

병리학적 조직 진단장치 개발에 대한 타당성 분석 연구

°고 채 옥·박 민 영·백 정 기

충남대학교 전파공학과

wall081@cnu.ac.kr, mypark@cnu.ac.kr, jkpack@cnu.ac.kr

Feasibility Study for the Development of a Device for Detecting Pathological Tissues

°Chea-Ok Ko · Min-Young Park · Jeong-Ki Pack

Department of Radio Science & Engineering Chungnam National University

Abstract

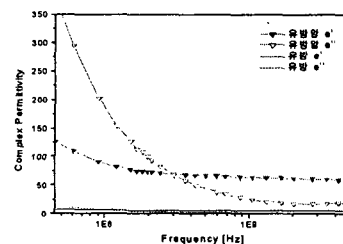
X-ray is currently most effective method in detecting small malignant breast tumors but has the several problems due to suppressing breast, ionizing radiation and not detecting small cancer. In this paper, a new method is proposed by using dielectric characteristics of pathological tissues and time delay of backscattered response. 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 is a key element of such detection system. Further study is ongoing to develop a commercial system.

Key Words : Microwave imaging, UWB, Detection, Breast cancer, Confocal.

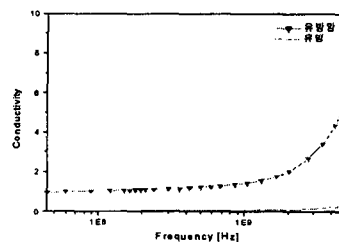
I. 서 론

X선 촬영법은 초기단계에 암조직을 가장 효과적으로 검출할 수 있는 진단 방법이나 X선 주파수에서는 작은 암 조직의 경우 정상 조직과의 구분이 어렵고 가슴의 압박으로 인하여 영상이 뚜렷하지 않다. 또한 환자들은 전리성 복사인 X선이 인체 영향을 유발할 수 있는 수준의 레벨에 노출될 수 있다. 이러한 문제점으로 인해 유방암 진단 방법에 있어서 새로운 방법에 대한 연구가 시작되었으며 활발히 진행 중이다.[1]

마이크로파 촬영법이란 300 MHz ~ 30 GHz 에서 전기장에 의하여 원하는 물체의 내부 구조를 보는 것으로 정의할 수 있다. 유방암 진단에 있어서 마이크로파 촬영법을 사용하는 이유는 마이크로파 주파수에서 그림 1처럼 유방과 유방암의 조직 유전율은 다른 암조직들과 달리 매우 큰 전기적 특성이 상당한 차이를 보이고 있어서 작은 종양이라도 다른 암 조직에 비하여 감지하기가 쉽기 때문이다.[2]



(a) 유방과 유방암의 유전율 비교 (45 MHz ~ 5 GHz)



(b) 유방과 유방암의 도전을 비교(45 MHz ~ 5 GHz)

그림 1. 유방과 유방암의 도전을 비교

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

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 위해서 본 논문에서는 레이더 반사 원리를 이용한 confocal microwave imaging을 이용하였다. Confocal microwave imaging는 UWB(ultra-wideband) 펄스를 송신한 안테나로 역산란파를 수신하여 유전율 복원이 아닌 산란 영역에서의 산란체의 존재와 위치를 확인하는 방법이다. 이 방법은 각각의 안테나에서 수신된 암 조직에 대한 반사파 신호의 크기와 지연 시간 차이를 이용하여 암 조직의 위치를 판별하게 된다.[3]

II. 암조직 산란 신호 검출

1. Breast Modeling

Confocal microwave imaging 방법을 이용하기 위해 인체의 구조를 고려하여 셀 크기는 $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 1$ mm로 전체 크기가 15 cm × 15 cm × 7 cm인 정상 유방 조직과 1 mm 두께인 피부 조직, 그리고 4 cm × 4 cm 크기의 bow-tie 안테나를 모델링하였다.

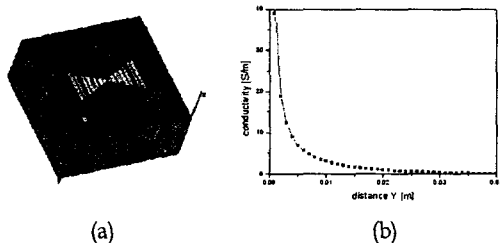


그림 2. 시뮬레이션을 위한 모델링 및 안테나 도전을 특성
Fig. 2. Conductivity characteristics of the simulated antenna and its modeling.

