

초고주파 가열치료를 위한 MR 호환 동축 슬롯 안테나의 개발

김태형¹, 천송이¹, 한용희¹, 김동혁¹, 문치웅^{1,2}

¹인제대학교 의생명공학대학 의용공학과, ²인제대학교 UHRC

Development of MR Compatible Coaxial-slot Antenna for Microwave Hyperthermia

T. H. Kim¹, S. I. Chun¹, Y. H. Han¹, D. H. Kim¹, C. W. Mun^{1,2}

¹Department of Biomedical Engineering, Inje University

²UHRC, Inje University

(Received May 11, 2009. Accepted July 1, 2009)

Abstract

MR compatible coaxial-slot antenna for microwave hyperthermia was developed while its structure and size of each part were determined by computer simulation using finite element method(FEM). Its local heating performance was evaluated using tissue-mimic phantom and swine muscles. 2% agarose gel mixed with 6mM/ℓ MnCl₂ as a biological tissue-mimic phantom was heated by the proposed antenna driven by a 2.45GHz microwave generator. The temperature changes of the phantom were monitored using multi-channel digital thermometer at the distance of 0mm, 5mm, 10mm and 20mm from the tip center of the antenna. Also muscle tissue of swine was heated for 2 and 5minutes with 50W and 30W of microwave generator powers, respectively, to evaluate the local heating performance of the antenna. MRI compatibility was also verified by acquiring MR images and MR temperature map. MR signals were acquired from the agarose gel phantom using T2* GRE sequence with 1.5T clinical MRI scanner(Signa Echospeed, GE, Milwaukee, WI, U.S.A.) at Pusan Paik Hospital and were transferred to PC in order to reconstruct MR images and temperature map using proton resonance frequency(PRF) method and laboratory-developed phase unwrapping algorithm. Authors found that it has no severe distortion due to the antenna inserted into the phantom. Finally, we can conclude that the suggested coaxial-slot antenna has an excellent local heating performance for both of tissue-mimic phantom and swine muscle, and it is compatible to 1.5T MRI scanner.

Key words : MRI, Microwave thermotherapy, coaxial-slot antenna, MR temperature imaging

1. 서론

고온 온열치료는 암 조직에 40℃ ~ 43.5℃의 열을 가하여 단백질 변성 또는 신진대사 장애와 같은 심각한 손상을 시키는 반면 정상조직에는 최소한의 영향을 주는 방법이다. 정상조직에서는 46℃ 이상에서만 이 작용이 일어나는데 종양에 비해 혈액 순환이 원활하여 조직의 열을 비교적 효율적으로 냉각시켜 암조직에 비해 온도가 잘 올라가지 않는다. 하지만 종양 조직은 혈액의 흐름이 둔하고 혈관이 복잡하게 얽혀 있어 열이 계속 축적되므로 이 효과는 암 조직에서 주로 일어나게 된다[1]. 온열요법은 이러한 종

양조직과 정상 조직의 열에 대한 특성의 차이를 이용하여 종양만 선택적으로 치료될 수 있는 이상적인 치료 방법으로 외과적 수술, 방사선 치료, 화학요법, 면역치료 등과 함께 암 치료에 활용되고 있다. 열을 이용한 치료 시에 종양을 가열하는 방법에는 초음파를 이용한 방법인 Focused Ultrasound(FUS), High Intensity Focused Ultrasound(HIFU)와 Laser, Radio Frequency, Microwave를 이용한 방법들이 주로 사용되고 있다[2-5].

열 치료기를 사용하기 위해서는 X-ray, CT, MRI 등의 영상진단 장치로 해부학적 영상을 획득한 후 병변의 위치를 파악한 후 치료를 수행하게 된다. 최근 이러한 열 치료 방법은 영상 진단 장비와 결합하여 중재적 시술이 가능하도록 적용범위가 확대되어 왔다. 특히 인체에 무해하고 고해상도의 해부학적 영상을 이용할 수 있는 MRI와 결합하는 방법이 많이 제시되고 있다[6-7]. 그 중 MRI

Corresponding Author : 문치웅
(621-749) 경남 김해시 어방동 607번지 인제대학교 의용공학과
Tel : +82-55-320-3297 / Fax : +82-55-327-3292
E-mail : mcw@inje.ac.kr
본 연구는 학술진흥재단의 기초연구과제지원사업(KRF-2007-313, D00958)의 지원을 받아 수행되었습니다.

장치와 HIFU장치를 융합한 방법은 환자의 편의성을 증대시키는 방법으로서 유방암과 같은 종양치료에 널리 사용되고 있으며, 다양한 종양에 적용하기 위한 연구가 진행되고 있다[8-12]. 그러나 이러한 가열 방식에 해부학적 영상만을 이용한 치료들은 치료 시 내부온도 변화의 측정이 어려워 치료의 효과나 범위를 시술 시에 확인 할 수 없는 한계점을 가지고 있다. 열 치료 시 가열된 부위의 온도측정은 알콜 및 수은 온도계, 열전쌍(Thermocouple), 열저항(Thermistor), 레이저 온도계 등과 같이 체내에 삽입하여 측정하는 침습적 방법과 적외선, 초음파, 자기공명 등을 이용하는 비침습적 방법이 있다. 열전쌍 및 열저항은 소형 제작이 가능하여 체내 삽입이 비교적 용이하나 전도체이기 때문에 감전 사고와 같은 안전에 대한 대책과 가열 전자파에 의한 잡음문제를 심각하게 고려해야 한다. 광섬유를 이용하는 레이저 온도계는 고가이고 유연성과 사용절차가 까다로운 단점이 있다. 전술한 온도 센서들은 단일 지점의 온도를 측정하며 온도의 분포를 측정하기 위해서는 다채널 온도계를 사용하여야 한다. 체외에서 온도분포를 비침습적으로 측정할 수 있는 적외선 온도계는 주로 체표면 온도를 측정하며, 체내 온도 변화에 따른 초음파의 진행속도 변화로 체온을 측정할 수 있는 초음파기기는 측정 오차가 커서 아직 실용화를 위한 연구를 진행 중에 있다. 이러한 한계점을 극복하기 위해 인체 조직의 온도변화에 따른 이완 및 공명주파수(proton resonance frequency; PRF) 변화를 이용한 MR 온도영상법으로 열 치료 시에 체내 온도 분포 변화를 관찰하여 치료의 정확성을 높이기 위한 방법들이 최근 제시되고 있다[13-16].

