변화를 살펴보았다. 인체에 삽입되는 안테나의 깊이는 안테나 성능에 영향을 주지 않기 때문에 안테나 설계에 고려하지 않았다. 그림 5에서는 슬롯의 폭을 1 mm로 고정시키고, L_{st} 의 길이를 변화시키면서 공진 주파수의 변화를 살펴보았고, L_{st} 의 크기가 커질수록 공진 주파수가 낮아지면서 반사손실값이 작아짐을 알 수 있다.

그림 6은 팁으로부터 슬롯 중심까지의 거리를 7.5 mm로 고정시키고 슬롯 폭의 길이에 따른 공진

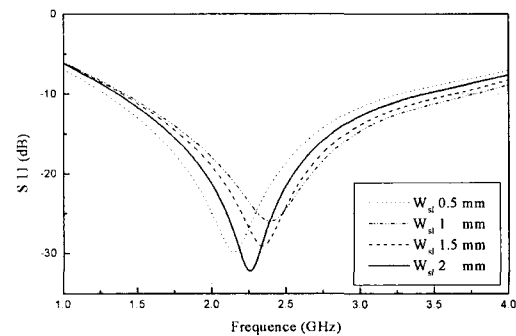


그림 6. W_{st} 의 변화에 따른 안테나 특성($L_{st}=7.5$ mm)
Fig. 6. Antenna characteristics according to W_{st} ($L_{st}=7.5$ mm).

주파수의 변화를 살펴보고 폭의 길이가 2 mm 일 때 반사손실값이 제일 적었고, 공진 주파수는 2.25 GHz로 나타난다. 그림 7은 슬롯 폭의 길이를 2 mm로 고정시키고, L_s 의 길이를 변화시켜 가면서 해석해 보았고, L_s 의 길이가 커지면서 공진 주파수가 낮아지는 것을 보여주고 있다.

본 논문에서는 원하는 주파수 대역인 2.45 GHz 근처에서 공진하면서 반사손실이 가장 작은 L_s 의 크기는 6.8 mm이다. 슬롯 폭의 길이를 2 mm이고 $L_s=6.8$ mm일 때의 공진 주파수는 약 2.45 GHz이고 반사손실값은 약 -38 dB이다. 슬롯 폭과 팁으로부터 중심까지의 거리등의 파라미터를 통해 최적의 파라미터 값을 결정하였고 이 값을 통해 제안된 안테나의 크기를 결정하였다. 최종적으로 본 논문에서 제안하는 안테나는 $d_b=1.19$ mm, $d_c=1.79$ mm, t_c

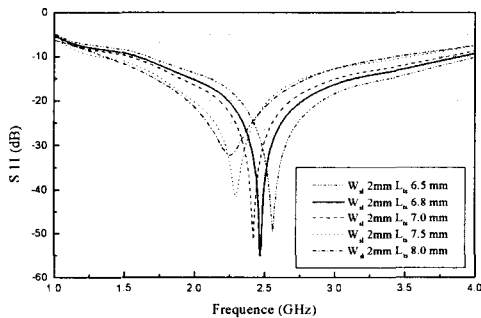


그림 7. L_s 의 변화에 따른 안테나 특성 ($W_{sl}=2$ mm)
Fig. 7. Antenna characteristics according to L_s ($W_{sl}=2$ mm).

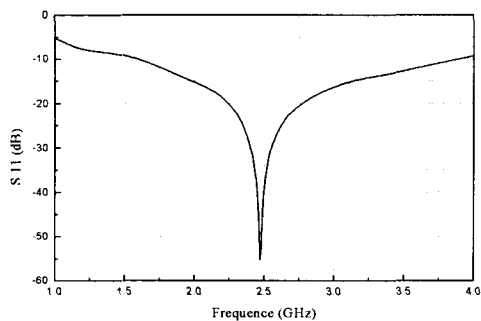


그림 8. 제안된 안테나의 반사손실
Fig. 8. Return loss of the proposed coaxial-slot antenna.

