

# 병리학적 조직 진단장치 개발에 대한 타당성 분석 연구

## Feasibility Study for the Development of a Device for Pathological Tissue

고채옥 · 박민영 · 김정란 · 이애경\* · 최형도\* · 최재익\*\* · 백정기

Che-a-Ok Ko · Min-Young Park · Jeong-Lan Kim · Ae-Kyoung Lee\* · Hyung-Do Choi\* ·  
Jae-Ic Choi\*\* · Jeong-Ki Pack

### 요 약

본 논문에서는 병리학적 조직의 산란 특성을 이용한 유방암 탐지 기법을 제안하고, 암 진단 장치 구현 가능성을 분석하였다. 이를 위해 탐지 알고리즘을 개발하고, 시뮬레이션과 측정을 통해 타당성을 검증하였다. 유방암 진단방법으로 microwave imaging 기법을 사용하였고, 시뮬레이션 시 각 셀의 크기는 1 mm로 모델링하였고, 직육면체 형태의 유방 조직의 크기는 15 cm×15 cm×7 cm이며 피부 조직의 두께는 1 mm, 암 조직은 각각 다른 크기의 구 형태로 모델링하였다. 측정을 위해 유방 조직과 암 조직으로 구성된 단순한 실험 모델과 초광대역 안테나를 제작하였다. 측정 결과 암 조직을 잘 검출할 수 있음을 확인하였다. 본 연구를 통해 암 조직 진단 장치용 시스템 개발을 위해서는 반사 손실 특성이 우수한 초광대역 안테나 설계와 정확한 보정 신호가 매우 중요한 역할을 하는 것을 확인하였다. 현재 상용화 개발을 위한 연구가 추진 중에 있다.

### Abstract

In this paper, a new method for detecting breast cancer is proposed, which utilizes dielectric characteristics of pathological tissues and time delay of back scattered response, and its feasibility was investigated. We have developed a detection algorithm and verified it by numerical simulation and measurement for a prototype system. For a prototype system, we have fabricated experimental model (artificial breast with a cancer) and UWB (ultra-wideband) antenna. The results of the measurement simulation show an excellent detection capability of a cancer tissue. It is found that a good UWB antenna and a good calibration signal are key elements of such detection system. Further study is ongoing to develop a commercial system.

Key words : Microwave Imaging, UWB, Detection, Breast Cancer, Confocal

### I. 서 론

오래 전부터 유방암에 의한 여성의 사망률이 높아짐에 따라 유방암 진단방법에 관한 연구가 계속 진행되어 왔다. 유방암 진단 방법은 크게 X선 촬영법(텐트겐 조영법, X-ray mammography), 초음파 검

사(ultrasonography), 자기 공명 영상(MRI: Magnetic Resonance Imaging) 등으로 나누어진다. 특히, X선 촬영법은 측정 방법이 간단하기 때문에 현재까지 가장 효과적인 방법으로 이용되고 있으나 작은 암 조직의 경우 정상 조직과의 구분이 어렵고 가슴의 압박으로 인하여 영상이 뚜렷하지 않은 단점을 가

「본 연구는 정보통신부 및 정보통신연구진흥원의 대학 IT연구센터 지원사업(EMERC)(IITA-2005-(C1090-0502-0014))과 한국전자통신연구원 <전자파 영향 및 표준화 연구> 사업의 연구결과로 수행되었음.

충남대학교 전자공학과(Department of Radio and Science Engineering, Chungnam University)

\*한국전자통신연구원 전자파환경연구팀(EME Research Team, Radio Technology Group, ETRI)

\*\*한국전자통신연구원 미래원천연구팀(Future Fundamental Research Team, Radio Technology Group, ETRI)

· 논문 번호 : 20060228-016

· 수정완료일자 : 2006년 4월 5일

진다. 또한 환자들은 전리성 복사인 X선이 인체 영향을 유발할 수 있는 수준의 레벨에 노출될 수 있다. 이러한 문제점들로 인해 새로운 유방암 진단 방법에 대한 연구가 현재 활발히 진행되고 있다<sup>[1]</sup>.

마이크로파와 활상법(microwave imaging)은 마이크로파 주파수를 이용하여 물체의 내부를 영상화시키는 방법으로 그림 1에서 보는 바와 같이 마이크로파 주파수에서 유방과 유방암의 조직 유전율(왼쪽 세로축은 유방암, 오른쪽의 세로축은 유방 조직에 대한 유전율과 도전율을 나타냄)은 다른 암 조직들과 달리 매우 큰 전기적 특성이 상당한 차이를 보이고 있어 작은 종양이라도 다른 암 조직에 비하여 감지하기가 쉬운 장점을 가지고 있다<sup>[2]</sup>.

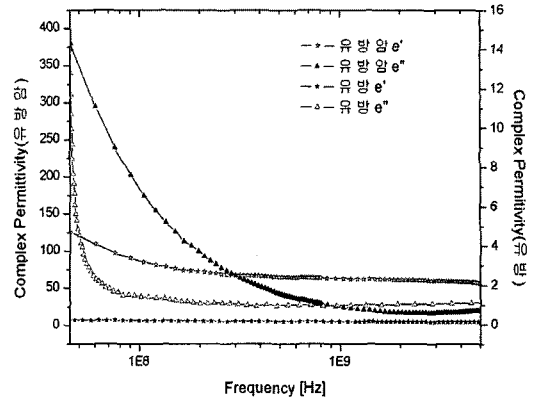
특히, 비선형 역산란과 복잡한 이미지 영상 방법을 피하고, 물체의 크기, 불연속성, 분리 정도, 유전율 등의 주파수에 따른 특성 차이, 물체 내에서의 다중 산란에 의한 산란파와 유전율의 비선형적 관계 등의 단점을 극복하기 위해 본 논문에서는 레이더 반사 원리를 이용한 confocal microwave imaging을 이용하였다.

