

LMA와 FDTD를 이용한 유방암 진단용 알고리즘 연구

Algorithm Study for Diagnosis the Breast Cancer Using LMA and FDTD

서민경 · 김태홍* · 문지연 · 전순익** · 백정기

Min-Gyeong Seo · Tae-Hong Kim* · Ji-Yeon Mun · Soon-Ik Jeon** · Jeong-Ki Pack

요 약

본 논문에서는 MT(Microwave Tomography)를 사용한 유방암 진단용 영상 재구성 알고리즘에 관하여 연구하였다. 사용된 유방암 진단용 시스템은 16개의 송수신 안테나로 구성되어 있으며, 신호 파형은 900 MHz 정현파를 사용하였다. 2차원 역산란 문제를 풀기 위하여 포워드 계산 방법으로 2차원 시간 영역 유한 차분법과 최적화 알고리즘으로 LMA(Levenberg-Marquardt Algorithm)를 이용하였다. 실제 유방암 환자의 MRI(Magnetic Resonance Imaging)로부터 얻은 수치 팬텀을 활용하여 영상 복원을 한 결과 유방암의 위치를 정확히 탐지함을 확인하였다.

Abstract

In this paper, image reconstruction algorithm for breast cancer detection using MT(Microwave Tomography) was investigated. The breast cancer detection system under development uses 16 transmit/receive antennas. The signal waveform was a sinusoidal wave at 900 MHz. To solve the 2D inverse scattering problem, we used the 2D FDTD (Finite Difference Time Domain) method for forward calculation and LMA(Levenberg-Marquardt Algorithm) for optimization. The result of the image reconstruction using the numerical phantom by MRI(Magnetic Resonance Imaging) obtained from real patient of breast cancer showed that we can detect the position of the tumor accurately.

Key words : LMA, Inverse Scattering, 2D FDTD, Breast Cancer, Microwave Tomography

I. 서 론

최근 서구화된 식습관과 저출산, 모유 수유 기피 등의 생활 패턴으로 유방암 환자가 급증하고 있다. 국내에서의 유방암은 선진국과는 달리 젊은 연령층에서도 많이 발병하는 것이 특징이며, 현재 국내 유방암 발병률은 40~50대에 가장 높고, 20~30대에서도 전체 유방암의 25%가 발병되는 추세이다. 특히, 유방암의 경우 조기 발견 시 대부분 완치가 가능하므로 조기 진단의 중요성이 매우 크다.

유방암 진단의 방법으로 주로 사용되는 X선 촬영법은 피검자가 많은 방사선에 노출되고, 촬영 시 유방이 압축되어 피검자들이 불편함과 불쾌함을 호소하고 있다. 또한, MRI는 초고가의 장비로서 해상도는 높지만 검사시간이 길고, 비용이 많이 드는 단점이 있다.

이러한 단점을 극복하고, 보완재로서 전자파를 이용한 새로운 유방암 진단 장치가 개발되고 있다. 전자파를 이용한 유방암 진단 장치는 지방 조직과 암 조직의 큰 비유전율 차이를 이용하는데, 레이더 타

「본 연구는 방송통신위원회의 전자방송위성 원천기술개발사업의 연구결과로 수행되었음(KCA-2011-11911-01108)」

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

*충남대학교 전자파환경연구센터(ElectroMagnetic Environment Research Center in Chungnam National University)

**한국전자통신연구원(Electronics and Telecommunications Research Institute)

· 논문 번호 : 20110928-107

· 교신저자 : 백정기(e-mail : jkpack@cnu.ac.kr)

· 수정완료일자 : 2011년 11월 14일

입과 토모그래피 타입의 두 가지 종류가 있다.

