

의용 전자파 영상을 위한 모멘트법 순방향 해석 알고리즘

MoM Forward Solver for Medical Microwave Imaging

김보라 · 이택경 · 손성호* · 전순익*

Bo-Ra Kim · Taek-Kyung Lee · Seong-Ho Son* · Soon-Ik Jeon*

요 약

본 논문에서는 전자파를 이용하여 인체 내 암 조직을 찾아내기 위해 역산란 방법인 BIM(Born Iterative Method)에 적용되는 순방향 해석 알고리즘을 MoM(Method of Moment)으로 구현하였다. 특히 유방암의 전자파 산란 해석을 위해 2차원 유방 단면 구조를 이용하였다. 이 단면 구조를 적분방정식과 2차원 그린함수를 이용하여 정식화한 후 MoM을 적용하여 해석하고 산란 전장을 구하였다. 또한, 유방암 측정 실험 장치를 통해 얻은 모사구조에 대한 측정값과 MoM을 이용한 수치해석 계산 값을 비교하여 결과를 분석하였다.

Abstract

In this paper, we developed MoM(Moment of Method) forward solver to implement the inverse scattering by using BIM(Born Iterative Method) for the detection of cancer in human body. Especially, we adopted two-dimensional breast structure to analyze electromagnetic scattered phenomena. For the two-dimensional scattering structure, the integral equations is solved with MoM employing two-dimensional Green's function. Also, calculated results are compared with the measured results obtained from breast cancer detecting equipment.

Key words : Microwave Imaging, Breast Cancer, Method of Moment

I. 서 론

최근 사람들은 건강에 대한 관심이 증가하고 있고, 이러한 관심들은 의학 및 의료 진단 분야의 발전을 가져왔다. 현재 의료 진단 분야 중 인체 영상 진단 기술들에는 X-선(X-ray) 촬영, CT(Computed Tomography), MRI(Magnetic Resonance Imaging), 초음파 등 다양한 영상 기술들이 사용되고 있다.

인체 영상 진단 기술에서 가장 보편적으로 이용되는 X-선 촬영은 인체 내부의 뼈나 장기에 흡수되는 X-선 양의 차이를 이용하여 장거나 조직의 밀도에 따른 영상 사진을 얻는 기술이다. 이러한 2차원

X-선 영상을 3차원으로 발전시킨 기술이 CT이다. CT는 인체의 단면 주위를 돌면서 X-선을 투사하고, 인체를 통과한 X-선의 감소량을 측정한다. 인체 내부의 장기들은 서로 밀도차가 있으므로 X-선이 투과된 정도를 컴퓨터로 분석하여 내부 장기의 밀도를 가늠하고, 단면을 자세한 영상으로 복원한다.

한편, MRI는 강력한 자기장을 사용하는 영상 장비이다. 강력한 자석을 인체에 사용하면 몸속에 있는 구성 물질이 자성에 반응하는 정도를 이용하여 영상을 얻는다. 그러나 이러한 기존의 기술들은 인체에 유해한 측정 메커니즘과 높은 오차 발생에 대한 단점이 지적되고 있어, 인체에 무해하고 정확한

「본 연구는 지식경제부 및 정보통신진흥원의 IT 원천기술개발 사업 [2007-F-043-03, 전자파 기반 진단 및 방호 기술 연구]의 일환으로 수행하였음.」

한국항공대학교 항공전자 및 정보통신공학부(School of Electronics, Telecommunication and Computer Engineering, Korea Aerospace University)

*한국전자통신연구원 전파기술연구부(Radio Technology Research Department, ETRI)

· 논문 번호 : 20090529-17S

· 수정완료일자 : 2009년 8월 6일

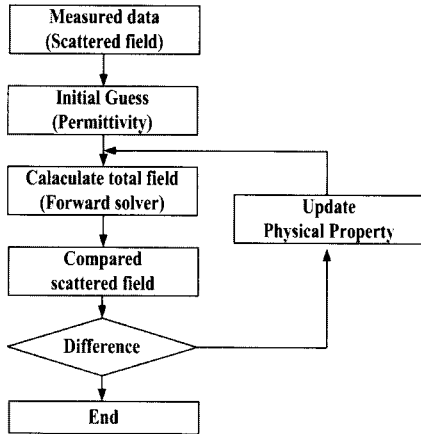


그림 1. 역산란 BIM의 순서도
Fig. 1. Flowchart of BIM.

영상 획득 기술이 요구되고 있는 실정이다. 예를 들어, X-선, CT 촬영의 경우는 방사선 노출에 대한 위험이 있으며 MRI는 강한 자기장에 대한 위험이 있다. 또한, 이들 기술은 인체 조직 밀도에 대한 정보만을 제공하기 때문에, 동일한 밀도를 갖고 있지만 특이 물질인 암의 특성에 대한 정보를 제공하는 어려움이 있다. 또한, 운용 주파수가 낮은 초음파는 산란체 내부에 다중 산란 효과가 발생하여 재구성된 영상에 왜곡이 발생한다는 문제가 있다.