Confocal microwave imaging은 별도의 송수신 안테나를 사용하여 역산란 방법에 의해 매질의 유전율을 복원하는 방법과 달리, 여러 위치의 안테나를 통해 UWB(ultra-wideband) 펄스를 송신하고 동일 안테나로 수신된 암 조직에 대한 반사파 신호의 크기와 지연 시간 차이를 이용하여 암 조직의 위치를 판별하는 방법이다<sup>[3]</sup>.

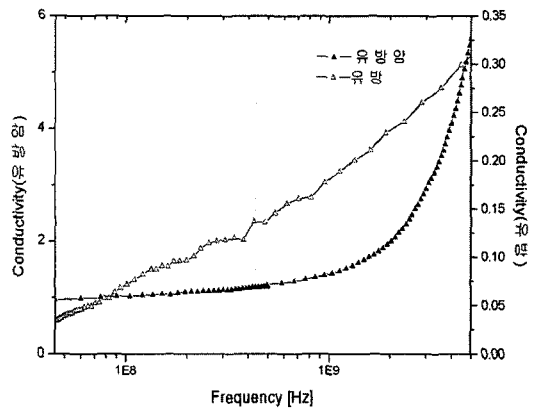
## II. 암 조직 산란신호 검출

Confocal microwave imaging 방법을 이용하기 위해 인체의 구조를 고려하여 셀 크기는  $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 1 \text{ mm}$ 로 전체 크기가  $15 \text{ cm} \times 15 \text{ cm} \times 7 \text{ cm}$ 인 정상 유방 조직과 1 mm 두께인 피부 조직, 그리고  $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$  크기의 bow-tie 안테나를 모델링 하였다.

그림 2의 (a)는 전체를 모델링한 그림이며 (b)는 안테나의 도전율 특성 그래프이다. 시뮬레이션에 사용된 bow-tie 안테나는 안테나 끝부분의 반사를 줄이기 위해 길이 방향 좌표인  $y$ 의 값에 따라 도전율이 변하도록 하였으며, 그림 2의 (b)와 같이  $y$ 의 값이 커질수록 도전율 값이 작아져  $y = h$ 인 끝부분



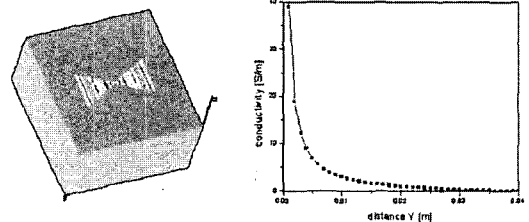
(a) 유방과 유방암의 유전율 비교(45 MHz~5 GHz)  
(a) Permittivity of breast and breast tumor-tissue



(b) 유방과 유방암의 도전율 비교(45 MHz~5 GHz)  
(b) Conductivity of breast and breast tumor-tissue

그림 1. 유방과 유방암의 도전율 비교

Fig. 1. Comparison of dielectric properties of breast and breast tumor.



(a) 조직 및 안테나 모델링 (b) 안테나 도전율  
(a) Modeling of the tissues and the antenna (b) Conductivity of the simulated antenna

그림 2. 시뮬레이션을 위한 모델링 및 안테나 도전율 특성

Fig. 2. Conductivity characteristics of the simulated antenna and its modeling.

표 1. 조직의 유전율 특성

Table 1. Dielectric properties of simulated tissues.

주파수	정상 Fat 조직		피부		암 조직	
	$\epsilon_r$	$\sigma$	$\epsilon_r$	$\sigma$	$\epsilon_r$	$\sigma$
6 GHz	9	0.4	36	4	50	7

에서 0이 된다. 조직의 유전율은 표 1<sup>[4],[5]</sup>과 같으며 안테나의 전원은 안테나 급전점에 delta-gap 방법으로  $f=6$  GHz,  $\tau=0.133$  ns,  $t_0=4$   $\tau$ 인 변조된 Gaussian 펄스를 인가하였다.

$$V(t) = V_0 \sin[2\pi(t - t_0)] e^{-[(t - t_0)/\tau]^2} \quad (1)$$

암 조직에 의한 반사 신호 값만을 얻기 위하여 유방암 조직이 있을 경우 기록된 신호에서 유방암 조직이 없을 경우 기록된 신호 차이(실제 상황에서 정상인에 대한 반사파의 평균값을 기준 신호 사용)는 암 조직에 대한 반사파 특성으로 이 과정을 보정(calibration)으로 지칭한다. 시뮬레이션 결과 bow-tie 안테나의 보정된 반사 레벨은 -129.21 dB이고 최악의 경우(암 조직 지름 1.76 mm, 길이 5 cm)는 약 -115 dB이다. 즉, 안테나의 반사 레벨이 암 조직에 대한 반사 레벨보다 충분히 낮으므로 감지가 가능함을 알 수 있으나 실제 측정에 있어서 주위 잡음과 안테나 자체 반사 등을 고려했을 때 최소 -120 dB의 신호까지 감지할 수 있어야 한다. 따라서 본 연구에서는 동적 영역(dynamic range)이 128 dB인 회로망 분석기(Agilent, E8358A)를 사용하여 측정을 수행하였다.