표 2. 제안된 coaxial-slot 안테나의 크기

Table 2. Dimensions of the proposed coaxial-slot antenna.

d_b (안테나의 지름)	1.19 mm
d_c (catheter의 외부 지름)	1.79 mm
t_c (catheter의 두께)	0.30 mm
L_s (팁으로부터 슬롯의 중심까지의 길이)	6.80 mm
W_{sl} (슬롯의 폭)	2.00 mm

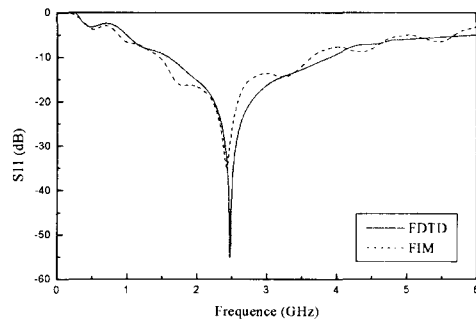


그림 9. 제안된 안테나의 FDTD와 FIM 비교
Fig. 9. Return loss of the FDTD and FIM.

$=0.3$ mm, $W_{sl}=2$ mm, 그리고 $L_s=6.8$ mm이고 이를 시뮬레이션한 결과는 그림 8과 같다.

표 2는 최적화된 안테나의 기본 설계 파라미터를 나타내었으며 그림 9는 상용 툴인 Microwave Studio 3.0(FIM)를 이용해서 제안한 안테나의 반사손실값과 비교하였다. 그 결과 FIM과 FDTD 계단형 모델의 결과가 일치하는 것을 알 수 있었다.

IV. Coaxial-slot 안테나의 SAR 분석

전자파에 의해 인체에 흡수되는 전력의 시간평균에 대한 물리량인 SAR은 다음 식 (6)과 같이 정의된다^{[11],[12]}.

$$SAR = \frac{\sigma}{2\rho} |E|^2 [mW/g] \quad (6)$$

여기서 σ 는 인체조직의 전도율[S/m]이고 ρ 는 조직의 밀도[kg/m³], E는 각 좌표에서 전계밀도에 대한 피크값[V/m]이다. SAR은 인체 내부의 전계에 의해서 발생하는 열을 나타내고 안테나 주위의 전계의 제공에 비례한다. 안테나 주위의 SAR 분포는 안

테나의 가열 특성을 평가하는 가장 중요한 특성이 다. 본 논문에서는 2.45 GHz 주파수의 정현파를 인가하여 시간에 대한 흡수전력인 1g 평균 SAR을 산출하였으며, 입사전력은 1 W의 출력으로 정규화 시키기 위해 급전점의 전압을 조절하였다.

Saito가 제안한 안테나 파라미터로 coaxial-slot 안테나를 구형 모델과 계단형 모델로 근사화하여 SAR 값을 분석하였다. 구형 모델과 계단형 모델의 SAR 계산하기 위해서 간 조직의 물리적 특성은 상대 유전율(ϵ_r)=43.03, 인체조직의 전도율(σ)=1.69, 그리고 조직의 밀도(ρ)=1.060으로 설정하였고 표 3에 나타내었다. SAR은 $y=2.5$ mm인 xz 평면에서 검출하였다. Saito가 제안한 파라미터로 구형 모델 coaxial-slot 안테나를 구현하여 분석하였고 그 다음 같은 파라미터로 계단형 모델을 이용하여 안테나를 분석하였고 두 모델로부터 SAR을 계산하였다. 구형 모델과 계단형 모델의 SAR을 Saito의 측정결과와 함께 그림 10에 비교하여 나타내었다. 그림 10에서 구형과 계단형 모델의 SAR 값은 Saito의 측정결과와의 비교를 위해서 각 모델의 최대 값으로 각각 정규화 하였다.

그림 10에서 구형 모델과 계단형 모델을 비교해 보면 계단형 모델이 구형 모델보다 실제 측정 결과와 일치하게 나타난다. 이는 계단형 모델이 구형 모델 보다 실제 coaxial-slot 안테나의 구조에 가깝기 때문이다. 그러나 계단형 모델이 실제 측정 결과와

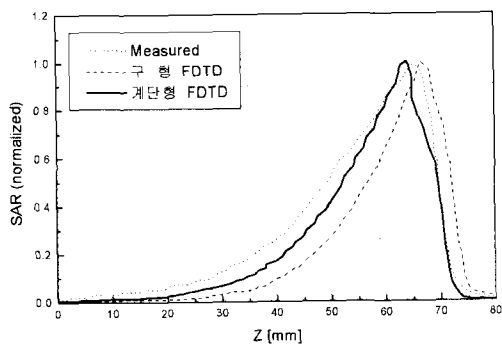


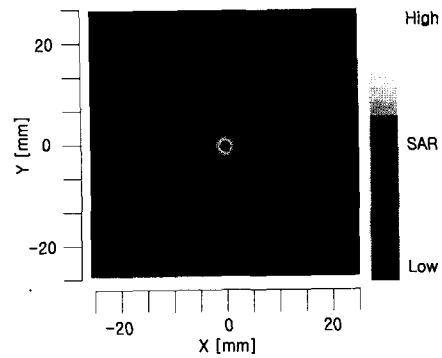
그림 10. Saito의 측정결과와 구형 및 원형 모델의 SAR

Fig. 10. SAR of the Saito's measurement, square model and staircasing model.