이러한 측면에서 전자파 역산란을 이용한 기술은 인체 조직의 물리적 특성인 유전율과 도전율을 이용해 정상 조직과 암 조직의 차이를 파악한다^[1]. 그림 1은 이러한 유전율과 도전율을 알아내기 위한 역산란법 BIM(Born Iterative Method)의 순서도를 나타낸다^[2]. 이를 이용하여 정상 조직과 비정상 조직인 암 조직의 정확한 유전율과 도전율을 알아낸다. 특히 주변 세포가 지방으로 구성되어 있는 유방암 진단에 적용하게 되면 암세포를 쉽고 정확하게 찾아낼 수 있다. 또한, 이 방법은 방사선이나 강한 자기장에 대한 노출 위험이 없으며, 상대적으로 경제적인 진단이 가능하다. 이러한 이유로 전자파 역산란을 이용한 의료 진단 및 치료 분야가 최근 국내외에서 연구되고 있다^{[3]~[10]}.

본 논문에서는 유방암 진단 장치에서 사용될 역산란 방법인 BIM에서 사용하기 위한 순방향 해석방법인 MoM에 대하여 설명하고, 이를 실제 유방암 진단

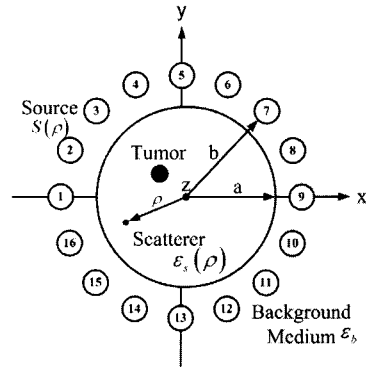


그림 2. 유방암 진단을 위한 2차원 산란 구조(a=4.5 cm, b=15 cm)
Fig. 2. 2D structure for breast cancer detection(a=4.5 cm, b=15 cm).

단 장치에서 도출된 측정값과 MoM으로 수치해석한 계산 결과를 비교하였다.

II. 유방암 진단을 위한 구조 및 해석

유방암 진단을 위한 장치의 구조는 그림 2와 같다. 산란체(scatterer)는 유방을 모델링한 것으로 그 주위에는 16개의 안테나가 일정한 간격으로 위치하고 있다. 이 안테나는 송수신을 담당하고 산란체를 통과한 신호와 전원에서 직접 들어온 신호를 수신한다. 획득된 수신 신호는 BIM을 이용하여 산란체 전체의 유전율과 도전율을 복원하고, 지방 조직과 다른 유전율과 도전율을 갖고 있는 부분을 확인하여 유방암의 유무를 진단한다.

임의의 3차원 구조에서 전류 전원에 의해 발생하는 전장에 관한 Helmholtz 방정식은

$$\nabla^2 \vec{E} + k^2 \vec{E} = j\omega \mu \vec{J} + \frac{\nabla(\nabla \cdot \vec{J})}{j\omega \epsilon} = \vec{s}(\vec{r}) \quad (1)$$

으로 나타난다. 복잡한 3차원 구조 해석에 앞서, 2차원의 간단한 평면 해석을 수행함으로써 산란체의 유전율과 도전율 특성을 확인한다. 유방암 진단 구조가 z축 방향으로 무한 길이의 원통형 산란체로 구성되어 있고, 전원 또한 z축 방향으로 균일하게 분포되어 있다고 가정하면 식 (1)은

$$(\nabla^2 + k^2)E_z(\rho) = j\omega \mu J_z(\rho) = s(\rho) \quad (2)$$

로 z축 방향을 제외한 단면방향(xy-평면)에 대한 스칼라 식으로 변환된다. 그림 2에서는 이러한 단면 방향에 대한 구조를 보여주고 있다. 균일한 배경매질(background medium) 내에 산란체가 놓여 있으며, 산란체 내부의 유전율은 불균일한 것으로 가정한다. 스칼라 그린함수(Green's function) $g_0(\rho, \rho')$ 은 식 (2)에 대하여

$$(\nabla_t^2 + k^2) g_0(\rho, \rho') = -\delta(\rho - \rho') \quad (3)$$

으로 만족한다.

식 (2)와 (3)으로 부터 전장에 관한 적분방정식은

$$\begin{aligned} E_Z(\rho) &= -\int_S dS' g_0(\rho, \rho') s(\rho') \\ &+ \int_S dS' g_0(\rho, \rho') [k_s^2(\rho') - k_b^2] E_Z(\rho') \\ &= E_Z^{inc} + E_Z^{scat} \end{aligned} \quad (4)$$

으로 전체 전장은 입사전장, E_Z^{inc} 과 산란체에 의해 산란된 전장, E_Z^{scat} 의 합으로 구성되어 있다. 산란 전장에서 파수(wavenumber) k_s^2 는 $w^2 \mu_0 \mu_s \epsilon_0 \epsilon_s$ 으로 계산되며, 산란체의 유전상수를 ϵ_s 로 적용하고 μ_s 는 1이다. k_b^2 는 $w^2 \mu_0 \mu_b \epsilon_0 \epsilon_b$ 으로 배경 매질의 유전상수를 ϵ_b 로 이용하고 마찬가지로 μ_b 는 1이다. 즉, 산란 전장은 산란체와 배경매질의 유전율의 차이에 의해 결정되는 것이다. MoM을 통해 산란문제를 해석하기 위해 산란체 내부에 대해 적분방정식을 적용하면

$$E_Z(\rho) - E_Z^{inc}(\rho') = E_Z^{scat}(\rho), \quad \rho, \rho' \in S \quad (5)$$