### III. 암 조직 검출 알고리즘 및 검증

#### 3-1 암 조직 검출 알고리즘

검출된 산란 신호들은 안테나의 위치마다 수신 신호의 크기가 달라 크기는 10배 이상 차이가 생기므로 각각의 수신 신호에서 측정된 peak 값으로 정규화를 하였다. 정규화 되고 보정된 안테나 수신 신호들은 안테나의 위치가 다르기 때문에 왕복 시간에 대하여 서로 다른 지연 시간을 가지게 된다. 이러한 지연 시간을 고려하기 위해 이미지를 형성하고자 하는 격자의 위치에서 안테나의 위치에 도달

하는 시간만큼 지연 시간을 보정(time lead)하고, 모든 신호에 대해 일정한 시간만큼 shift(time leg)를 시켜 신호 처리를 수행하였다. 이때 shift 되는 시간은 계산 영역내의 모든 점에 대해 안테나와 최대 주파수 이하의 모든 주파수에서의 최대 왕복 지연 시간보다 크도록 설정하여 암 조직이 없는 부분의 신호가 intensity 함수를 구하기 위한 적분 구간에 나타날 수 없는 탐지 오류(일종의 ghost 현상) 현상을 방지하였다. 이렇게 각각의 격자점 위치에서 보정된 안테나 신호들의 합을 이용하여 식 (4)의 intensity 함수에서 상대적 크기 데이터  $I(\vec{r})$ 를 구하고 각 격자점 위치에 대한 이미지를 형상화 하고 비교함으로써 암 조직을 검출하게 된다.

보정된 신호를  $\Psi_i(t)$ 라 한다면 계산될 영역의 정상 조직 내부를 x, y, z의 격자 좌표로 나타낼 경우  $\vec{r}$ 은 격자점의 위치,  $t_{i,ret}(\vec{r}, w)$ 는 각 격자점 위치에 대한 지연 시간을 의미하며, 이때  $t_{max}$ 는 실제 신호 처리를 위한 shift 시간인  $T\_shift$ 와 입사파의 시간폭  $T\_width(=T)$ 의 합보다 커야 한다. 본 논문에서는  $t_{max}$ 를 고정하고 입사파의 시간폭을 조절하여 신호들이 적분 구간 밖으로 벗어나지 않도록 한 후 암 조직을 검출하였다. 식 (2)는 각 격자점에 해당하는 왕복 시간만큼 lead되고 일정한 시간만큼 shift된 신호들이 시간 영역으로 역푸리에 변환되는 식이며  $\Psi^{added}(\vec{r}, t)$ 는 shift 된 안테나 신호들의 합으로서 식 (3)으로 주어진다.

$$\psi_i(w) \exp[jw(t - (t_{max} - t_{i,ret}(\vec{r}, w)))] \quad (2)$$

$$(t_{max} \geq T\_shift + T\_width)$$

$$\Psi_i^{shift}(\vec{r}, t)$$

$$= F^{-1}\{(\psi_i(w) \exp[-jw(t_{max} - t_{i,ret}(\vec{r}, w))])\}$$

$$\Psi^{added}(\vec{r}, t) = \sum_{i=1}^N \Psi_i^{shift}(\vec{r}, t) \quad (3)$$

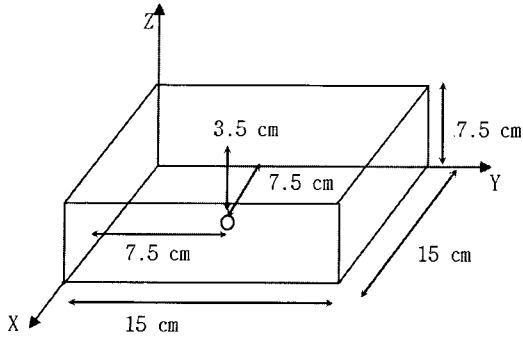
$$I(\vec{r}) = \frac{1}{T} \int_0^T [\Psi^{added}(\vec{r}, t)]^2 dt \quad (4)$$

$\psi^{added}(\vec{r}, t)$  : 지연된 시간이 보상된 신호들의 합

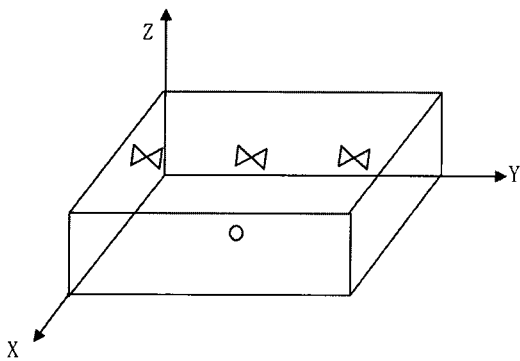
$\vec{r}$  : 격자점의 위치

$T$  : 입사파의 시간 폭

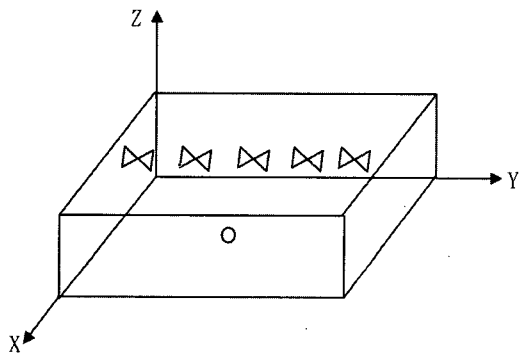
이미지 형성을 위해 앞 절에서 사용한 4 cm×4 cm의 bow-tie 안테나를 사용하고 유방 조직과 피부 조직 또한 그대로 사용하였다. 유방암 조직을 중심



(a) 전체 구성도  
(a) Configuration for simulation



(b) 안테나가 3개 배치된 경우  
(b) Configuration of three antennas for detection



(c) 안테나가 5개 배치된 경우  
(c) Configuration of five antennas for detection

그림 3. 안테나 및 암 조직의 배치  
Fig. 3. Configuration of antennas and breast tumor.