Bow-tie 안테나는 안테나 끝부분의 반사를 줄이기 위해 길이 방향 좌표인 y 의 값에 따라 도전율이 변화하도록 하였다. 그림 4의 (b)와 같이 y 의 값이 커질수록 도전율 값이 작아져 $y = h$ 인 끝부분에서 0이 된다. 그림 3의 (a)는 전체 모델링 된 그림이며 (b)는 안테나의 도전을 특성 그래프이다. 조직의 유전율은 표 1이며 안테나의 전원은 안테나 급전점에 delta-gap 방법으로 $f = 6$ GHz, $\tau = 0.133$ ns, $t_0 = 4 \tau$ 인 변조된 Gaussian 펄스를 인가하였다.

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

표 1. 조직의 유전율 특성

Table. 1. Dielectric properties of simulated tissues.

주파수	정상 Fat 조직		피부		암조직	
	ϵ_r	σ	ϵ_r	σ	ϵ_r	σ
6 GHz	9	0.4	36	4	50	7

2. 시뮬레이션 결과

암 조직에 의한 반사 신호 값을 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 dB 이고 최악의 경우 (암조직 지름 1.76 mm, 깊이 5 cm)는 약 -115 dB이다. 즉, 안테나의 반사 레벨이 암조직에 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 감지 할 수 있어야 한다. 따라서 동적 범위가 128 dB인 회로망 분석기(Agilent, E8358A)을 사용하여 측정을 수행하였다.

III. 암조직 검출 알고리즘 및 검증

정규화 되고 보정된 안테나 수신 신호들은 안테나의 위치가 다르기 때문에 유방암 조직으로부터 산란되어 돌아오는 시간이 다르다. 이를 이용한 암조직의 탐지를 위해 주사(scanning)하는 격자의 위치에서 각각의 안테나 위치에 도달하는 시간만큼 지연시간을 shift 시킨 후, 아래의 식 (4)와 같은 intensity 함수 $I(\vec{r})$ 을 구하면 실제 암조직의 위치에서 이 값이 최대가 된다. $\psi^{aligned}(\vec{r}, t)$ 는 왕복 지연시간만큼 역으로 shift시킨 정규화 되고 보정된 안테나 신호들의 합을 의미하며, 이때 \vec{r} 은 안테나의 위치, t 는 입사파의 시간 폭을 의미한다.[4] 단, shift 시간은 계산 영역 내 모든 점에 대해 최대 주파수 이하의 모든 주파수에서의 각 안테나에 대한 최대 왕복 지연시간보다 크게 설정하여 탐지 오류가 발생하지 않도록 한다.

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

$$(t_{max} \geq T_shift + T_width)$$

$$\psi_i^{shift}(\vec{r}, t) = F^{-1}\{\psi_i(\omega) \exp[-j\omega(t_{max} - t_{i,ret}(\vec{r}, \omega))]\}$$