이다. 여기서 ρ 은 관측점, ρ' 은 전원점을 의미하고, 두 점은 모두 산란체 내부(S)에 존재한다. 2차원 자유공간의 그린함수는

$$g_0(\rho, \rho') = -\frac{j}{4} H_0^{(2)}(k_0 |\rho - \rho'|) \quad (6)$$

으로 정의한다. 산란체 내부의 산란 전장을 기저함수(basis function)로 전개하여

$$E_Z(\rho) = \sum_{n=1}^N a_n \phi_n \quad (7)$$

로 표현한다. 식 (7)에서 a_n 은 구하고자 하는 미지수로 산란체 내부 관측점에서의 전장 세기를 의미하

며, ϕ_n 는 삼각형 기저함수이다^[11]. 확장된 산란 전장을 적분방정식에 적용하면

$$\begin{aligned} \sum_{n=1}^N a_n \left\{ \phi_n(\rho) - k_0^2 \int_S dS' g_0(\rho, \rho') \cdot \right. \\ \left. [\epsilon_s(\rho') - \epsilon_b] \phi_n(\rho') \right\} = E_Z^{inc} \end{aligned} \quad (8)$$

이 된다. 시험함수(test function)로 델타(delta) 함수를 이용하여 식 (8)을 정리하면

$$\begin{aligned} \sum_{n=1}^N a_n \left\{ -k_0^2 \int_S dS' g_0(\rho, \rho') [\epsilon_s(\rho') - \epsilon_b] \phi_n(\rho') dS' \right\} \\ = E_Z^{inc}(\rho), \quad \rho \neq \rho' \end{aligned} \quad (9-1)$$

$$\begin{aligned} \sum_{n=1}^N a_n \left\{ 1 - k_0^2 \int_S dS' g_0(\rho, \rho') [\epsilon_s(\rho') - \epsilon_b] \phi_n(\rho') dS' \right\} \\ = E_Z^{inc}(\rho), \quad \rho = \rho' \end{aligned} \quad (9-2)$$

이다. 식 (9-1)은 관측점과 전원점인 ρ, ρ' 이 서로 다른 곳에 위치해 있을 때 산란체 내부에서의 관측점과 전원점 사이의 전장을 의미한다. 식 (9-2)는 관측점과 전원점이 같아 2차원 그린함수가 발산되는 특이점에서의 전장을 나타낸다. 위 식 (9)를 행렬식 $[Z][A]=[B]$ 의 형태로 정리하여 계산하면 구하고자 하는 a_n 을 구할 수 있다.

III. 수치해석 결과

앞장에서 정리한 MoM 알고리즘을 이용하여 각 안테나 및 산란체 내외부의 산란 전장을 확인해 본다. 수치해석시 사용된 16개의 안테나는 원점을 중심으로 반경 15 cm로 산란체 주변을 동일한 간격으로 둘러싸고 있으며, 산란체의 반지름은 4.5 cm로 항상 일정하다. 유방은 유선 밀도에 따라 FT(Fatty), SC(Scattered), HD(Heterogeneously Dense), ED(Extremely Dense) 4가지로 분류한 의학계의 기준에 따라 산란체에 모든 유선 밀도들을 적용하였다. 본 논문에서는 900 MHz의 주파수를 사용하였고 4가지 유선 밀도의 유전상수 ϵ_s 과 도전상수 σ_s 는 다음 표 1과 같다.

또한, 산란체 외부 배경매질의 유전상수 ϵ_b 와 도전상수 σ_b 는 (26.5, 0.78)로 설정하여 모든 수치해석 환경에 동일하게 적용된다. 수치해석에서는 그림 2에서 나타난 (-15 cm, 0 cm)에 위치하고 있는 1번 안테나에서 1 V/m의 전원을 입력할 때 각 산란체의

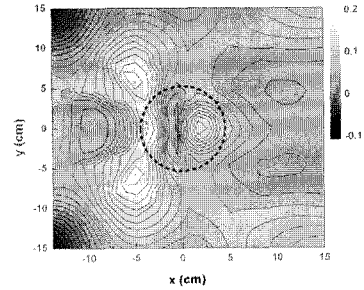
표 1. 실제 제작된 모의 유방 모델로부터 측정된 900 MHz에서 유선 밀도에 따른 유전상수와 도전상수

Table 1. Measured permittivity and conductivity data of breast density type at 900 MHz from breast cancer detecting equipment.