초고주파를 이용한 유전 가열은 인체 내부의 물 분자가 전계의 변화에 따라 회전하여 마찰열이 발생하는 것으로서 정상조직에 비해 상대적으로 물의 함유량이 많은 종양 조직에서 가열이 용이한 방법이다. 조직 내의 온도는 근육, 지방, 뼈 등 조직의 구성물에 따른 전도율(conductivity), 유전율(permittivity), 비열(specific heat)등에 의해서 결정된다. Equation [1]에 생체 내 온도 가열을 나타내는 식을 나타내었다.

$$T_{change} = T_{EM} + T_{TC} - T_{BF} \quad (1)$$

여기에서 T_{change} 는 조직의 온도 상승률, T_{EM} 은 전자파 가열에 의한 온도변화, T_{TC} 는 조직의 열전도율에 의한 온도변화, T_{BF} 는 혈류에 의한 온도 강하를 나타낸다. 이러한 초고주파를 이용한 치

료방법은 안테나의 디자인이나 구조에 따라서 다양한 방법으로 여러 분야에서 치료가 가능한 장점을 가지고 있다[17]. 그러나 이러한 장점에도 불구하고 초고주파를 이용한 유전자열을 MRI 온도 영상 기법과 연동하여 치료하는 방법에 대한 연구는 미진한 실정이다. 문헌상 초고주파 가열을 위한 대부분의 연구는 컴퓨터 모의 실험을 이용한 안테나 특성 분석 및 인체 전자파 흡수율을 산출하는 정도로 범위가 한정되어 있다. 동축 슬롯 안테나와 주변 장치들이 MRI와 호환되기 위해서는 사용되는 재료가 MRI 주자장(B_0)의 균일성을 깨트리거나 MR 신호를 감쇄 또는 왜곡 시키지는 말아야 한다. MRI 장치와 호환되는 재료의 선정 시 MRI 장치 내에서 사용할 수 있는 비자성체 재료를 선택해야 하므로 본 연구에서는 MRI 장치에서 사용이 가능한 비자성체 재료를 선정하여 초고주파 국소 가열을 위한 MR 호환 동축 슬롯 안테나를 제작하였다. 컴퓨터 모의실험의 수행으로 안테나의 반사계수 및 인체의 전자파 흡수율(Specific Absorption Rate: SAR [W/Kg]) 분포를 도출하여 안테나의 가열특성을 예측하였다. 실제로 제작한 안테나는 Network Analyzer를 이용하여 공명주파수 주변에서 S_{11} 변수 즉, 반사계수를 측정하고 팬텀 및 조직 실험을 통해 안테나 가열 성능을 확인한 후 MRI 장치 내에서 팬텀과 조직을 안테나로 가열하여 온도영상을 얻음으로써 MRI 장치에 호환되는 초고주파 가열치료 안테나의 가능성을 확인하였다.

II. 재료 및 방법

A. 안테나 디자인

가열을 위한 안테나의 형태는 동작 주파수 및 국소적인 가열 범위를 고려하여 제작되어야 한다. 또한 가열 안테나가 MRI 장치와 호환이 되기 위해서는 MRI의 RF 장치와의 간섭을 최소화하여 두 장치 모두를 손상으로부터 보호해야 할 뿐만 아니라 오동작 방지 및 잡음의 발생을 최대한 억제하여야 한다. 이를 위해 안테나의 제작은 비자성체의 도체를 사용하였고, 안테나의 중심주파수가 MRI의 공명주파수(63MHz; 1.5T)와 중첩되지 않고 안테나의 주파수 특성이 협대역 특성을 가진 안테나 형태를 기본으로 하여 설계하여야 한다. 본 연구에서는 이러한 점들을 고려하여 중심 주파수 2.45GHz에서 국소 가열이 가능한 형태인 동축 슬롯 안테나를 기본구조로 하여 디자인 하였다. 동축 슬롯 안테나는 edge 슬롯 형태를 기본으로 하는 구조로서 안테나의 크기가 작고 가벼우며 비용

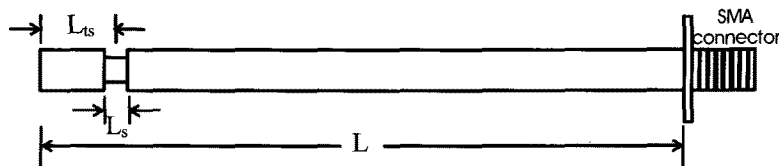


그림 1. 동축 슬롯 안테나의 기본구조
Fig. 1. Basic structure of coaxial-slot antenna

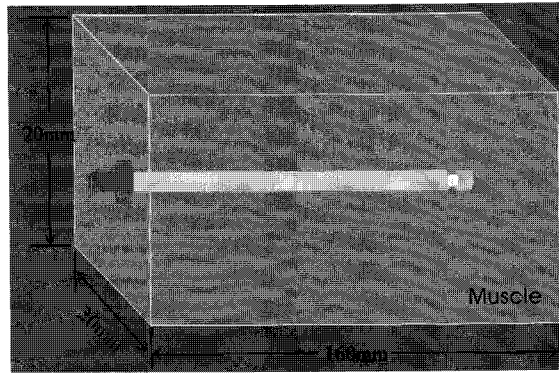


그림 2. 인체 모사조직에서 동축 슬롯 안테나의 SAR 분포 분석 모델
 Fig. 2. Computer simulation of SAR distribution for the coaxial-slot antenna in human tissue model