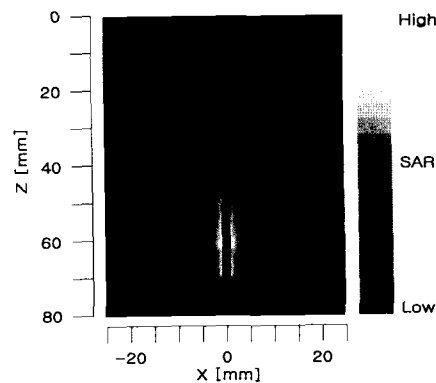
표 3. 인체 간 조직의 특성

Table 3. Characteristics of human liver organization.

상대 유전율 ϵ_r	43.03
전도율 σ [S/m]	1.69
조직의 밀도 ρ [kg/m^3]	1,060



(a)



(b)

그림 11. Saito 제안한 안테나의 SAR 분포(SAR 152.5 W/kg) (a) XY면, (b) XZ면

Fig. 11. SAR distribution of the Saito proposed antenna(SAR 152.5 W/kg).

(a) XY plane, (b) XZ plane

약간의 차이를 보이고 있는데, 이는 계단형 모델에서 발생하는 계단형 근사 오차 때문이다. Saito가 제안한 Hyperthermia용 coaxial-slot 안테나에 의해서 간에 유기되는 SAR값을 그림 11에 나타내었는데 최대 1g 평균 침투 SAR 값이 152.5 W/kg으로 나타났다.

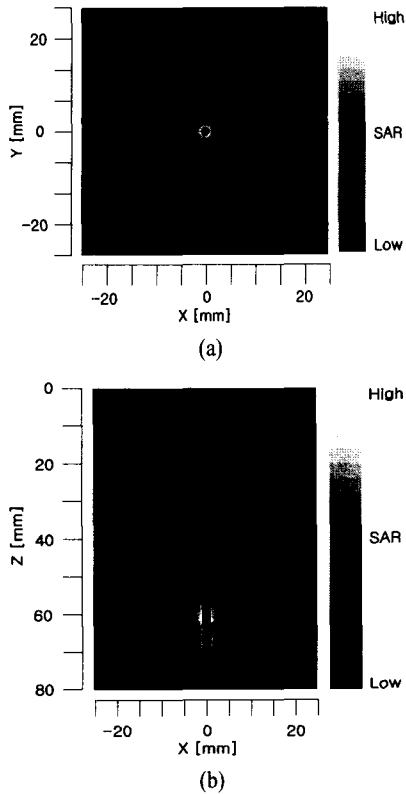


그림 12. 제안한 안테나의 SAR 분포(SAR 195 W/kg) (a) XY면, (b) XZ면

Fig. 12. SAR distribution of the proposed antenna (SAR 195 W/kg).
(a) XY plane, (b) XZ plane

본 논문에서 제안하는 안테나에 의해서 유기되는 SAR 값을 그림 12에 나타내었고, 1 g 평균 척두 SAR 값이 195 W/kg으로 나타났다. 또한 계단형 모델을 사용해서 최적화한 안테나의 SAR 값은 구형 모델로 분석한 SAR 값에 비해 대략 27.9 % 정도 증가한 값으로 나타났다.

V. 결 론

본 논문에서는 2.45 GHz에서 동작하는 Hyperthermia용 coaxial-slot 안테나의 공진 특성을 분석하였고 가열 특성을 개선시킬 수 있는 coaxial-slot 안테나를 제안하였다. 구형 모델로 근사화한 coaxial-slot 안테나를 분석하였고 그 다음 계단형 모델을 이용하여 안테나를 분석하고 이 두 모델로부터 SAR

을 계산하였다. 구형 모델과 계단형 모델의 SAR을 Saito의 측정값과 비교한 결과 계단형 모델이 구형 모델보다 측정결과에 가까운 것을 확인할 수 있었다. 틱으로부터 슬롯의 중심까지의 거리(L_b)와 슬롯의 폭을 변화시키면서 공진 주파수의 변화를 살펴보고 2.45 GHz에서 동작하는 Hyperthermia용 coaxial-slot 안테나를 최적화하여 설계하였다. 그 결과 제안된 안테나의 공진 주파수는 약 2.45 GHz이고 반사손실값은 약 -38 dB이며, SAR 값은 Saito의 제안한 안테나의 SAR에 비해 대략 27.9 % 정도 증가한 값으로 나타났다. SAR 값의 증가는 본 논문에서 제안한 안테나의 가열 특성이 증가했다는 것을 나타낸다.