으로 안테나의 위치는 대칭이 되는 점을 이용하여 가운데 안테나를 중심으로 한 쪽만 시뮬레이션을 수행하였고, 반대쪽의 안테나 데이터는 각 위치에 대칭이 되는 시뮬레이션 데이터를 이용하였다.

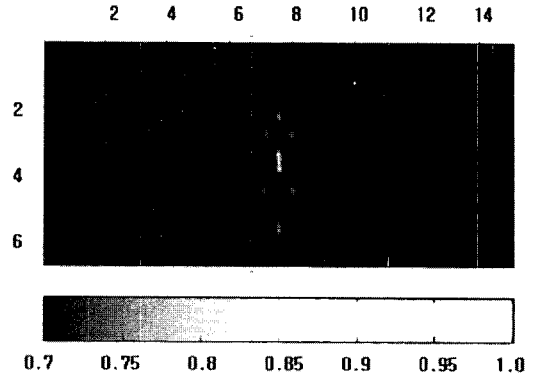


그림 4. 안테나 3개를 이용한 유방암 조직 진단 결과[단위: cm]  
Fig. 4. Result of detection using 3 antennas.

안테나의 크기를 고려하여 안테나가 3개인 경우는 12.5 cm, 7.5 cm, 2.5 cm, 5개인 경우는 12.5 cm, 11 cm, 7.5 cm, 4 cm, 2.5 cm 위치에서 시뮬레이션을 하였다. 유방암 조직은 x축과 y축 방향의 중앙인 7.5 cm, 7.5 cm, 깊이 3.5 cm인 지점에 직경 4 mm인 구 형태인 경우를 가정하였다.

한 번의 시뮬레이션에선 한 개의 안테나만을 사용하고 각각의 위치마다 암 조직이 있는 경우와 없는 경우 두 가지에 대해 시뮬레이션 한 후 얻어진 보정된 데이터를 사용하여 암 조직을 검출하였다.  $x = 7.5 \text{ cm}$ ,  $z = 3.5 \text{ cm}$ 에 위치한 직경 4 mm의 유방암 조직에 대한 각 격자점에 해당하는 이미지 크기 값인 intensity 값들을 그림 4와 5에 나타내었다. 수치 결과를 보면 안테나가 5개인 경우가 탐지 능력이

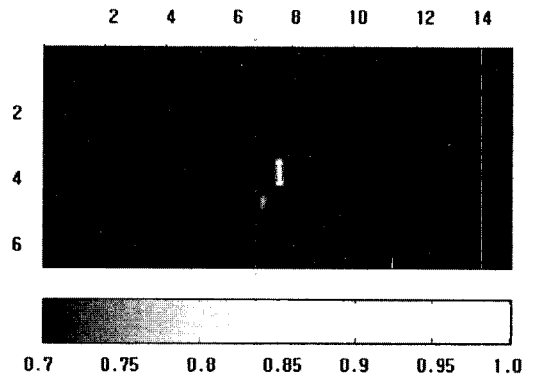


그림 5. 안테나 5개를 이용한 유방암 조직 진단 결과[단위: cm]  
Fig. 5. Result of detection using 5 antennas.

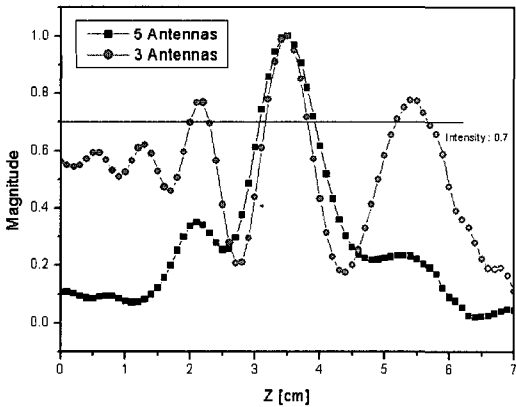


그림 6. 검출 결과에 따른 x-z 평면상의 z축 방향 intensity 함수값 분포

Fig. 6. Value of intensity function along the z axis in the x-z plane.

더 우수하며, 또한 피부 조직위에서 한 축 방향으로만 측정을 하였기 때문에 유방암 조직 모양이 구 모양이 아닌 약간 휘어진 타원형 모양으로 나타났다.

안테나의 수에 따른 탐지 정확도를 분석하기 위해 최대값이 나온 x축 단면( $x=7.5$  cm)에서 intensity 함수값들을 그림 6과 같이 z축 방향의 높이에 따라 나타내어 보았다. 그림 6에서 알 수 있듯이 안테나가 3개인 경우에 비해 안테나가 5개인 경우의 intensity 값들이 최대값 주위에 집중되어 있어서 탐지 정확도가 향상된다.