이 저렴한 장점을 가지고 있다. 그림 1에 삽입형 동축 슬롯 안테나의 기본 구조를 나타내는 모식도를 나타내었다. 안테나 재료는 비자성체인 구리로 만들어진 동축선으로 하였다. 동축선은 지름이 작은 것을 선택하여 가열부위에 삽입이 용이하게 하였으며, 팁 끝부분은 단락 회로가 되도록 하였으며 슬롯은 외곽도체를 절단하여 만들었다.

B. 컴퓨터 모의실험

동축 슬롯 안테나의 주파수 특성을 나타내는 반사계수(S_{11}) 및 SAR분포 측정을 위하여 컴퓨터 모의실험을 수행하였다. 컴퓨터 모의실험은 유한요소법(Finite Element Methods, FEM)을 이용하여 전자기적 구조해석이 가능한 HFSS(Ansoft, LLC, PA, U.S.A.) 상용 S/W를 사용하였다. 그림 1에 나타낸 동축 슬롯 안테나의 기본구조를 이용하여 중심주파수에서 공진이 일어나도록 설계하기 위해 안테나의 슬롯의 길이(L_s), 안테나의 슬롯 중심에서 안테나 팁까지의 거리(L_{ts}), 안테나 전체 길이(L)를 조절하였다. 모의실험의 정확성을 높이기 위하여 중심도체, 유전체, 외곽도체의 지름은 실제 사용될 동축선의 지름을 측정하여 각각 0.6, 1.4, 2.2mm로 고정하고, 내부 유전체의 유전율은 실제 동축 선의 유전체 재료로 사용된 테플론의 유전율 2.08로 고정하여 컴퓨터 모의 실험을 실시하였다. 또한 동축 슬롯 안테나의 인체 가열 특성을 확인하기 위하여 전자파 인체 흡수율을 인체 근육의 유전율, 전도율,

밀도를 사용하여 분석하였다. 인체 근육의 유전율, 전도율은 사용하는 주파수에 따라서 그 수치가 변화하므로 동축 슬롯 안테나의 중심주파수인 2.45GHz에서 인체근육의 유전율 53.58, 전도율 1.81S/m, 밀도 1040g/m³를 사용하였다.[18] 그림 2에서와 같이 동축 슬롯 안테나가 20×20×160(W×H×L, mm) 크기의 인체 모의 근육팬텀의 중심부에 고정되어 있는 형태로 가정하고 SAR분포를 획득하였다.

C. 동축 슬롯 안테나 제작

전술한 모의실험 결과를 토대로 선별 구입한 동축 선을 이용하여 슬롯 안테나를 제작하였다. 제작 한 동축 슬롯 안테나는 MR 영상에서 왜곡을 일으키지 않는 재료를 사용해야 하므로 외곽도체와 중심도체 모두 구리로 되어 있는 semi-rigid 형태의 동축선을 사용하였고, 직경이 2.2mm의 얇은 동축 선이므로 SMA 커넥터를 이용하여 연결하였다. 그림 3은 실제로 제작한 동축 슬롯 안테나를 나타내는 것으로, 컴퓨터 모의실험에서 최적화 된 슬롯의 길이(L_s) 1mm, 안테나의 슬롯 중심에서 안테나 팁까지의 거리(L_{ts}) 4.5mm, 안테나 전체 길이(L) 130mm로 구성되었으며, 제작한 동축 슬롯 안테나의 반사계수를 확인하기 위하여 Network analyzer(Agilent Technologies, USA)를 이용하여 주파수별 S_{11} 파라미터를 측정하였다.

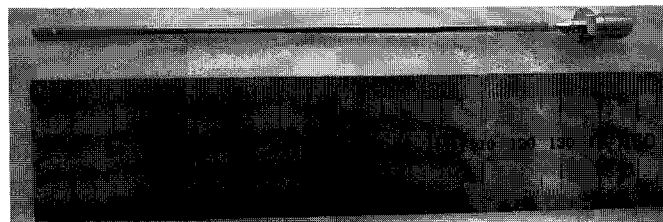


그림 3. 제작된 동축 슬롯 안테나 사진
 Fig. 3. Photograph of the hand-made coaxial slot antenna

D. 팬텀 및 조직 가열

동축 슬롯 안테나의 가열성능을 평가하기 위해서는 2.45GHz 주파수의 전자파를 방사할 수 있는 초고주파 발생기가 필요하므로, 그림 4의 사진과 같은 중심주파수 2.45GHz의 초고주파 발생기를 주문제작하여 사용하였다. 초고주파 발생기는 0~910W의 출력을 선형적으로 발생할 수 있으며 마그네트론에서 발생한 출력을 웨이브 가이드인 launcher와 taper를 통해 연결된 동축 변환기에서 동축선으로 연결하여 사용하도록 구성 되어있다.