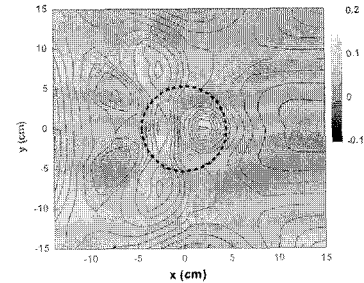
유선밀도	FT	SC	HD	ED
유전상수 (ϵ_s)	11.9	16.7	21.6	24.9
도전상수 (σ_s)	0.50	0.63	0.73	0.75

유전율과 도전율을 변경하여 산란 전장을 살펴보았다.

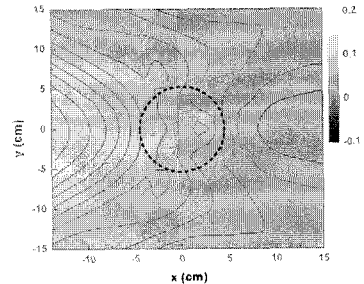
그림 3(a)~(d)는 각각 FT, SC, HD, ED의 유선 밀도에 대한 전장 크기 분포를 나타낸다. 이 때 산란체 내에 암 조직은 없고 산란체만 존재할 때의 경우를 가정하였다. 배경 매질과 산란체의 유전율과 도전율의 차이가 가장 큰 FT 유선 밀도의 경우 전원쪽으로 반사되는 파에 의해 앞부분(-10 cm, 0 cm)에 생성된 정재파를 확인하였고, 전원의 반대편인 산란체의 뒷부분(10 cm, ±5 cm)와 대각선 방면 양쪽(±15 cm, 15 cm)으로는 작은 크기의 전장분포를 확인할 수 있다. 반면 배경 매질과 산란체의 유전율과 도전율의 차이가 적은 ED 유선 밀도는 다른 유선 밀도보다 상대적으로 전장의 변화가 적은 것을 확인할 수 있다. 그림 4(a)~(d)는 산란체 내에 암 조직이 존재하는 프로그램의 결과이다. 암은 반지름 1 cm의 크기로 산란체의 정중앙인(0 cm, 0 cm)에 위치하고 있다. 이 때 암 조직의 유전상수 ϵ_i 와 도전상수 σ_i 는 각각 (78.6, 0.20)이다. 암 조직과 배경 매질의 유전율과 도전율의 차이가 크기 때문에 전원쪽 (-10 cm, 0 cm) 정재파의 크기가 커졌고, 암 조직 부분 (2 cm, 0 cm)에서도 급격하게 전장의 크기가 커졌다. 이를 그림 3과 비교해 본 결과 암 조직의 유무에 따라 산란 전장의 세기가 변하는 것을 알 수 있다. 그림 5는 암 조직의 위치를 (2 cm, 2.5 cm)로 변경하였을 때의 결과이다. 암 조직이 가운데 위치하는 그림 4의 결과와 비교하면 암 조직의 뒷부분에 큰 세기를 갖는 전장 부분의 위치가 달라지는 것을 알 수 있다. 이는 전장의 변화로 암의 위치를 예상할 수 있음을 의미한다. 그림 6(a)~(d)는 산란체내 암 조직이 (2 cm, 2.5 cm)에 존재시 각각의 유선 밀도에 대한 위상 변화를 나타낸다. 전장 세기 분포와 마찬가지로 배경 매질과



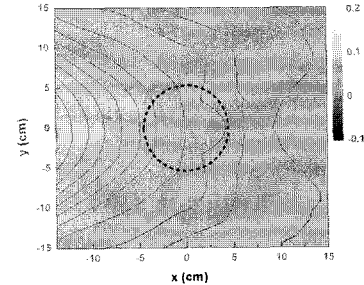
(a) FT 유선 밀도($\epsilon_s=11.9, \sigma_s=0.50$)
(a) FT breast type($\epsilon_s=11.9, \sigma_s=0.50$)



(b) SC 유선 밀도($\epsilon_s=16.7, \sigma_s=0.63$)
(b) SC breast type($\epsilon_s=16.7, \sigma_s=0.63$)



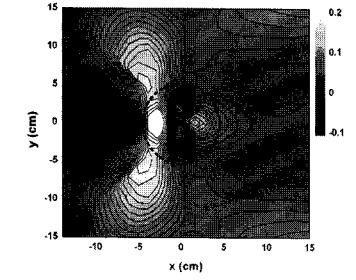
(c) HD 유선 밀도($\epsilon_s=21.6, \sigma_s=0.73$)
(c) HD breast type($\epsilon_s=21.6, \sigma_s=0.73$)



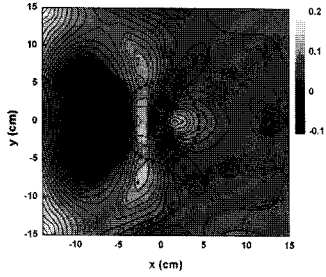
(d) ED 유선 밀도($\epsilon_s=24.9, \sigma_s=0.75$)
(d) ED breast type($\epsilon_s=24.9, \sigma_s=0.75$)

그림 3. 산란체만 존재 시 유선 밀도에 따른 산란 전장 세기 [V/m]

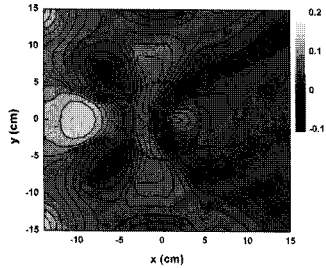
Fig. 3. Magnitude of scattered electric fields for each breast density.