레이더 타입은 광대역 펄스를 사용하며, 쉬운 측정과 빠른 탐지의 장점이 있지만, 조직을 구분하기 어렵다. 토모그래피 타입은 복잡한 측정과 계산을 필요로 하지만, 각 조직들을 구분할 수 있는 장점이 있다. 토모그래피 타입은 역산란 이론을 응용하는 방법으로 Born이나 Rytov 방법이 사용되다가 수치해석 알고리즘과 최적화 알고리즘을 이용하여 영상 복원 알고리즘을 구현한다^{[1]~[5]}. 유전체의 영상 복원 시 산란체의 산란과의 계산은 매우 중요하다. 참고 문헌 [6]의 MoM (Method of Moment)과 LMA를 사용한 경우, 강산란체의 복원 시 복원 결과가 좋지 않았지만, 본 논문에서는 포워드 알고리즘으로 시간 영역 유한 차분법(FDTD법)을 사용하여 이러한 단점을 보완하였다. 본 논문에서는 FDTD법과 LMA를 이용하여 유방암 진단 장치에 이용할 수 있는 영상 복원 알고리즘에 관한 연구를 수행하였다.

II. 영상 복원 이론

2.1 유방 조직의 전기적 특성

유방은 주로 지방(fat) 조직과 유선(fibro-glandular) 조직으로 구성되어 있다. 그림 1은 유방 조직과 암 조직 간의 전기적 특성을 비교한 그래프이다^[7]. 통상적으로 주파수에 따라 지방 조직과 암 조직의 비유전율 값은 적게는 5배에서 많게는 10배 이상 차이가 난다. 유선 조직과 암 조직은 비유전율 값으로

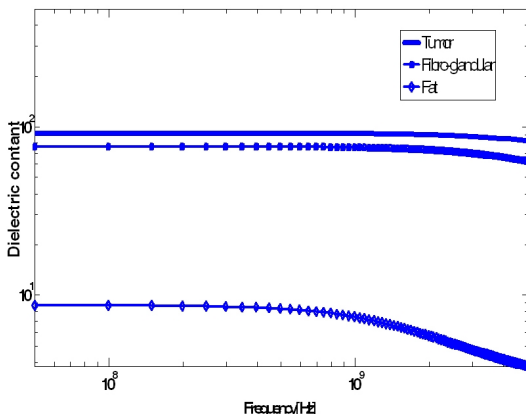


그림 1. 유방 조직과 암 조직의 전기적 특성 비교
Fig. 1. Comparison of electrical characteristics of breast cancer tissues and tumor.

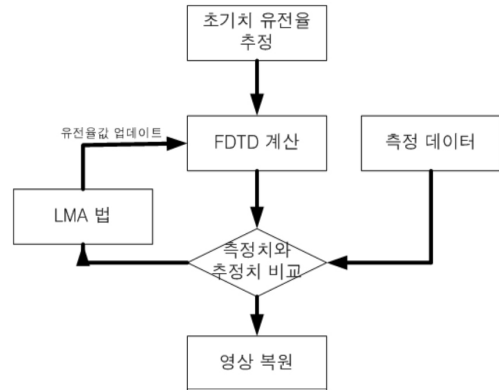


그림 2. 영상 복원을 위한 순서도
Fig. 2. Flow-chart for the image reconstruction.

10 정도 차이가 발생한다. 전자파를 이용한 유방암 진단 장치는 이러한 큰 비유전율 차이를 이용한다.

2.2 영상 복원 구성

영상 복원을 위한 간단한 절차를 그림 2에 나타내었다. 초기 유전율을 추정하여 포워드 알고리즘인 FDTD법을 이용하여 수신 안테나 위치에서 전기장 값을 구한다.

비용 함수(cost function)는 식 (1)과 같이 실제 측정치와의 계산치의 차이의 제곱의 합을 구한다. 이 비용 함수의 최소값을 구하기 위한 알고리즘으로 LMA를 적용한다. 비유전율 값을 반복적으로 업데이트시켜 가며, 오차값이 초기 설정치인 허용 오차 범위 내에 들어오면 반복적인 수행을 멈추고, 그 비유전율 값을 이용하여 영상 복원 결과를 구한다.

$$F(x) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^m (f_i(x))^2 \quad (1)$$

(단, 여기서 $f_i(x) = E_{i,cal}(x) - E_{i,mea}$, x 는 비유전율 벡터, $E_{i,cal}$ 은 계산치, $E_{i,mea}$ 는 측정치, m 은 측정치 수)

2.3 LMA 이론

비선형 최소 자승 문제의 최적화 방법 중의 하나인 Gauss-Newton 법은 매우 효과적인 방법 중의 하나이다. 반복적인 Gauss-Newton 법은 식 (2)의 초기 추정치에 스텝 크기(step size)를 적절히 구하여 반복적으로 에러를 줄여가면서 해를 찾는 방법이다.