$$\psi^{acked}(\vec{r}, t) = \sum_{i=1}^N \psi_i^{shift}(\vec{r}, t) \quad (3)$$

$$K(\vec{r}) = \frac{1}{T} \int_0^T [\psi^{acked}(\vec{r}, t)]^2 dt \quad (4)$$

$\psi^{acked}(\vec{r}, t)$: 지연된 시간이 보상된 신호들의 합
 \vec{r} : 안테나 위치
 T : 입사파의 시간 폭

유방암 조직은 그림 3 과 같이 중심이 $x = y = 7.5 \text{ cm}$, $z = 3.5 \text{ cm}$ 에 위치하고 직경이 4 mm인 구 형태로 모델링하였다. 보다 효율적인 시스템 구성을 위해 앞서 사용된 4 cm × 4 cm 보다 작은 1 cm × 1 cm 인 전체 크기 2 cm 안테나를 사용하여 그림 3과 같이 2.5 cm 간격으로 25개의 안테나를 동시에 주사(scanning)하여 시뮬레이션 하였다. 이 경우의 암조직 검출 결과는 정확한 위치를 감지하지 못한다. 이러한 이유는 안테나 배열시 생기는 커플링에 의한 효과로 수신 신호 자체에 제거할 수 없는 커플링 신호가 포함되어 나타나는 현상이다. 따라서 실제 시스템 구현 시 한 개의 안테나로만 주사하는 것이 효율적인 방법이 될 것이다. 본 논문에서는 한 번에 한 곳의 위치에서만 25개의 안테나를 각각 주사한 후 위의 검출 알고리즘을 사용하여 암조직을 검출 하였으며 그 결과 그림 4와 같이 정확하게 감지하고 있음을 보이고 있다.

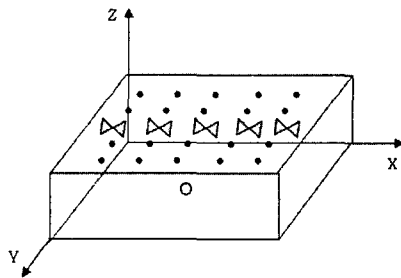


그림 3. 25개 안테나의 위치 및 구성도
 Fig. 3. Configuration of 25 antennas and their position.

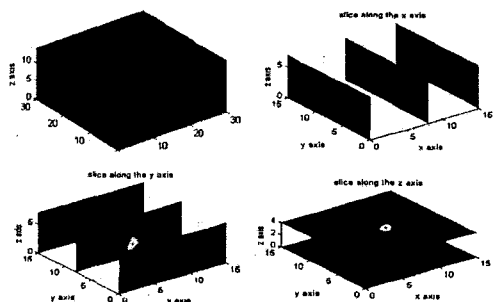


그림 4. 시뮬레이션 데이터를 이용한 암조직 검출 결과
 Fig. 4. Results of tumor detection form simulation data.

IV. 모의 측정 실험 및 타당성 검증

1. 광대역 안테나 제작 및 특성 측정

정확한 암조직 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. 이를 만족시키기 위해 광대역 원형 모노폴 패치 안테나를 제작하였다.[5]

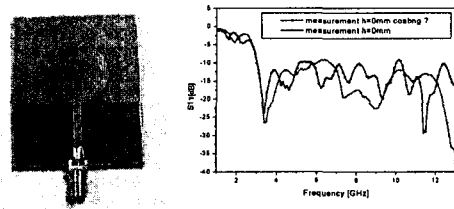


그림 5. 제작된 안테나 사진 및 특성 측정
 Fig. 5. Photo of the fabricated antenna and return loss.

2. 실험 모델 제작 및 측정

주파수 5 GHz에서 정상 지방(fat) 조직과 암조직의 비는 6.6 : 1 이며 암조직과 피부 조직의 비는 1.6 : 1이다. 따라서 이와 유사한 비율을 가지는 물질로 대체하기 위해 정상 조직은 soybean oil(유전율: 2.6)로, 암조직은 25 °C 증류수와 diacetin을 혼합하여 정상 조직 유전율 보다 6배 이상 되도록 모의 팬텀을 제작하였으며 피부 조직은 FR4 PCB 기판(유전율: 4.4, 두께: 0.5mm) 사용하였다.[6] 특히 공기층과 경계면에서의 반사를 줄이기 위하여 soybean oil에 안테나가 충분히 잠기도록 하였다.

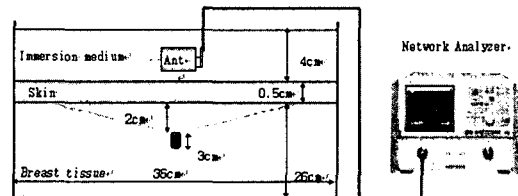


그림 6. 측정 시스템 구성도
 Fig. 6. Configuration of measurement system.

측정 위치는 암조직의 깊이가 2 cm 일 때 암조직 바로 위에 놓인 안테나를 중심으로 2 cm 간격으로 1 ~ 9 GHz

대역 S11(크기 및 위상 변화)를 측정한 후 각 위치에 대칭이 되는 데이터를 이용하였다.