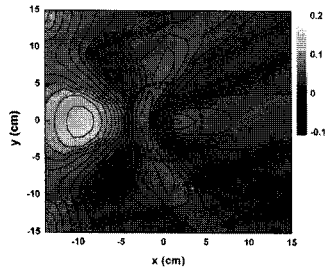
(a) FT 유선 밀도 ($\epsilon_s=11.9, \sigma_s=0.50$)
 (a) FT breast type ($\epsilon_s=11.9, \sigma_s=0.50$)



(b) SC 유선 밀도 ($\epsilon_s=16.7, \sigma_s=0.63$)
 (b) SC breast type ($\epsilon_s=16.7, \sigma_s=0.63$)



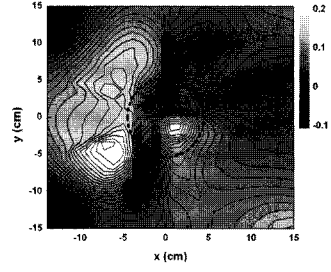
(c) HD 유선 밀도 ($\epsilon_s=21.6, \sigma_s=0.73$)
 (c) HD breast type ($\epsilon_s=21.6, \sigma_s=0.73$)



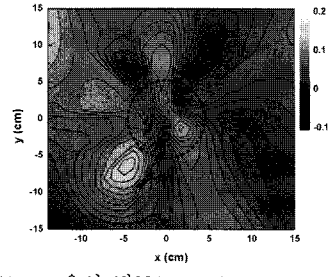
(d) ED 유선 밀도 ($\epsilon_s=24.9, \sigma_s=0.75$)
 (d) ED breast type ($\epsilon_s=24.9, \sigma_s=0.75$)

그림 4. 산란체내 암 조직($\epsilon_f=78.6, \sigma_f=0.20$)이 중심 위치(0 cm, 0 cm)에 존재 시 유선 밀도에 따른 산란 전장의 세기 [V/m]

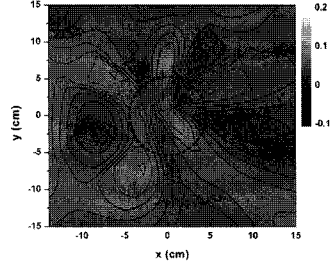
Fig. 4. Magnitude of scattered electric fields for each breast density with breast tumor($\epsilon_f=78.6, \sigma_f=0.20$) positioned at (0 cm, 0 cm).



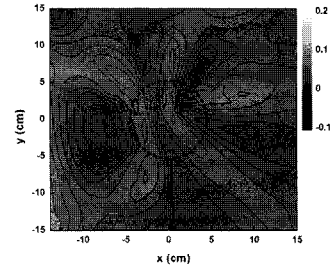
(a) FT 유선 밀도 ($\epsilon_s=11.9, \sigma_s=0.50$)
 (a) FT breast type ($\epsilon_s=11.9, \sigma_s=0.50$)



(b) SC 유선 밀도 ($\epsilon_s=16.7, \sigma_s=0.63$)
 (b) SC breast type ($\epsilon_s=16.7, \sigma_s=0.63$)



(c) HD 유선 밀도 ($\epsilon_s=21.6, \sigma_s=0.73$)
 (c) HD breast type ($\epsilon_s=21.6, \sigma_s=0.73$)



(d) ED 유선 밀도 ($\epsilon_s=24.9, \sigma_s=0.75$)
 (d) ED breast type ($\epsilon_s=24.9, \sigma_s=0.75$)

그림 5. 산란체내 암 조직($\epsilon_f=78.6, \sigma_f=0.20$)이 임의의 위치(2 cm, 2.5 cm)에 존재 시 유선 밀도에 따른 산란 전장의 세기 [V/m]

Fig. 5. Magnitude of scattered electric fields for each breast density with breast tumor($\epsilon_f=78.6, \sigma_f=0.20$) positioned at (2 cm, 2.5 cm).