$$\mathbf{x}_k = \mathbf{x}_0 + \mathbf{h}_{gn}, (k=1, 2, \dots, N) \quad (2)$$

(단, \mathbf{x}_0 는 초기 추정치 벡터, \mathbf{h}_{gn} 은 스텝 크기)

이 때, 스텝 크기 \mathbf{h}_{gn} 을 구하는 방법은 아래의 식 (3)을 이용하여 구한다.

$$(\mathbf{J}^T \mathbf{J}) \mathbf{h}_{gn} = -\mathbf{J}^T \mathbf{f} \quad (3)$$

(단, \mathbf{J} 는 Jacobian 행렬로 $(J(x))_{ij}$ 원소는 $\frac{\partial f_i}{\partial x_j}$ 임, $j=1, 2, \dots, n$ (추정치 수), $i=1, 2, \dots, m$ (측정치 수), f 는 에러 함수임.)

보다 상세한 내용은 참고문헌 [8]~[10]에 설명되어 있다.

LMA는 Levenberg와 Marquardt가 제안한 방법으로 damped Gaussian-Newton법으로도 불리어지며, 식 (4)와 같다.

$$(\mathbf{J}^T \mathbf{J} + \mu \mathbf{I}) \mathbf{h}_{lm} = -\mathbf{J}^T \mathbf{f} \quad (4)$$

(단, μ 는 damping 파라미터, \mathbf{h}_{lm} 은 스텝 크기, \mathbf{I} 는 단위 행렬)

LMA는 damping 파라미터에 따라 다음과 같은 특성을 갖는다. μ 값이 큰 경우에는 식 (4)는 식 (5)로 근사화되어 최속 강하법(the steepest descent method)과 유사하게 되며^[11], 이 때는 추정치가 해로부터 멀리 떨어진 경우에 해당되며, 수렴 시간은 길어지지만 적절히 작은 스텝으로 해에 대한 정확한 그레디언트 방향을 찾는다. 적절한 μ 값의 설정을 위해 L-curve와 Tikhonov regularization을 사용하였다^[12].

$$\mathbf{h}_{lm} \simeq -\frac{1}{\mu} \mathbf{J}^T \mathbf{f} \quad (5)$$

반대로 μ 값이 아주 작은 경우에는 식 (4)는 식 (3)과 유사하게 되어 식 (6)과 같이 LMA의 스텝은 Gauss-Newton 법의 스텝과 유사하게 된다. 이 경우는 추정치가 해와 근접했을 때 반복의 마지막 단계에서 적합한 것으로 해를 효과적으로 찾을 수 있게 된다.

$$\mathbf{h}_{lm} \simeq \mathbf{h}_{gn} \quad (6)$$

초기 μ 값의 선택은 아래의 식 (7)에 의하여 초기 $\mathbf{J}^T \mathbf{J}$ 행렬의 대각 원소 중의 최대값의 상수배로 선택한다. 상수 τ 값은 전체 알고리즘에 민감한 변수는 아니며, 초기치가 해와 가까운 경우에는 10^{-6} 과 같

은 아주 작은 값으로 설정하고, 그렇지 않을 경우에는 10^{-3} 이나 1등의 보다 큰 다양한 값으로 설정할 수 있다.

$$\mu_0 = \tau \cdot \max_i \{a_{ii}^{(0)}\} \quad (7)$$

(단, $a_{ii}^{(0)}$ 는 $\mathbf{J}^T \mathbf{J}$ 의 대각 원소 값, τ 는 상수)

LMA에서 μ 값은 식 (8)을 사용하여 대각원소의 평균값과 에러값의 제곱에 비례하도록 업데이트를 한다. 따라서 에러값이 커지면 μ 값을 키워서 최속 강하법과 유사한 형태로 스텝 크기를 줄여서 해의 방향을 찾는 쪽으로 값을 조절한다.

$$\mu = \alpha_0 \sum [\text{diag}(\mathbf{J}^T \mathbf{J}) / N] \|err\|^2 \quad (8)$$

(단, α_0 는 상수, err 은 반복에 따른 추정치에 따른 계산치와 측정치의 차이, N 은 대각원소 개수)