### 3-2 3차원 공간에서의 이미지 형성

유방암 조직을 그림 7과 같이 중심이  $x=y=7.5$  cm,  $z=3.5$  cm에 위치하고 직경이 4 mm인 구 형태로 모델링하였다. 보다 효율적인 시스템 구성을 위해 앞서 사용된  $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ 보다 작은  $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$ 인 전체 크기 2 cm 안테나를 사용하여 그림 3과 같이 2.5 cm 간격으로 25개의 안테나를 주사(scanning)하여 시뮬레이션 하였다.

25개의 배열 안테나로부터 동시에 암 조직을 검출할 경우에는 각 안테나의 수신 신호에 제거할 수 없는 커플링 신호가 포함되므로 암 조직의 정확한 위치를 탐지할 수 없다. 따라서 실제 시스템 구현시 한 개의 안테나로만 주사하는 것이 효율적인 방법이 될 것이다. 본 논문에서는 25개의 안테나를 한

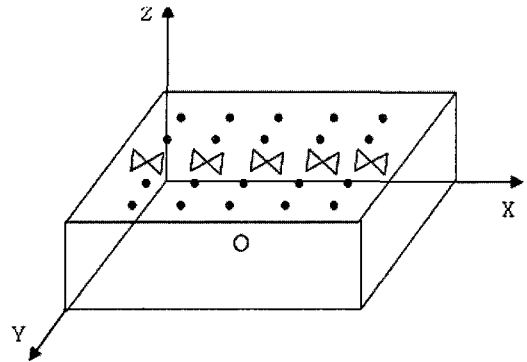


그림 7. 25개 안테나의 위치 및 구성도

Fig. 7. Configuration of 25 antennas and their position.

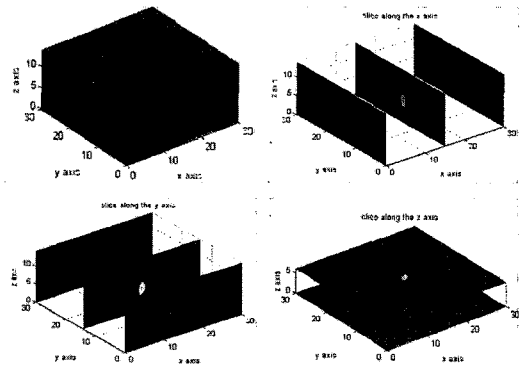


그림 8. 수평면에서 각각 주사한 경우의 암 조직 검출 결과[간격: 0.5 cm]

Fig. 8. Result of detection for horizontal scanning [spacing: 0.5 cm].

번에 하나씩 수평면을 각각 주사하여 시뮬레이션 한 후 얻은 산란 신호를 이용하여 검출 알고리즘을 통해 암 조직을 검출하였으며 그 결과는 그림 8에 보인 것과 같이 가장 큰 intensity 값이 실제 암 조직이 놓여진 위치 좌표와 근접한 7.0 cm, 7.5 cm, 3.0 cm에 나타났다.

보다 정확한 검출을 위해 수평면과 수직면의 두 단면을 각각 주사하여 얻은 보정된 산란 신호를 이용한 암 조직 검출 결과는 그림 9와 같다. 가장 큰 intensity 값은 실제 암 조직이 위치하는 좌표와 일치한 7.5 cm, 7.5 cm, 3.5 cm에서 검출되고 있으며 높이 방향에 대한 데이터가 추가되었기 때문에 정확하게 높이를 탐지하고 있음을 알 수 있다.

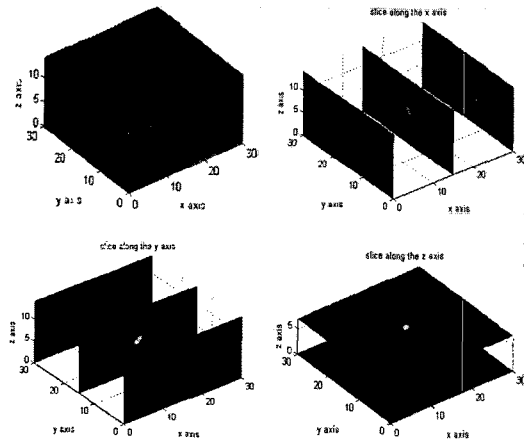


그림 9. 두 단면에서 주사한 경우의 암 조직 검출 결과[간격: 0.5 cm]  
 Fig. 9. Result of detection for horizontal and vertical scanning[spacing: 0.5 cm].

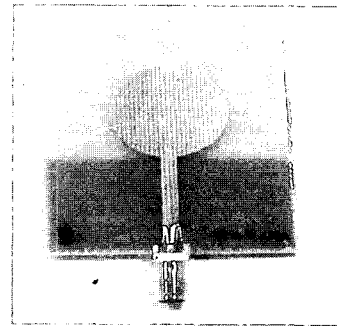
#### IV. 모의 측정 실험 및 타당성 검증

##### 4-1 광대역 안테나 제작 및 특성 측정

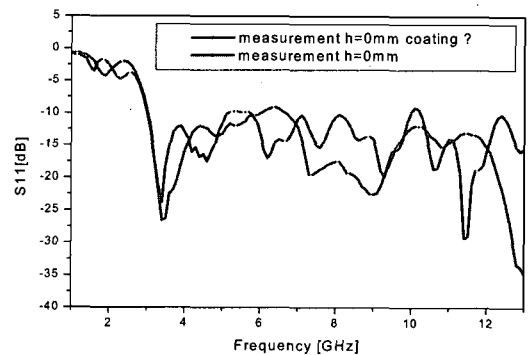
정확한 암 조직 감지를 위해서는 크기가 작고, 반사 손실 특성이 우수한 광대역 안테나가 필요하다. 특성이 우수하다면 작은 크기의 반사 신호까지 수신이 가능하므로 정확성이 높아지며 안테나가 광대역일수록 펄스폭이 좁아져 공간 해상도(resolution)가 좋아진다. 본 연구에서는 이를 만족시킬 수 있는 광대역 원형 모노폴 패치 안테나를 제작하였다<sup>[5]</sup>.