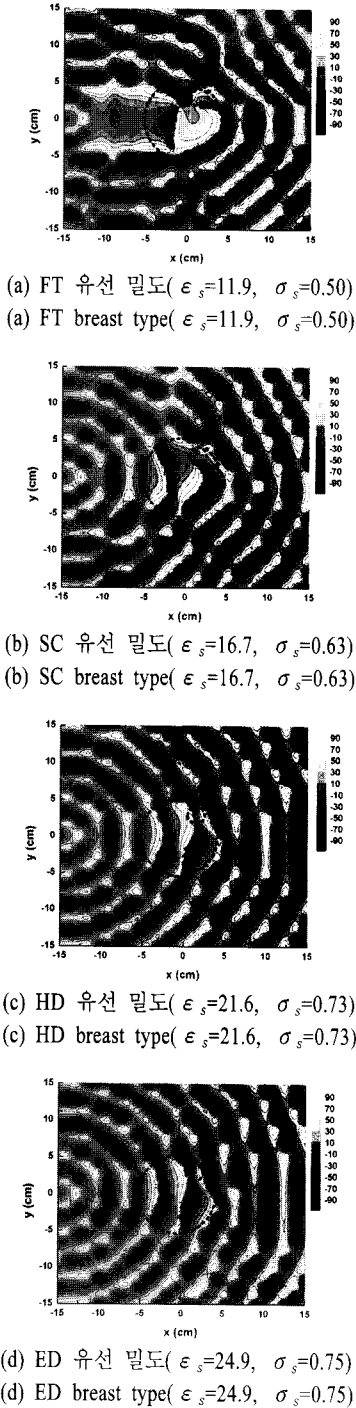


그림 6. 산란체내 암 조직($\epsilon_f=78.6, \sigma_f=0.20$)이 임의의 위치(2 cm, 2.5 cm)에 존재 시 유선 밀도에 따른 위상 변화 [Deg]

Fig. 6. Phase of scattered electric fields for each breast density with breast tumor ($\epsilon_f=78.6, \sigma_f=0.20$) positioned at(2 cm, 2.5 cm).

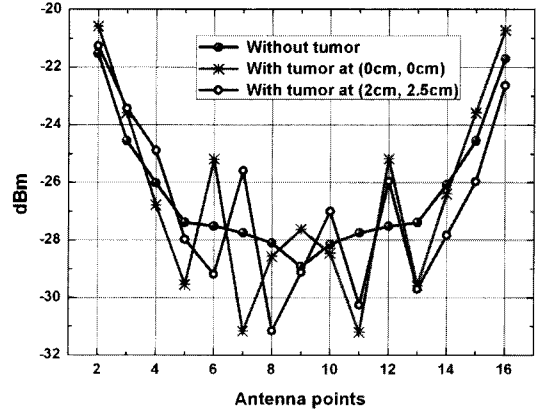


그림 7. ED 유선 밀도에서 산란해 있는 경우와 암 조직이 있는 경우의 안테나에서의 수치해석 결과값 비교

Fig. 7. Magnitude of received power at each antennas for ED breast type with or without tumor, respectively.

산란체의 유전율과 도전을 차이가 가장 큰 FT 유선 밀도에서 위상의 변화가 가장 큰 것을 확인할 수 있다. 그림 6(a)에서 (-10 cm, 0 cm)의 위치에서는 전원 점에서 들어오는 파와 산란체에 의해 반사되는 파의 위상이 서로 상쇄되어 정재파가 생성되었고, 암이 존재하는 (2 cm, 2.5 cm)에 급격한 위상 변화가 보인다. 그리고 배경 매질과 산란체의 유전율과 도전을 차이가 적을수록 위상의 변화가 적어지는 것을 알 수 있다.

그림 7은 ED 유선 밀도의 산란체에 대하여 암 조직의 유무, 위치에 따른 각 안테나 지점에서의 수신 전력 세기를 비교한 수치해석 결과이다. 산란체 내의 암 조직이 산란체 중앙에 있을 경우에는 6번과

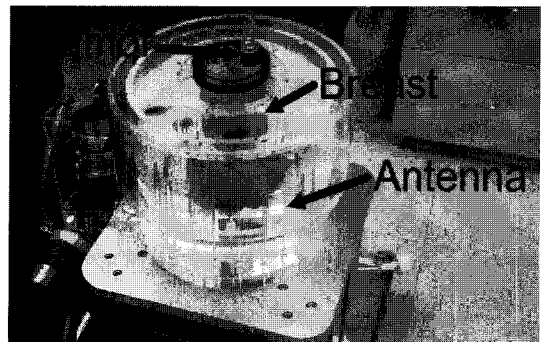


그림 8. 유방암 진단 장치의 실험 모형(test bed)
 Fig. 8. Fabricated test bed system.

12번 안테나에서 큰 값이 관측된다. 이는 산란체만 존재할 경우의 수신 값과 비교하였을 때 암 조직에 의한 산란영향으로 확인된다. 산란체 내 암 조직이 원점이 아닌 산란체의 임의의 위치에 있을 경우 원점에 있을 때의 수치해석 결과와 차이가 있음을 확인하였다. 암 조직이 산란체의 중앙부분에 있지 않아 전력 세기 분포가 비대칭으로 나타나는 현상을 확인할 수 있다.