III. 시스템 구성 및 영상 복원

그림 3은 안테나와 영상 복원할 유방 구조를 나타낸다. 송수신 안테나는 16개로 구성되어 있으며, 한 개의 안테나가 송신하면 나머지 15개 안테나가 수신하는 구조로, 차례로 16개 안테나에서 송신하여 총 240개의 수신 데이터를 얻을 수 있고, 각 수신 데이터는 크기와 위상으로 이루어져 총 480개의 데이터 정보를 얻을 수 있다. 따라서 이 시스템을 활용하면 21×21의 해상도까지 복원이 가능하다. 더 많은 안테나를 사용한다면 더 많은 데이터 정보를 얻을 수 있어 복원 가능한 해상도는 높아질 수 있다. 안테나 사

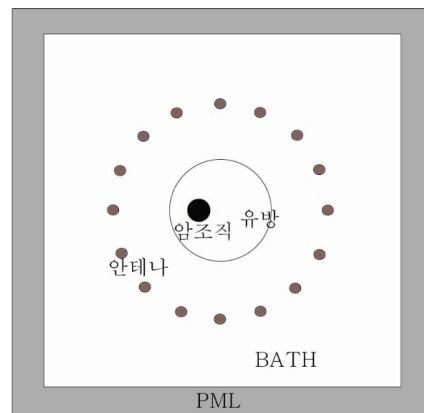


그림 3. 시스템 구조 및 안테나 배열
Fig. 3. Comparison system structure and antenna array.

이의 직경은 15 cm, 유방 영역의 직경은 10 cm, 암 조직의 직경은 1.9 cm이다. 유방 조직과 암 조직, 유방을 둘러싼 BATH의 비유전율은 각각 21.6, 78.6, 24.9이다. 복원에 필요한 측정 데이터는 2차원 FDTD를 이용한 계산치를 측정치로 이용하였다.

영상 복원을 위한 포워드 시뮬레이션으로는 2차원 시간 영역 유한 차분법을 사용하였고, 계산 영역은 송수신 안테나 및 각 방향에 5개의 PML(Perfectly Matched Layer)을 포함하여 40×40 셀로 구성하였다. 한 셀의 크기는 8.67 mm, 신호파형은 900 MHz의 정현파를 인가하였는데, 이것은 보통 낮은 주파수에서 유전체 차이에 따른 암 조직의 탐지가 잘 이루어지지만 분해능이 좋지 않고, 높은 주파수에서는 분해능은 좋지만 영상 복원 알고리즘이 안정적으로 동작하지 않는 점을 고려한 것이다. BATH 및 유방, 암 조직의 비유전율 값의 최대값은 78.6, 최소값은 21.6 이므로, 최적화 알고리즘에 사용된 LMA에서는 비유전율의 상한과 하한 경계를 각각 100과 10으로 설정하였고, 정규화, Spatial filtering^[13], Phase-unwrapping^[14] 기법이 적용되었다.

우선 그림 3의 구조에서 하나의 송신 안테나를 사용하여 암 조직을 포함한 5×6개 셀을 복원 대상으로 하여 영상 복원을 하였다. 하나의 송신 안테나에 대해 나머지 15개의 수신 안테나에서 수신된 신호의 크기 및 위상을 계산하여 30개의 데이터를 얻고, 크기값은 로그스케일로 위상값은 라디안값으로 적용하였다. 따라서 송신 안테나가 1개일 때 LMA에서 얻을 수 있는 최대의 추정값은 30개가 된다. 초기 추정치는 비유전율 값의 최대값과 최소값을 고려하여 중간 정도의 값인 50으로 설정하여 시뮬레이션을 수행하였다. 그림 4는 반복 회수에 따른 μ 값의 변화를 보인 그림이고, 그림 5는 반복 회수에 따른 에러의 합을 보인 것이다. 그림 5에서 복원 초기에 반복 회수가 커짐에도 에러의 합이 더 커지는 경우가 있는데, 이는 복원 과정에서 먼저 초기치에 따른 측정값과 계산값과의 차이에 따른 에러값을 계산하고, 그 다음 반복 과정에서 μ 값을 키워서 에러값은 커지지만 해에 수렴하는 방향을 잡기 때문이다. 수렴 방향을 잡은 다음부터는 μ 값을 줄어들게 함으로써 해를 보다 빨리 수렴하게 만들 수 있고, 결과적으로 25회의 반복 회수에서 수렴한 결과를 얻을 수 있었다.