가열에 사용할 팬텀은 50배 TAE 버퍼(Generay Biotech Co., Ltd)와 3차 증류수를 1대 50의 비율로 섞어 TAE 버퍼 용액을 만든 후, 분자생물학 한천분말(molecular biology agarose powder, Bio-Rad Laboratories, Inc., U.S.A.)를 넣어 혼합하고 0.6mM 염화망간(MnCl₂)을 첨가하여 2% 한천(agarose gel) 팬텀을 제작하였다.

초고주파 발생기의 출력을 30W로 고정하고 제작한 팬텀의 중심에 동축 슬롯 안테나 팁이 오도록 삽입하여 열전대로 이루어진 다채널 디지털 온도계를 동축 슬롯 안테나의 슬롯 위치로부터 0, 5, 10, 20mm의 거리에 각각 삽입하여 안테나 팁과의 거리에 따른 온도변화를 관찰하였다. 가열 전 후의 온도분포를 확인하기 위하여 한 주기 당 15분의 온도 변화를 측정하였으며, 주기 당 초고주파 발생기의 동작은 5분으로 제한하여 총 4주기 즉, 한 시간 동안의 온도변화를 측정하였다.

실제 동물 조직 내에서 가열 안테나의 가열 성능을 확인하기 위해 초고주파 발생기의 출력을 팬텀 실험과 동일한 30W로 고정하고 돼지 등심 조직을 5분간 가열하여 조직에서의 가열 범위 및 가열 정도를 확인하였으며, 한천팬텀 실험과 동일하게 동축 슬롯 안테나는 가열 조직의 중심부에 위치하도록 삽입하였다. 또한 출력에 따른 가열 정도를 확인하기 위하여 50W 출력으로 2분간 가열하여 조직의 가열 정도를 30W 출력의 가열 결과와 비교하였다.



그림 4. 초고주파 발생기를 이용한 한천 팬텀가열 사진
Fig. 4. A photograph of agarose gel phantom heated by microwave generator

E. MR 온도 영상 획득

부산 백병원의 1.5T MRI(Signa Echospeed, General Electric, Milwaukee, WI, USA)에서 상용화된 무릎코일을 이용하여 동축 슬롯 안테나의 MR 호환성 검정 및 가열 부위의 MR 온도분포영상 실험을 시행하였다. 제작된 동축 슬롯 안테나를 2% 한천(agarose gel) 팬텀의 중앙에 위치하도록 삽입하여 MRI 주자석 내에 설치한 다음 초고주파 발생기에 동축선을 이용하여 연결하였다. MR 온도영상은 T2* GRES 펄스열을 이용하여 얻었으며 사용된 영상 변수는 TR/TE=300/15msec, FOV=80mm, slice thickness=10mm, matrix=256×128, NEX=2, 속도각(flip angle)= 60°로 하였다. 획득된 MR 영상의 row data를 PC로 전송하여 자체 개발된 MR 영상 재구성 프로그램으로 MR 크기영상(Magnitude image) 및 위상영상(Phase image)을 얻은 후 자체 개발한 Center Array-Sequencing Phase Unwrapping Algorithm 을 적용하여 MR 온도영상을 획득하였다.[19] 그림 5는 MR 온도 영상을 획득하기 위해 무릎 RF 코일 내에 설치한 조직모사 한천팬텀과 가열코일 실험 장치의 사진이다.

III. 결과 및 토론

컴퓨터 모의실험의 결과로 획득한 동축 슬롯 안테나의 최적의 구조는 슬롯의 길이(L_s) 1mm, 안테나의 슬롯 중심에서 안테나 팁까지의 거리(L_{ts}) 4.5mm, 안테나 길이(L) 130mm 였다. 그림 6에 컴퓨터 모의실험 결과로 획득된 동축 슬롯 안테나의 S-parameter 측정 결과와 실제로 제작한 안테나로 측정된 S-parameter를 비교하였다. 컴퓨터 모의실험에서 나타나는 S-parameter 결과 값은 약 -20 dB이고, 제작한 동축 슬롯 안테나의 S-parameter의 결과 값은 약 -18dB로 거의 유사한 결과 값을 나타내었다. 그림 7에 인체 근육의 물성 값을 이용한 근육 모델에서 삽입된 안테나를 중심으로 자른 단면(160mm×20mm)의 SAR 분포를 나타내었다. (a)는 단면 중



그림 5. MR 영상을 위한 동축 슬롯 안테나와 한천팬텀 실험 장치의 무릎코일 내 설치사진
Fig. 5. Picture of heating antenna and agarose gel phantom installed in knee coil for MR

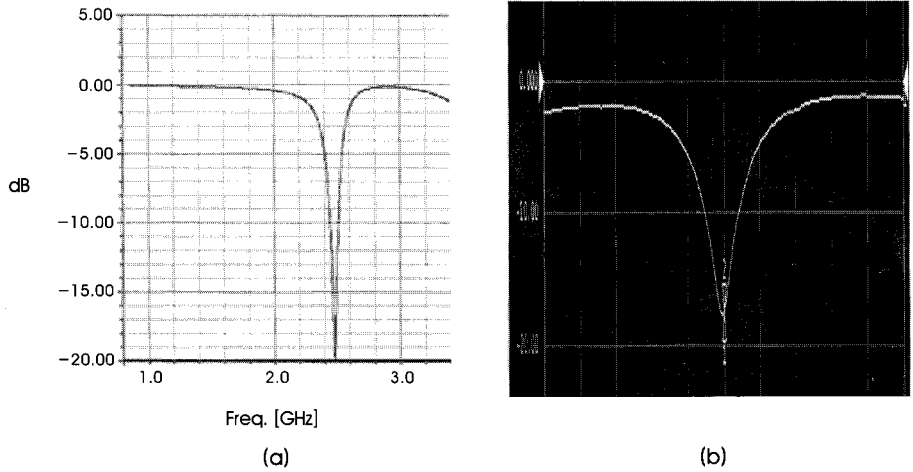


그림 6. 반사계수(S_{11} parameter) 측정 (a) 컴퓨터 모의실험 결과 (b) Network analyzer 측정 결과
 Fig. 6. S-parameter measurements (a) computer simulation result (b) Network analyzer measurement result