##### 4-2 실험 모델 제작 및 측정

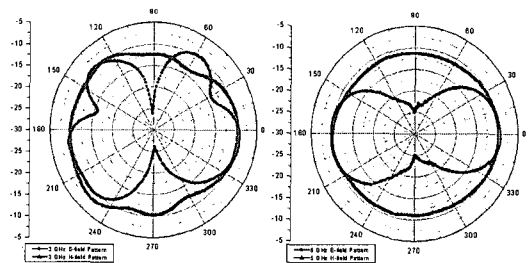
먼저 주파수에 따른 각 조직의 유전율 특성을 이용하여 모의 팬텀을 제작하였다. 표 2는 실제 조직을 통해 측정된 데이터로 주파수 5 GHz에서 정상 지방(fat) 조직과 암 조직의 비는 1:6.6이며 암 조직과 피부 조직의 비는 1.6:1이다. 따라서 실험 모델에서는 이와 유사한 비율을 가지는 물질로 대체하기 위해 정상(fat) 조직은 쉽게 구할 수 있고 값이 비싸지 않으며 인체에 유해하지 않은 soybean oil(유전율: 2.6)로 하였고, 암 조직은 diacetin과 25 °C 증류수를 혼합하여 유전율이 15.1(정상 지방 조직의 약 5.8배)이 되도록 암 조직을 제작하였으며, 피부 층은 유전율이 4.4(정상 지방 조직의 1.7배)가 되는 두께가



(a) 제작된 안테나  
 (a) Picture of the fabricated antenna



(b) 안테나 반사 손실 특성  
 (b) Return loss characteristics of the antenna



(c) 안테나 패턴 측정 결과(3, 5 GHz)  
 (c) Measurement results for the radiation pattern

그림 10. 제작된 안테나 사진 및 특성 측정  
 Fig. 10. Photo of the fabricated antenna and its characteristics.

표 2. 조직의 전기적 특성  
 Table 2. Electrical properties of tissue.

주파수	정상(Fat) 조직		피부 Dry (wet)		암 조직	
	$\epsilon_r$	$\sigma$	$\epsilon_r$	$\sigma$	$\epsilon_r$	$\sigma$
1 GHz	9	1	40.9(44.9)	3	63	1.7
5 GHz	9	0.9	35.7(39.7)	4	60	5.7
9 GHz	9	1.05	32.3(34.7)	8	58	8.0

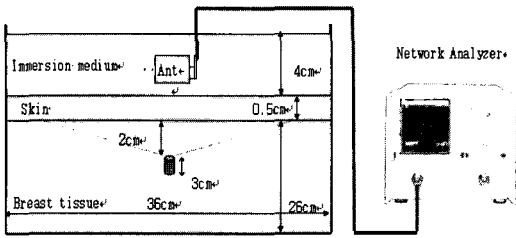


그림 11. 측정 시스템 구성도  
Fig. 11. Configuration of the measurement system.

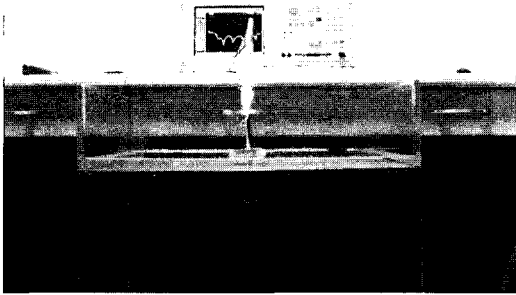


그림 12. 모의 측정 실험 사진  
Fig. 12. Photo of the measurement system.

0.5 mm인 unclad FR4 PCB 기판을 사용하였다<sup>6)</sup>. 특히 공기층과 경계면에서의 반사를 줄이기 위하여 soybean oil에 안테나가 충분히 잠기도록 하여 측정을 수행하였다.

측정 위치는 암 조직의 깊이가 2 cm일 때 암 조직 바로 위에 놓인 안테나를 중심으로 2 cm 간격으로 1~9 GHz 대역  $S_{11}$ (크기 및 위상 변화)를 회로망 분석기를 사용하여 측정 후 각 위치에 대칭이 되는 데이터를 이용하였다. 참고로 회로망 분석기의 출력 전력은 10 mW이기 때문에 본 진단 방법이 실제 진단 장치에 사용되더라도 인체에는 무해할 것이다.

4.3 측정 및 검출 결과

측정된  $S_{11}$ 의 반사 계수 크기와 위상 데이터는 그림 13과 같은 과정을 통해 실제 변조된 펄스파(변조된 Gaussian 펄스 @ 5 GHz, 펄스폭=0.4 ns)에 대한 등가의 산란 파형을 구할 수 있다.