참 고 문 헌

- [1] 김명세, "고온 온열치료장치를 사용한 종양치료의 생물학적 원리", 제3회 전자장의 생체영향에 관한 워크숍 논문집, pp. 47-55, 1999. 7.
- [2] 추성실, "전자파를 이용한 온열장치의 특성", 제3회 전자장의 생체영향에 관한 워크숍 논문집, pp. 56-61, 1999. 7.
- [3] K. Saito, T. Taniguchi, H. Yoshimura and K. Ito, "Estimation of SAR distribution of a tip-split array applicator for microwave coagulation therapy using the Finite Element Method", *IEICE Trans Electron.*, vol. E84-C, no. 7, pp. 948-954, July 2001.
- [4] S. Pisa, M. Cavagnaro, P. Bernardi and J. C. Lin, "A 915-MHz antenna for microwave thermal ablation treatment : physical design, computer modeling and experimental measurement", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, no. 5, pp. 599-601, May 2001.
- [5] K. S. Kunz and R. J. Ruebbers, *The Finite Difference Time Domain Method for electromagnetics*, CRC Press, 1993.
- [6] M. Angeli and E. Cardelli, "Numerical modeling of electromagnetic fields generated by electrostatic discharges", *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 33, no. 2, pp. 2199-2202, Mar.

- 1997.
- [7] A. Taflov, *Computational electrodynamics: The finite-difference time-domain method*, Artech House, London, U.K. 1995.
- [8] J. B. Schneider and K. L. Shlager, "FDTD simulations of TEM Horns and the implications for stair cased representations", *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 45, pp. 1830-1838, Dec. 1997.
- [9] K. Saito, Y. Hayashi, H. Yoshimura and K. Ito, "Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot antennas for microwave coagulation therapy", *IEEE Trans. Microwave Theory & Tech.*, vol. 48, no. 11, pp. 1800-1806, Nov. 2000.
- [10] K. Saito, O. Nakayama, L. Hamada, H. Yoshimura and K. Ito, "Basic study of the coaxial antennas for minimally invasive microwave thermal therapy", *Proc. IEEE 20th Annu. Int. EMBS Conf.*, pp. 3261-3264, Oct. 1998.
- [11] 박주덕, 김남, "PCS 전화기의 안테나에 의해 인체 두부에 유기되는 SAR 분석", *한국전자과학회논문지*, 10(7), pp. 985-997, 1999. 12.
- [12] J. D. Park and N. Kim, "SAR analysis on human head caused by PCS handheld telephone", *BEMS 21th Annual Meeting*, pp. 166-167, June 1999.
- [13] D. W. F. Su and L. K. Wu, "Input impedance characteristics of coaxial slot antennas for interstitial microwave hyperthermia", *IEEE Trans. Microwave Theory & Tech.*, vol. 47, no. 3, pp. 302-307, Mar. 2000.

신 국 선



2001년: 충주대학교 전자통신공학과 (공학사)
 2001년~현재: 충북대학교 정보통신공학과 석사과정
 [주 관심분야] 전자파인체 영향, 의료용 안테나, EMI/EMC

김 남



1981년: 연세대학교 전자공학과 (공학사)
 1983년: 연세대학교 전자공학과 (공학석사)
 1988년: 연세대학교 전자공학과 (공학박사)
 1992년~1993년: 미 Stanford 대학 방문교수

1989년~현재: 충북대학교 정보통신공학과 교수
 [주 관심분야] 전자파 해석, EMI/EMC, 전자파인체 영향, 전파전파, 디지털이동통신

신 호 섭



1995년: 충북대학교 정보통신공학과 (공학사)
 1998년: 충북대학교 정보통신공학과 (공학석사)
 1998년~현재: 충북대학교 정보통신공학과 박사과정
 [주 관심분야] 전자파 해석, 안테나 설계, 전파전파, EMI/EMC