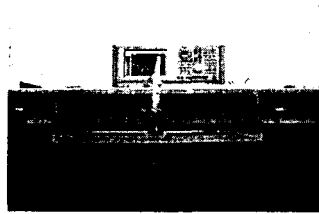
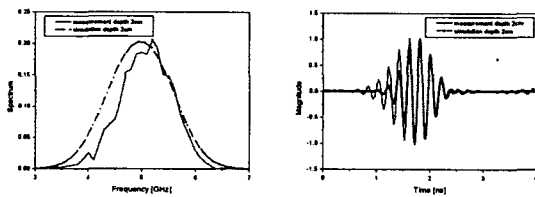


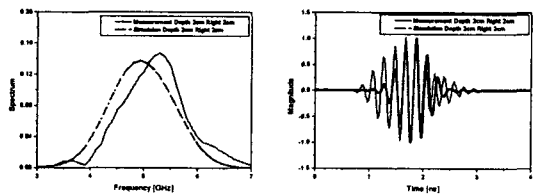
그림 7. 모의 측정 실험 사진
Fig. 7. A view of measurement system.

3. 측정 및 검출 결과

측정된 S11의 반사계수 크기와 위상 데이터는 입력 펄스(변조된 Gaussian 펄스 @ 5 GHz, 펄스폭 = 0.4 ns)의 스펙트럼을 곱하고 역 FFT을 하여 실제 변조된 펄스파에 대한 등가의 산란 파형을 구하였다. 산란파의 시간 파형은 그림 8과 같이 입력 펄스에 대해 시간 지연 특성과 크기 변화를 나타내고 있으며, 시뮬레이션에서 얻어진 결과와 거의 일치한다. 이러한 산란파 데이터를 이용하여 암조직을 검출시 그림 9와 같이 암조직이 놓인 곳을 정확히 감지하고 있음을 보인다. 이때 피부 조직위의 x축 방향으로만 측정을 하여 유방암 조직 모양이 약간 휘어진 타원형 모양으로 나타났다. 만약 유방 조직의 수직인 두 면에서 등간격의 안테나를 놓고 측정시 완전한 구 모양을 얻어낼 수 있을 것이다.



(a) 주파수 및 시간 영역 산란 파형



(b) 2cm 간격 후의 주파수 및 시간 영역 산란 파형

그림 8. 측정 데이터 및 시뮬레이션 결과 비교

Fig. 8. Comparison of scattered and measured data in time and frequency domain.

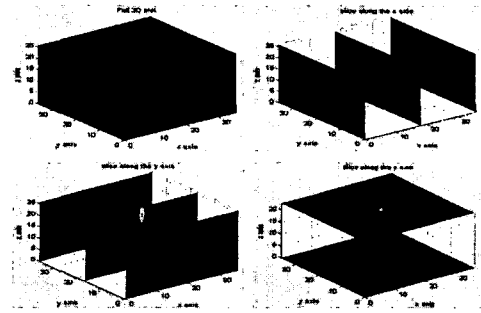


그림 9. 산란파 데이터를 이용한 암조직 위치 검출 결과
Fig. 9. Results of tumor detection from measured data.

V. 결론

본 연구는 변조된 펄스파를 이용한 암조직 진단장치의 구현 가능성에 대한 연구로서 적절한 검출 알고리즘과 반사 손실 특성이 우수한 초광대역 안테나를 사용하면 유방암 조직의 조기 발견이 가능함을 확인하였다. 본 연구결과는 진단장치 시스템 개발연구에 활용 될 수 있을 것이다.

참고 문헌

- [1] M. Sabel and H. Aichinger, "Recent developments in breast imaging," *Phys. Med. Biol.*, vol.41, pp.315-368, 1996
- [2] 유돈식, 김봉석, 최형도, 이예경, 백정기, "종양 조직의 유전율 특성", *한국전자파학회논문지*, vol.13, no.6, pp.566-573, 2002.
- [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.-March, 2003.
- [4] 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 17-24, 2002.
- [5] 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.
- [6] Xu Li, S. C. Hagness, B. D. Van veen and D. van der Weide, "Experimental investigation of microwave imaging via space-time beamforming for breast cancer detection", *IEEE MTT-S International Microwave Symposium digest.*, vol.1, pp.379-382, 2003.