양에서 길이 방향의 SAR 분포 모양(profile)을 그래프로 나타내었다. (b)는 단면 SAR 분포를 color map으로 보이고 있다. 컴퓨터 모의실험 결과로 예측된 SAR 분포는 슬롯위치에서 2.0×10^2 (W/kg), 슬롯에서 ± 5 mm 떨어진 부근에서 1.9×10 (W/kg) SAR 분포를 보였고, 슬롯의 가열범위를 벗어난 ± 20 mm 바깥부위에서는 매우 낮은 SAR 값을 보여 제작된 안테나의 국소가열 특성이 우수함을 보였다.

그림 8은 제작한 동축 슬롯 안테나로 조직모사 한천팬텀(2% agarose gel phantom)을 실제 가열하는 실험에서 획득한 온도분포 그래프이다. 고주파 발진기를 켜고 끄는 것을 반복하여 팬텀을

가열한 시간 그래프를 온도 측정곡선 아래에 보였다. 획득한 그래프는 각각 슬롯으로부터 떨어진 거리에 따른 온도변화를 측정한 것으로서 슬롯에 가까울수록 온도가 가장 크게 변화하는 것을 확인할 수 있었고 슬롯에서 10mm 거리까지는 동축 슬롯 안테나의 가열 여부에 따라 온도가 변화하는 것을 확인할 수 있었다. 슬롯에서 20mm 떨어진 거리에서의 온도변화는 동축 슬롯 안테나의 가열 유무와는 별도로 완만하게 온도가 증가하는 곡선을 나타내고 있다. 이러한 온도변화 그래프의 결과로서 슬롯에서 20mm 떨어진 거리에서의 온도변화는 동축 슬롯 안테나에 의한 중심부 가열에 의해 열이 축적되어 바깥으로 전달되어 점차 온도가 증가하는

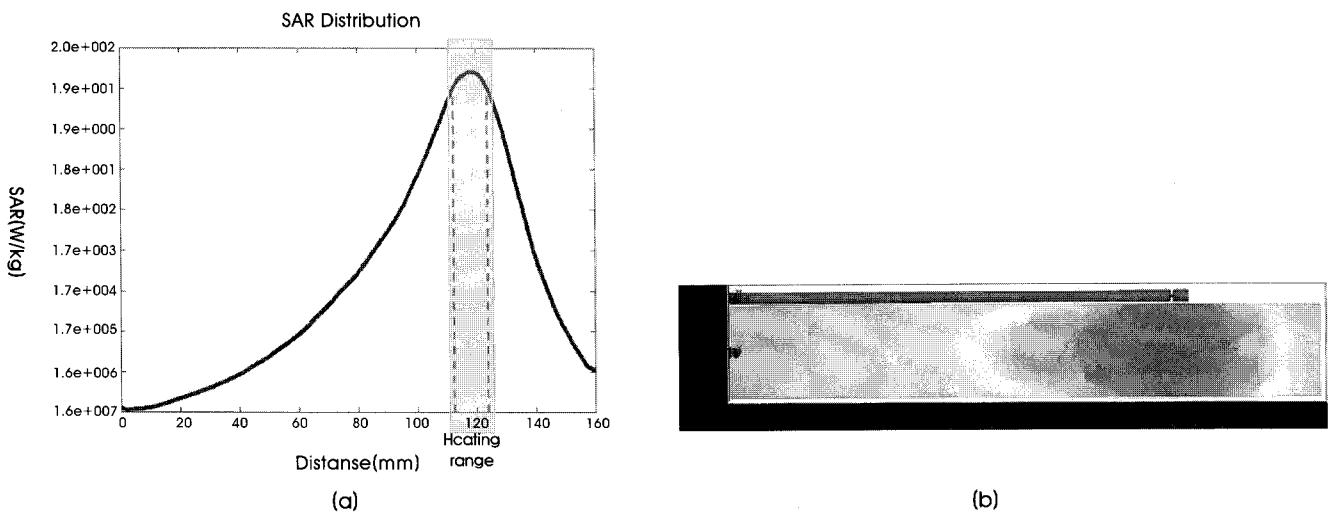


그림 7. 인체모의조직에서 동축 슬롯 안테나의 가열에 의한 전자파흡수율(SAR) 분포를 컴퓨터 모의 실험으로 얻은 결과 (a) 중앙에서 길이방향의 SAR 분포곡선 (b) SAR 분포의 컬러 영상

Fig. 7. SAR distribution result from the computer simulation for human tissue model heated by the coaxial-slot antenna (a) profile of SAR distribution at the center line in length direction (b) Color map for SAR distribution