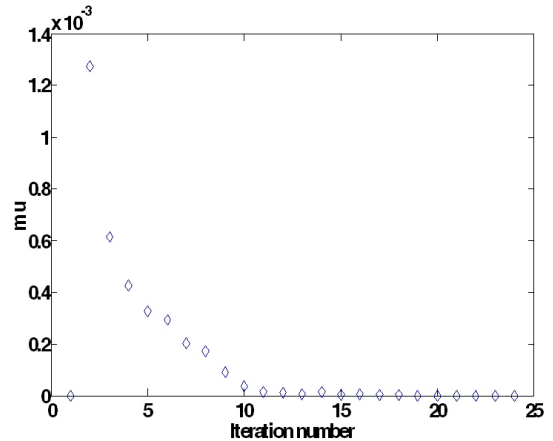


그림 4. 반복 회수에 따른 μ 값의 변화

Fig. 4. Variation of μ value according to the iteration number.

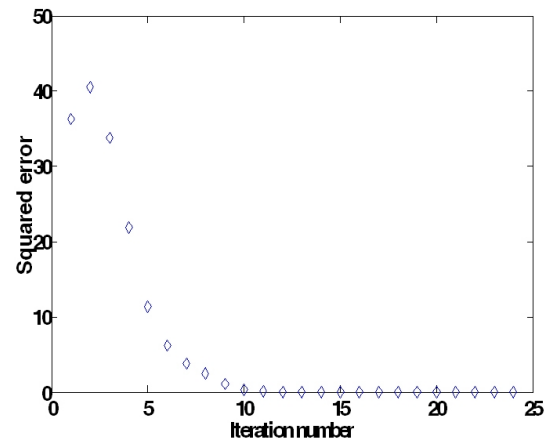


그림 5. 반복 회수에 따른 에러의 제곱의 합

Fig. 5. Squared error sum according to the iteration number.

그림 6은 30개의 추정치를 해와 비교한 결과이다. 결과로써 암에 해당되는 결과값이나 위치를 정확하게 복원하는 것을 알 수 있다. 일부 유방 부위에서 나타난 값의 차이는 영상 복원 시 허용 오차를 줄임으로서 복원 시 걸리는 시간은 늘어날지라도 보다 정확한 결과를 얻을 수 있다.

그림 6의 영상 복원 시스템에서 더 많은 데이터를 복원하기 위해 계산 영역, 셀 사이즈 등의 변수 등은 위의 영상 복원과 동일하게 하고 4개의 송신 안테나를 사용하여 영상 복원한 결과를 그림 7에 나타내었다. 이 때 복원 영역은 10×10개 셀로 100개의 데이터를 복원하였으며, 4개의 송신 안테나를 사용하여 각

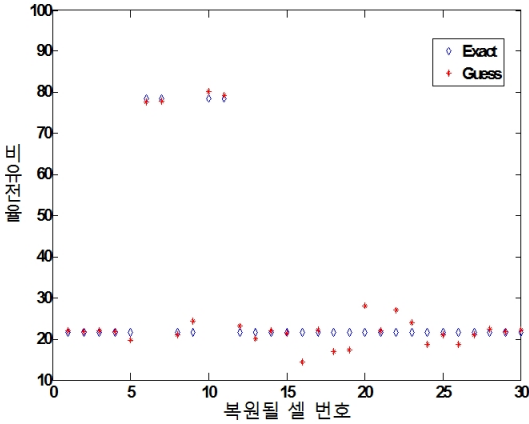


그림 6. 송신 안테나 1개를 이용한 영상 복원 결과
Fig. 6. Results of the image reconstruction using a transmitting antenna.