본 연구에서 진행한 순방향 해석 알고리즘인 MoM의 결과와 한국전자통신연구원에서 구현한 유방암 진단장치를 이용하여 측정된 결과를 비교한다. 그림 8은 실제 구현된 진단장치의 실험 모형을 보여 준다. 앞서 설명했던 수치해석 구조와 같이 안테나는 반경 15 cm로 산란체 주변을 둘러싸고 있고, 플라스틱 원통에 플라스틱 원통에 소정의 혼합 액체로 만든 ED 유선 밀도의 물질을 넣어 산란체를 구현하였다. 산란체의 반지름은 4.5 cm로 항상 일정하다. 여기에 반지름이 1 cm인 플라스틱 원통을 삽입하여 암 조직을 구현하고 실험하였다. 그림 9에서는 유방암 진단 수치해석 결과 값과 실험 모형에서 획득한 측정값을 나타낸다. 그림 9(a)는 수치해석 결과 값들의 비교로 암의 유무와 위치에 따른 변화를 보여준다. 암 조직이 있을 경우, 입사파가 산란체와 암 조직에 의해 산란되어 다른 크기의 결과 값들이 각 안테나에 도출된다. 그림 9(b)는 진단장치 실험 모형에서 산란체와 암 조직 물질에 의해 산란된 산란 전력 세기를 각 안테나에서 획득한 결과이다. 이 또한 암 조직의 유무와 위치에 따라 산란파가 다르게 측정된다. 그림 9(a)와 9(b)에서 수치해석 결과와 측정 결과를 비교해 보면 산란체만 있을 경우 수치해석 결과와 측정 결과 모두 9번 안테나에서 수신되는 산란파의 크기가 낮아지는 것을 볼 수 있다. 산란체 내에 암 조직이 원점(0 cm, 0 cm)에 위치할 경우에는 안테나 7번과 11번 사이의 산란파 세기가 증가하는 결과를 볼 수 있는데 이는 암 조직에 의해 산란파가 변형된 결과이다. 또한, 6번과 12번 안테나에서 수치해석 값과 측정값의 차이를 확인할 수 있는데, 이는 3차원으로 구성된 실험 모형 장치에서의 측정값은 2차원으로 계산된 수치해석에서 나타나는 회절현상이 미약하게 보이기 때문이다. 산란체내에 암 조직이 원점에서 벗어난 (-3 cm, 0 cm)에 위치하고 있을 때는 수신 안

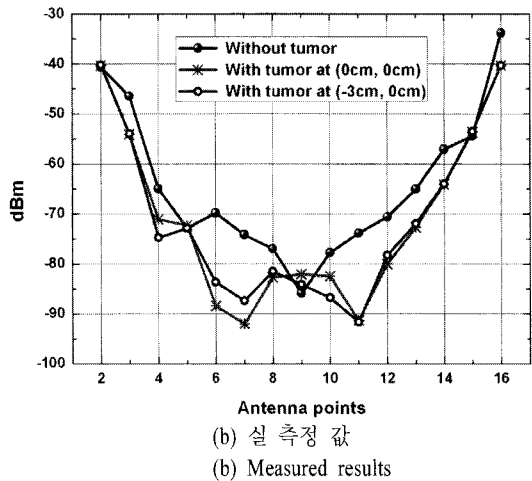
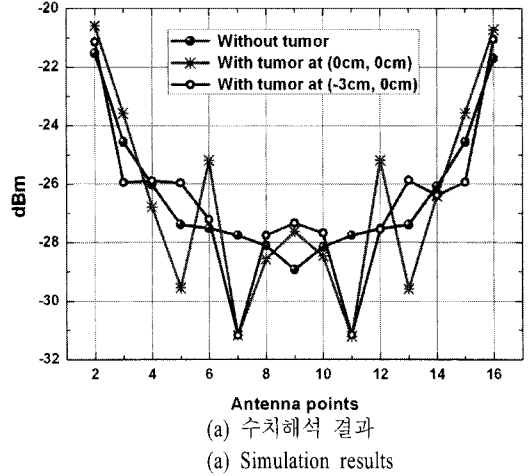


그림 9. 유방암 진단 수치해석과 실 측정값의 비교
 Fig. 9. Simulated and measured magnitude of received power at each antennas for ED breast type with and without tumor, respectively.

테나 7번과 11번 사이의 산란파가 커지는 것을 알 수 있다. 그림 9에서 살펴본 암 조직의 위치에 따른 결과에서 암 조직이 x축에 일직선으로 위치하고 있어 측정값에서 크게 차이가 보이지 않는다. 세 가지 암 조직 위치 변화의 결과로 각 안테나에서 수치해석 결과 값과 측정값이 비슷한 개형을 유지하는 것을 알 수 있다. 단, 그래프의 스케일 차이가 발생하는 이유는 실험 모형 장치는 3차원으로 그린 함수에서 감소하는 크기가 $1/r$ 이고, 수치해석은 2차원으로 그린함수가 $1/\sqrt{r}$ 로 감소하기 때문이다. 또한, 수치해석은 이상적인 환경에서 결과값이므로 실험 모형

에서 구현할 때 사용한 플라스틱 용기의 두께와 유전율 및 도전율은 고려하지 않았다.

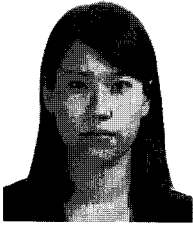
IV. 결 론

본 연구에서는 전자파 영상 복원에서 사용 가능한 순방향 해석 알고리즘을 구현하였다. 여러 가지 유전 밀도를 실제 모형과 비슷하게 구현한 수치해석에 적용하였고, 산란체 내외부의 산란 전장을 확인하였다. 특히 산란체내에 암 조직의 유무에 따른 산란 전장을 확인해 보았다. 그 결과, 배경 물질과 산란체 사이의 유전율 및 도전율의 차이가 클수록 산란 전장의 차이가 크게 나타남을 확인할 수 있다. 또한, 암 조직의 위치에 따라 변화하는 산란체 내외부의 산란 전장을 확인하였다. 구현한 수치해석의 검증을 위해 산란체 외부에 존재하는 안테나 위치에서 수치해석된 전장 결과와 실제 제작되어 있는 유방암 측정 장치의 측정값과 비교하여 개형을 확인하였다. 수치해석 결과를 실제 측정 장치에 적용하고 역산란법인 BIM에 적용하면 산란체 내부에 유전율과 도전율을 재구성할 수 있고, 암 조직의 위치를 정확하게 알 수 있을 것이다. 또한, 본 연구는 순방향 해석 알고리즘의 하나인 고속해석 FMM(Fast Multipole Method) 알고리즘의 연구의 기반이 될 것이다.