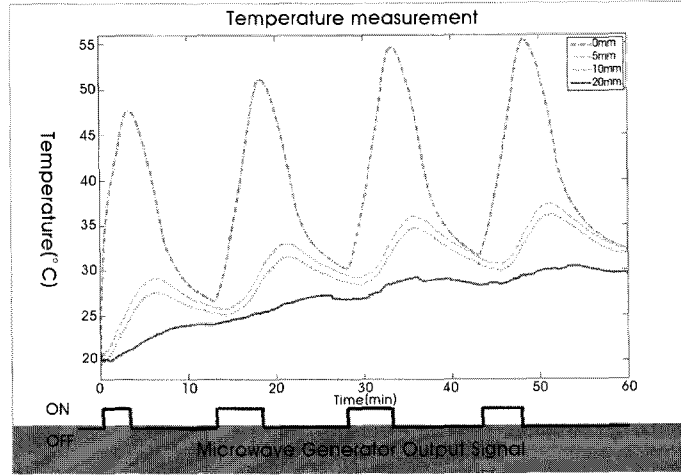


그림 8. 15분마다 5분씩 가열하는 반복가열실험에서 동축 슬롯 안테나와의 거리에 따른 주변온도변화 곡선
 Fig. 8. The temperature monitoring graph around the coaxial-slot antenna tip in the 2% agarose gel phantom during 5 minutes heating every 15 minutes

것으로써 동축 슬롯 안테나의 가열 범위에 포함되지 않음을 알 수 있다. 동축 슬롯 안테나의 가열범위에 영향을 미치는 요인으로 외곽도체의 재질이 열전도성이 높은 구리로 되어 있어 외곽도체의 열전도에 의한 가열도 생각할 수 있다. 그러나 초고주파 가열은 직접적인 가열이 아닌 전자기파에 의한 유전가열이므로 그 영향은 미미할 것으로 예상된다.

그림 9는 돼지 등심 조직을 제안된 초고주파 안테나로 가열한 결과를 나타내는 사진이다. 그림 9 (a)는 30W로 5분간 가열한 결과이고, (b)는 50W로 2분간 가열한 결과이다. 슬롯 안테나의 주변에서 조직이 가열되어 국소적 변성이 일어난 것을 확인할 수 있으며 슬롯 주변을 제외한 곳에서는 가열의 영향이 없는 것을 확인할 수 있었다. 이 실험에서는 혈류에 의한 냉각효과가 없으므로 식[1]에서 조직의 온도 상승률 T_{change} 는 다음 식[2]가 된다.

$$T_{change} = T_{EM} + T_{TC} \quad (2)$$

따라서 생체의 정상 조직보다 온도의 상승이 쉽고 빠르게 진행 되었을 것으로 예측할 수 있어서 실제 생체를 가열할 때는 본 실험에서 보다 높은 전력 또는 긴 가열 시간이 필요할 것으로 추측된다.

그림 10은 제작한 동축 슬롯 안테나로 팬텀을 가열하면서 획득한 MR 크기(magnitude)영상이다. 이 영상으로부터 팬텀의 가운데에 안테나 끝부분이 위치하도록 안테나가 삽입된 것을 확인할 수 있으며 이 안테나의 영향으로 안테나 주변 조직에서 MR 영상의 차화율(susceptibility) 왜곡이 매우 적음을 확인할 수 있다. 또한 MR 영상의 획득된 데이터를 이용하여 후 처리한 위상영상과 위상 보상 알고리즘을 적용하여 획득한 온도영상을 그림 11에 나타내었다. (a)는 획득된 MR 데이터에서 재구성한 위상 영상으로

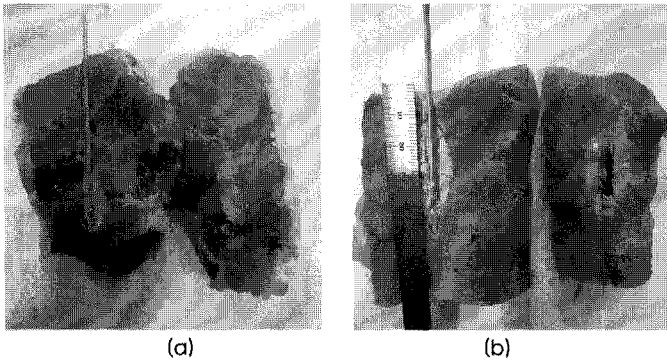


그림 9. 초고주파 안테나가열에 의한 돼지 등심 조직의 변성 사진 (a) 30W 출력으로 5분 가열 (b) 50W 출력으로 2분 가열
 Fig. 9. The degeneration of swine tissue by heating (a) 5min heating with 30W power (b) 2min heating with 50W power

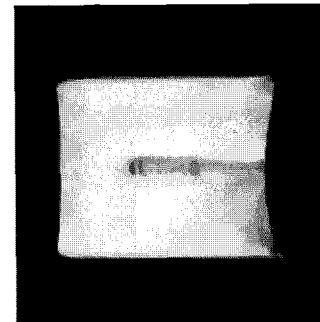


그림 10. 동축 슬롯 안테나로 가열된 Agarose gel 팬텀의 MR 영상
 Fig. 10. MR magnitude image of agarose gel phantom heated by coaxial-slot antenna