그림 14는 산란 파형에 대한 측정치와 시뮬레이션 결과를 비교한 것으로 두 값이 상당히 잘 일치하는

것을 확인할 수 있다. 산란파 스펙트럼을 비교해 볼 때, 고주파수 영역에서는 두 결과가 잘 일치하나 저주파수 영역에서는 다소의 차이를 보인다. 저주파수 영역은 그림 14(b)에 보인 것과 같이 시간 파형에서 볼 때 크기 변화가 적은 부분에 해당하며, 이 부분은 검출 알고리즘에 큰 영향을 미치지 않는다. 측정된 산란 신호 데이터를 사용한 암 조직 검출 결과는 그림 15와 같다. 실제 암 조직 위치는  $x=18$

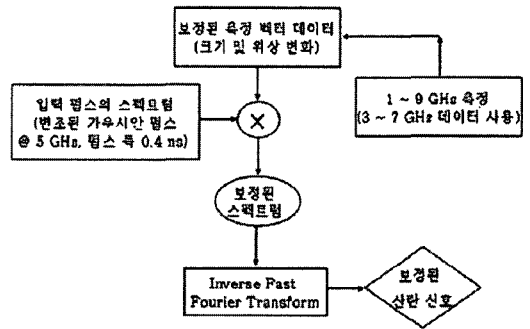
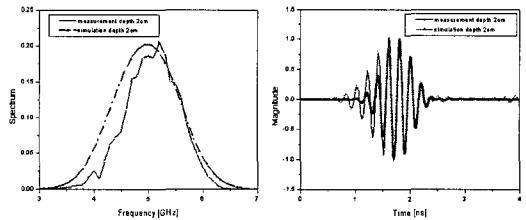
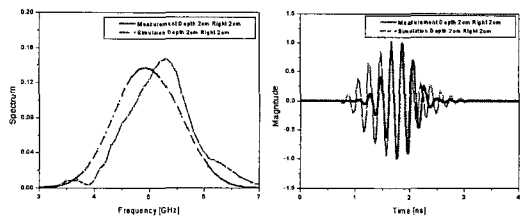


그림 13. 측정치로부터의 산란 신호 검출 과정  
Fig. 13. Detection process for scattered signal from measurement data.



(a) 중앙 위치의 산란 파형  
(a) Scattered data from the antenna at the center position



(b) 중앙 2 cm 위치의 파형  
(b) Scattered data from the antenna located at 2 cm from the center position

그림 14. 주파수 및 시간영역 산란 파형에 대한 측정 데이터와 시뮬레이션 결과 비교  
Fig. 14. Comparison of measured and simulated scattered signals in time and frequency domain.

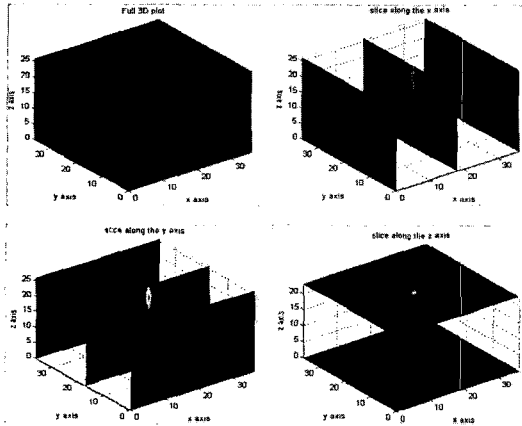


그림 15. 측정 데이터를 이용한 암 조직 검출 결과  
Fig. 15. Results of tumor detection from measured data.

cm,  $y=18$  cm,  $z=24$  cm이며, 검출된 위치는 각각 17 cm, 18 cm, 22 cm로서 실제 위치에 근접하게 검출됨을 확인하였다. x축과 z축 방향에 대해 검출 오차가 존재하는 것은 실제 측정이 x축 방향으로만 이루어졌기 때문이다. 또한 그림 15에서 y축과 z축 방향에 대한 공간 해상도가 떨어지는 것도 같은 이유이며, y축과 z축 방향에 대해서도 안테나를 주사하여 측정된 산란 신호를 이용하면 이를 개선할 수 있다.

## V. 결 론

본 연구는 암 조직 진단 장치의 구현 가능성에 대한 연구로서, 레이더 반사 원리를 이용한 confocal microwave imaging을 사용하여 암 조직 산란 신호를 검출한 결과 동시 검출 방법이 아닌 한 개의 안테나로 주사하는 방법을 이용하면 실제 암 조직의 존재 및 위치를 탐지할 수 있음을 시뮬레이션과 실제 측정을 통해 검증하였다. 본 논문에서는 암 조직에 대한 검출 알고리즘을 제시하였고, 반사 손실 특성이 우수한 초광대역 안테나를 사용하면 유방암 조직의 조기 발견이 가능함을 확인하였다.

먼저 시뮬레이션을 통해 수평면을 각각 주사한 경우에는 수직 방향에 대한 탐지 정확도에 다소 오차가 있었으나, 수평면과 수직면을 모두 주사한 경우에는 암 조직의 위치를 정확히 탐지함을 확인하였다. 제작된 안테나 및 실험 모델에 대해 수평면의

1축 방향(x축)으로 주사하여 얻어진 산란 신호를 이용한 검출 결과 암 조직의 y축 방향 위치는 정확히 탐지하였고, x축 및 z축 방향에 대해서는 다소의 오차가 있었다. 시뮬레이션에서 확인하였듯이 이 결과는 수평, 수직면에 대해 주사를 하면 실제 암 조직의 위치를 정확히 탐지할 수 있음을 보인다.