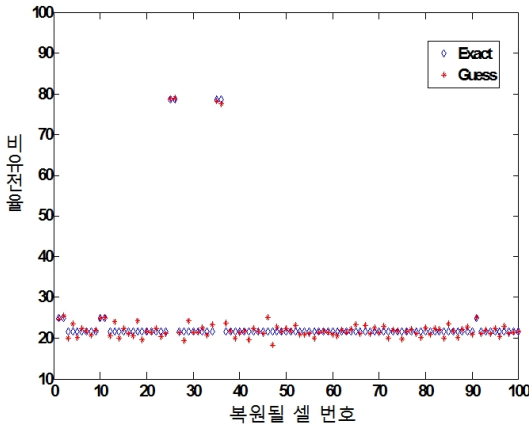


그림 7. 송신 안테나 4개를 이용한 영상 복원 결과
Fig. 7. Results of the image reconstruction using 4 transmitting antenna.

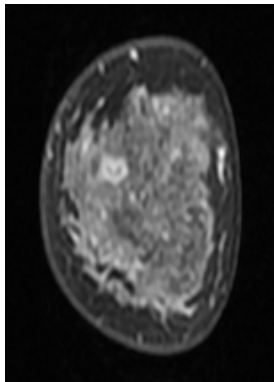


그림 8. 유방암 환자의 MRI
Fig. 8. MRI of the patient with the breast cancer.

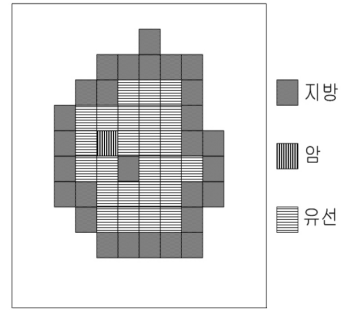


그림 9. 그림 8의 MRI에서 얻은 수치 팬텀
Fig. 9. Numerical phantom obtained from MRI of Fig. 8.

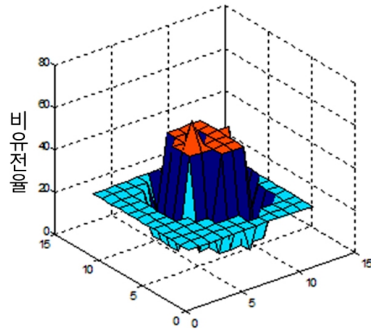
각 15개의 수신 안테나 지점에서의 크기, 위상 데이터의 총 120개의 측정 데이터를 이용하였다. 결과로서 반복 회수 52회에 수렴하였고, 암과 유선의 값과 위치를 정확히 탐지하는 것을 알 수 있다.

실제 유방암 진단 장치에서 알고리즘의 사용 가능성을 확인하기 위하여 실제 유방암 환자를 대상으로 테스트 하였다. 아직 진단 장치 시스템이 임상시험 전이기 때문에 그림 8의 실제 유방암 환자의 MRI 영상을 이용하였다.

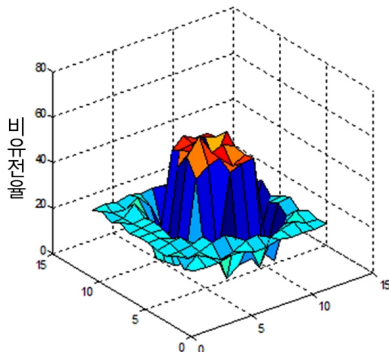
그림 9는 해상도가 153×215인 그림 8의 MRI로부터 구한 수치 팬텀을 보인 것이다. 암 조직은 한 개의 셀로 되어 있고, 유선과 지방으로 구성되어 있다.

그림 10과 11은 그림 9의 수치 팬텀에 대해 영상 복원 알고리즘을 사용하여 복원한 MT 결과이다. 900 MHz의 정현파를 신호원으로 하고 비유전율은 지방 6.6, 유선 조직 49.2, 암 조직 61.9, 지방의 외곽을 둘러싼 BATH는 24.9로 설정하였다. 초기 비유전율 값은 조직 및 BATH의 비유전율 값을 고려하여 중간 정도 값인 30으로 모두 설정하고, 상한과 하한의 경계는 80과 5로 설정하였다. 5개의 송신 안테나에 대한 150개의 데이터를 활용하여 12×12의 144개 셀에 대해 복원한 결과이다. 시뮬레이션 시 사용하는 PC는 인텔 Core i7-2600의 CPU와 4G 메모리가 장착되어 있다. 알고리즘의 수렴은 14회 반복 후에 수렴하였으며, 3분 30초 가량 소요가 되었다. 복원된 결과는 지방, BATH, 유선, 암의 위치와 값이 원래 이미지와 거의 같은 결과가 얻어진 것을 확인할 수 있다.