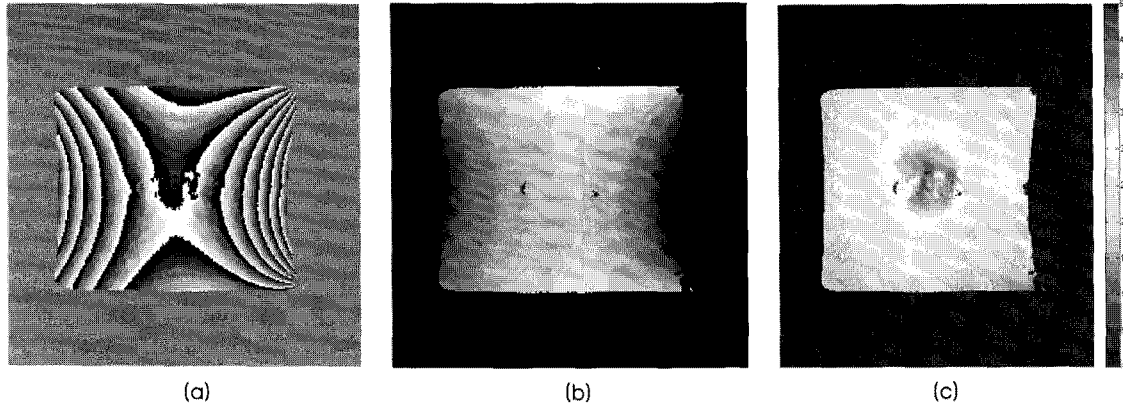


그림 11. 조직모사 한천팬텀의 MR 온도영상 (a) 위상이 접쳐있는 위상영상 (b) 위상 접힘 보상 영상 (c) 온도분포영상
 Fig. 11. MR temperature image of agarose gell phantom (a) phase wrapped image (b) phase unwrapping image (c) temperature image

위상이 접혀(wrapping)있다. (b)는 (a)영상을 본 연구실에서 개발한 위상보상 알고리즘으로 위상의 접힘을 편(unwrapping) 영상이고 (c)는 재구성된 MR 온도 분포 영상이다. 온도 영상에서도 그림 7의 결과처럼 동축 슬롯 안테나의 중심부에서 가열이 잘 일어나고 있음을 확인 할 수 있었으며, 열전도에 의한 외곽도체의 가열도 일어나지 않음을 알 수 있었다.

N. 고 찰

본 연구에서 제작한 동축 슬롯 안테나로 획득한 그림 8의 온도 변화 측정 곡선에서 최고 가열온도는 첫 가열에서 약 47°C로 측정되었으나 가열 주기가 반복될수록 점차 증가하는 경향을 보여 4번째 가열에서는 최고온도가 약 55°C에 이르게 된다. 이는 온열치료를 위한 가열의 적정 온도가 43~45°C이므로 정상조직의 가열을 유발할 가능성을 내포하고 있다고 생각될 수 있으나, 제작한 동축 슬롯 안테나의 가열 범위가 한정되어 있고, 인체 내 정상조직에서는 혈액순환 등의 열을 발산하는 기능들이 있으므로(식[1]) 그 영향은 훨씬 줄어들 것으로 생각된다. 그러나 제안된 안테나를 온열 치료에 보다 안정적이고 정확하게 적용하기 위해서는 가열시간 조절 및 출력과 시간에 따른 온도변화를 측정하여 정량분석하여야 하며 인체와 거의 동일한 in vitro 실험이 필요 할 것으로 생각된다. 또한 본 연구에서 사용되어진 초고주파 발생기는 0~910W의 출력을 발생시키는 형태로서 장비의 무게나 크기가 큰 단점을 가지고 있으나, 온열치료의 가열 시간 및 출력의 정량화 분석이 이루어지면 초고주파 발생기를 소형화 및 경량화 할 수 있을 것으로 기대된다.

MR 장치 내부에서 사용가능한 열 치료의 방법으로서 동축 슬롯 안테나를 보다 안정적으로 임상장비에 적용하기 위해서는 MR 장치의 RF 신호와 초고주파 발생기가 발생한 신호에 의해 MR 장치의 RF 전치증폭기(pre-Amp)나 초고주파 발생기의 손상이 일어날 수 있는 문제가 있다. 하지만 각 장치의 동작 주파수 차이가 크

고, 실험에서 사용한 초고주파 발생기의 전력은 30~50W로서 MR 장치의 Tx RF amplifier의 전력이 수십 kW임을 감안한다면 상호 발생 신호 간의 영향은 거의 없을 것으로 생각된다. 그러나 현재 사용 중인 임상장비에 보다 안전한 적용을 위해서는 최소한의 상호 영향을 방지하기 위해 decoupling 및 detuning 할 수 있는 보호회로의 보완 및 개선이 필요할 것으로 생각된다.

MR 장치내부에서 초고주파 가열 보다 실제적인 적용을 위한 향후 연구로서 MR 내부에서 실시간으로 치료 부위의 온도를 측정할 수 있는 방법을 제시하고 MR 온도영상의 시간 해상도를 증가시키는 방법을 제시할 것이며 측정된 온도의 정확도를 높이는 노력도 필요할 것으로 예상된다. 또한 초고주파 가열 치료뿐만 아니라 초음파, Laser를 이용한 가열치료도 실시간 MR 온도 감시 장치와 함께 수행할 수 있을 것이다.

V. 결 론

본 연구에서는 MR 장치 내부에서 초고주파 가열이 가능한 동축 슬롯 안테나를 제작하고 그 성능을 평가하였다. 중심주파수에서 최적의 특성을 가지는 동축 슬롯 안테나를 제작하기 위해 컴퓨터 모의실험을 수행하여 동축 슬롯 안테나의 반사계수 및 SAR 분포를 획득하여 슬롯 안테나의 중심부위에서 가열이 일어나는 동축 슬롯 안테나 슬롯의 길이(L_s), 안테나의 슬롯 중심에서 안테나 팁까지의 거리(L_{ts}), 안테나 전체 길이(L)를 결정할 수 있었다. 컴퓨터 모의실험으로 결정된 각 부위의 크기를 고려하여 제작한 동축 슬롯 안테나를 이용하여 수행한 팬텀 가열 실험 결과로서 실제 제작된 안테나가 슬롯 중심에서 10mm 거리 내에서 가열이 잘 일어나는 것을 확인함으로써 국소 부위의 가열이 가능함을 입증하였다. 조직 가열 실험의 결과로 동물에서 추출된 조직 가열을 수행하였을 때도 국소부위에서 조직의 변성이 일어나는 것을 확인하였다. 또한 MR 장치 내부에서 사용가능한 열 치료의 방법으로서 동축 슬롯 안테나를 사용하기 위해 MR 영상 및 온도영상을 획득하여

MR 호환 가능성을 보였다. 본 연구에서 개발한 동축 슬롯 안테나는 MR 장치와 초고주파 열 치료기를 융합한 장치의 개발 가능성을 보여주었다.