참 고 문 헌

- [1] 윤돈식, 김봉석, 최형도, 이애경, 백정기, "종양 조직의 유전율 특성", 한국전자과학회논문지, 13(6), pp. 566-573, 2002년 7월.
- [2] W. C. Chew, *Waves and Fields in Inhomogeneous Media*, New York: Van Nostrand Reinhold, 1990.
- [3] Y. Xie, B. Guo, J. Li, and P. Stoica, "On multi-static adaptive microwave imaging methods for early breast cancer detection", *ICASSP*, vol. 2, pp. 573-576, May 2006.
- [4] P. Kosmas, C. M. Rappaport, "Time reversal with the FDTD method for microwave breast cancer detection", *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 53, no. 7, pp. 2317-2323, Jul. 2005.
- [5] Y. Chen, E. Gunawan, K. S. Low, S. C. Wang, C. B. Soh, and L. L. Thi, "Time of arrival data fusion method for two-dimensional ultrawideband breast cancer detection", *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 55, no. 10, pp. 2852-2865, Oct. 2007.
- [6] S. Padhi, F. Liu, B. K. Li, N. Shuley, and S. Crozieri, "On the accurate modeling of a complex antenna for breast tumor detection using a hybrid MoM/FDTD approach", *Proc. Engineering Medicine and Biology Society*, pp. 6636-6639, 2007.
- [7] 전순익, 이종문, 김혁제, "전자파를 이용한 유방암 진단 연구", 한국전자과학회지 전자파기술, 18(3), pp. 36-44, 2007년 7월.
- [8] 이종문, 김혁제, 손성호, 전순익, "모노폴 안테나를 이용한 유방암 진단시스템", 대한전공학회 하계종합학술대회 논문집, 2009년.
- [9] 김혁제, 이종문, 손성호, 전순익, "전자파 이용 유방암 진단시스템용 송수신기 설계 제작", 대한전자공학회 하계종합학술대회 논문집, 2009년.
- [10] 손성호, 니콜라이 시모노프, 이종문, 김혁제, 전순익, "2차원 복원 알고리즘을 가지는 마이크로파 이미징 시스템", 대한전자공학회 하계종합학술대회 논문집, 2009년.
- [11] O. Axelsson, V. A. Barker, *Finite Element Solution of Boundary Value Problems*, SIAM, pp. 165-180, 2001.

김 보 라



2008년 2월: 한국항공대학교 항공전자 및 정보통신공학부 (공학사)
2008년 3월~현재: 한국항공대학교 항공전자공학과 석사과정
[주 관심분야] 전자파 수치해석, 안테나 설계

손 성 호



1997년 2월: 부산대학교 기계공학과 (공학사)
1999년 2월: 포항공과대학교 기계공학과 (공학석사)
2009년 2월: 포항공과대학교 기계공학과 (공학박사)
1999년 3월~2001년 3월: 대우자동차 기술연구소 연구원
2001년 3월~현재: 한국전자통신연구원 선임연구원
[주 관심분야] 안테나 시스템, 전자파 이용 진단기술, 전파 응용 기계시스템

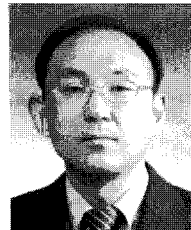
이 택 경



1983년 2월: 고려대학교 전자공학과 (공학사)
1985년 2월: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 (공학석사)
1990년 2월: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 (공학박사)
1990년 5월~1991년 4월: University of Texas at Austin, Post-Doctoral Fellow

1991년 9월~1992년 2월: 한국과학기술원 정보전자연구소 연구원
2001년 7월~2002년 7월: Univ. of Illinois, Urbana-Champaign, Associate Visiting Research Professor
1992년 3월~현재: 한국항공대학교 항공전자 및 정보통신공학부 교수
[주 관심분야] 마이크로파, 안테나, 전자파 해석, 레이다

전 순 익



1984년 2월: 고려대학교 전자공학과 (공학사)
1996년 2월: 고려대학교 전자공학과 (공학석사)
2003년 8월: 충남대학교 전자공학과 (공학박사)
1984년 3월~1990년 8월: 삼성전자 중앙연구소 주임연구원
1990년 9월~현재: 한국전자통신연구원 책임연구원 (안테나 연구팀 팀장)
[주 관심분야] 초고주파 및 안테나 시스템, 전자파 이용 진단 및 치료