본 연구의 타당성 연구 결과 암 조직의 3차원적인 위치를 정확히 탐지하기 위해서는 수평면과 수직면의 주사에 의한 산란 신호가 필요함을 알 수 있었다. 또한, 우수한 탐지 성능을 위해서는 반사 손실 특성이 우수한 초광대역 안테나 및 정확한 보정 신호가 매우 중요함을 알 수 있었다. 본 연구 결과는 진단 장치 시스템 개발 연구에 활용될 수 있을 것이다.

## 참 고 문 헌

- [1] M. Sabel, H. Aichinger, "Recent developments in breast imaging", *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, pp. 315-368, 1996.
- [2] 유돈식, 김봉석, 최형도, 이에경, 백정기, "종양 조직의 유전율 특성", 한국전자과학회논문지, 13(6), pp. 566-573, 2002년 6월.
- [3] E. C. Fear, P. M. Meaney, and M. A. Stuchly, "Microwaves for breast cancer detection", *Potentials, IEEE*, vol. 22, Issue. 1, pp. 12-18, Feb.-Mar. 2003.
- [4] A. J. Surowise, S. S. Stuchly, J. R. Barr, and A. Swarup, "Dielectric properties of breast carcinoma and the surrounding tissues", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. Bme-35, pp. 146-154, Oct. 1992.
- [5] W. T. Joines, Y. Zhang, C. Li, and R. L. Jirtle, "The measured electrical properties of normal and malignant human tissues from 50 to 900 MHz", *Med. Phys.*, vol. 21, pp. 547-550, Apr. 1994.
- [6] Hernandez Lopez, Quintillan Gonzales, S. Gonzalez Garcia, A. Rubio Bretons, and R. Gomez-Martin, "Antenna array systems for microwave imaging of breast tumors", *URSI 2002*, Maastricht, Netherlands, Aug. 2002.
- [7] J. Liang, C. C. Chiay, X. Chen, and C. G. Parini,



"Printed circular disc monopole antenna for ultra-wideband applications", *Electronics Letters* 30th, vol. 40, no. 20, pp. 1246-1247, Sep. 2004.

[8] Xu Li, S. C. Hagness, B. D. Van veen, and D. van der Weide, "Experimental investigation of micro-

wave imaging via space-time beamforming for breast cancer detection", *IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest.*, vol. 1, pp. 379-382, 2003.

고 채 옥



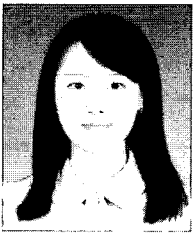
2004년 2월: 충남대학교 정보통신공학부 (공학사)  
2004년 3월~현재: 충남대학교 전파공학과 석사과정  
[주 관심분야] 전자파 전파, 전자파 산란, 전자파 인체 영향

김 정 란



2006년 2월: 충남대학교 정보통신공학부 (공학사)  
[주 관심분야] 전자파 인체 영향

박 민 영



2004년 2월: 충남대학교 정보통신공학부 (공학사)  
2004년 3월~현재: 충남대학교 전파공학과 석사과정  
[주 관심분야] 전자파 전파, 전자파 산란, 전자파 인체 영향

이 애 경



1990년 2월: 중앙대학교 전자공학과 (공학사)  
1992년 2월: 중앙대학교 전자공학과 (공학석사)  
2003년 8월: 충남대학교 대학원 전파공학과 (공학박사)  
1992년 2월~현재: 한국전자통신연구원 디지털방송연구단 전파기술연구그룹 책임연구원  
[주 관심분야] EMC 현상의 이론적 해석, 전자파 인체 노출량 평가 등

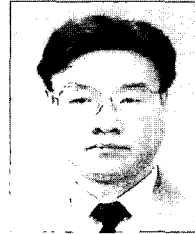
최 형 도



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

파진흥협회 부설 EMC기술지원센터장  
1983년 3월~현재: 한국전자통신연구원 전자파환경연구팀장  
[주 관심분야] 전자파 재료, 전자파 인체 영향, EMI/EMC

백 정 기



1978년 2월: 서울대학교 전자공학과 (공학사)  
1985년 9월: Virginia Tech. 전자과 전파 (공학석사)  
1988년 9월: Virginia Tech. 전자과 전파 (공학박사)  
1978년 3월~1983년 2월: 국방과학

연구소  
1988년 10월~1989년 2월: 한국전자통신연구원  
1989년 3월~1995년 2월: 동아대학교 전자공학과 부교수  
1995년 2월~현재: 충남대학교 전파공학과 교수  
2004년 3월~현재: 충남대학교 전자파환경기술연구(EM-ERC) 센터장  
[주 관심분야] 전자파 전파, 전자파 산란, 전자파 인체 영향

최 재 익



1981년 3월: 고려대학교 전자공학과 (공학사)  
1983년 8월: 고려대학교 전자공학과 (공학석사)  
1995년 2월: 고려대학교 전자공학과 (공학박사)  
1983년 3월~현재: 한국전자통신연

구원 미래원천기술팀장  
2002년 9월~2003년 8월: UCLA Visiting Scholar  
[주 관심분야] 초고주파 및 안테나 설계, 전파방송 관련 무선 전송 기술