참고문헌

- [1] K.S. Shin, H.S. Shin, and N. Kim, "SAR Analysis on the Coaxial-Slot Antenna for Hyperthermia", *Journal of KIEES*, vol. 13, no. 7, pp. 732-739, 2002.
- [2] S.S. Han, "Extracorporeal High intensity focused ultrasound therapy", *J. of Korean Bone & Joint Tumor Soc.*, vol. 11, no. 1, pp. 17-24, 2005.
- [3] O. Rouviere, R. Souchon, R. Salomir, A. Gelet, J.Y. Chapelon, and D. Lyonnet, "Transrectal high-intensity focused ultrasound ablation of prostate cancer: Effective treatment requiring accurate imaging", *European J. of Radiology*, vol. 63, pp. 317-327, 2007.
- [4] K.H. Haraldsdottir, K. Ivarsson, S. Gotberg, C. Ingvar, U. Stenram, and K.G. Tranberg, "Interstitial laser thermotherapy(ILT) of breast cancer", *EJSO*, vol. 34, pp. 739-745, 2008.
- [5] S.A. Curley, "Radiofrequency ablation of malignant liver tumors", *The Oncologist*, vol. 6, pp. 14-23, 2001.
- [6] K. Sato, S. Morikawa, T. Inubushi, Y. Kurumi, S. Naka, H.A. Haque, K. Demura, and T. Tani, "Alternate biplanar MR navigation for microwave ablation of liver tumors", *Magnetic Resonance in Medical Sciences*, vol. 4, no. 2, pp. 89-94, 2005.
- [7] M.S. Breen, K. Butts, L. Chen, G.M. Saidel, and D.L. Wilson, "MRI-guided laser thermal ablation: Model to predict cell death from MR thermometry images for real-time therapy monitoring", in *Proc. 26th IEEE EMBS*, CA, USA, Sep. 2004, pp. 1028-1031.
- [8] C.M.C. Tempany, E.A. Stewart, N. McDannold, B.J. Quade, F.A. Jolesz, and K. Hynynen, "MR imaging-guided focused ultrasound surgery of uterine leiomyomas: A feasibility study", *Radiology*, vol. 226, no. 3, pp. 897-905, 2003.
- [9] E.A. Stewart et al., "Clinical outcomes of focused ultrasound surgery for the treatment of uterine fibroids", *ASRM*, vol. 85, no. 1, pp. 22-29, 2006.
- [10] H. Furusawa, K. Namba, S. Thomsen, F. Akiyama, A. Bendet, C. Tanaka, Y. Yasuda, and H. Nakahara, "Magnetin resonance-guided focused ultrasound surgery of breast cancer: Reliability and Effectiveness", *The American College of Surgeons*, vol. 203, no. 1, pp. 54-63, 2006.
- [11] T. Uchida, H. Ohkusa, H. Yamashita, S. Shoji, Y. Nagata, T. Hyodo, and T. Satoh, "Five years experience of transrectal high-intensity focused ultrasound using the sonablate device in the treatment of localized prostate cancer", *J. of Urology*, vol. 13, pp. 228-233, 2006.
- [12] D.B. Zippel and M.Z. Papa, "The use of MR imaging guided focused ultrasound in breast cancer patients; a preliminary phase one study and review", *Breast Cancer*, vol. 12, no. 1, pp.32-38, 2005.
- [13] M.L. Coiffe, B. Quesson, O. Seror, E. Dumont, B.L. Bail, T.W. Moonen and H. Trillaud, "Real-time monitoring of radiofrequency ablation of rabbit liver by respiratory-gated quantitative temperature MRI", *J. of MRM*, vol. 24, pp. 152-159, 2006.
- [14] D. Germain, P. Chevallier, A. Laurent, M. Savart, M. Wassef, and H.S. Jalmes, "MR monitoring of laser-induced lesion of the liver *in vivo* in a low-field open magnet: Temperature mapping and lesion size prediction", *J. of MRM*, vol. 13, pp. 42-49, 2001.
- [15] C. Mougenot, R. Salomir, J. Palussiere, N. Grenier, and T.W. Moonen, "Automatic spatial and temporal temperature control for MR-guided focused ultrasound using fast 3D MR thermometry and multispiral trajectory of the focal point", *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 52, pp. 1005-1015, 2004.
- [16] B.D. Senneville, C. Mougenot, B. Quesson, I. Dragonu, N. Grenier, and T.W. Moonen, "MR thermometry for monitoring tumor ablation", *Eur Radiol*, vol. 17, pp. 2401-2410, 2007.
- [17] F. Sterzer, "Microwave Medical Devices", *IEEE microwave magazine*, pp. 65-70, 2002.
- [18] C. Gabriel, Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies. Brooks Air Force Technical Report AL/OE-TR-1996-0037 (see <http://www.fcc.gov/fcc-bin/dielec.sh>)
- [19] C.K. Tan, T.H. Kim, S.I. Chun, Y.H. Han, K.I. Choi, K.S. Lee, J.R. Jun, C.K. Eun, C.W. Mun, "Preliminary Study on the MR temperature mapping using Center Array-Sequencing Phase Unwrapping Algorithm", *JKSMRM*, vol. 12, pp.131-141, 2008.