시뮬레이션 결과는 비유전율 차이가 큰 지방과



(a) 복원 대상 이미지
(a) Original profile.



(b) 복원된 이미지
(b) Reconstructed image

그림 10. 원본 이미지와 복원된 이미지 비교
Fig. 10. Comparison of the original profile and the reconstructed image.

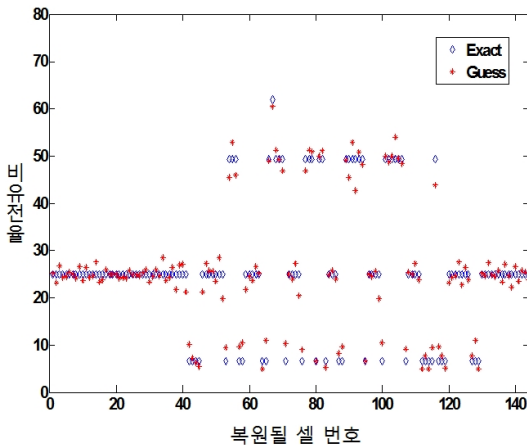


그림 11. 영상 복원 결과
Fig. 11. Result of the image reconstruction.

암 조직의 관별뿐 아니라 비유전율 차이가 크지 않은 유선 조직과 암 조직도 정확하게 관별하는 것을

보여준다. MT 알고리즘의 장점은 다수의 암 조직이 있을 경우에도 해상도 범위 내에서는 모두 복원할 수 있다는 것이다. 또한, 알고리즘의 빠른 수렴과 정확도를 통하여 이 알고리즘을 진단 장치 시스템에 탑재 알고리즘으로 사용할 수 있는 가능성을 확인할 수 있다.

IV. 결 론

본 논문은 현재 개발 중인 MT 방식의 유방암 진단 장치의 영상 복원 알고리즘에 관한 내용이다. 전자파를 이용한 유방암 진단 장치는 유방의 주요 조직인 지방과 암 조직의 큰 비유전율 차이를 이용한다. 토모그래피 방식은 레이더 방식에 비해 영상을 복원하여 각각의 조직을 구별할 수 있다는 장점이 있다. 영상 복원을 위하여 포워드 알고리즘은 FDTD 법을 이용하였고, 최적화 알고리즘은 LMA를 이용하였다. 영상 복원을 위한 알고리즘 성질에 대하여 시뮬레이션을 수행하였고, 실제 유방암 환자의 MRI를 이용하여 복원을 하여 진단 장치의 활용 가능성을 확인하였다. 추후에 이 알고리즘의 정확도와 성능 향상을 위해서는 3차원적인 계산, 계산 속도 개선, 오차의 영향 분석 등의 연구가 필요할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

- [1] W. C. Chew, Q. H. Liu, "Inversion of induction tool measurements using the distorted Born iterative method and CG-FFT", *IEEE Trans. Geosci. Remote Sensing*, vol. 32, pp. 878-884, Jul. 1994.
- [2] W. C. Chew, G. P. Otto, W. H. Weedon, J. H. Lin, C. C. Lu, Y. M. Wang, and M. Moghaddam, "Non-linear diffraction tomography: the use of inverse scattering for imaging", *Int. J. Imaging Sys. and Tech.*, vol. 7, pp. 16-24, 1996.
- [3] A. Taflove, M. E. Brodwin, "Numerical solution of steady-state electromagnetic scattering problems using the time-dependent Maxwell's equations", *IEEE Trans. MTT.-23*, pp. 623-630, Aug. 1975.
- [4] Tonny Rubak, Paul M.Meaney, Peter Meincke, and Keith D. Paulsen, "Nonlinear microwave imaging for

- breast-cancer screening using Gauss-Newton's method and the CGLS inversion algorithm", *IEEE Trans. AP.*, vol. 55, pp. 2320-2331, Aug. 2007.
- [5] P. M. Meaney, M. W. Fanning, D. Li, S. P. Poplack, and K. D. Paulsen, "A clinical prototype for active microwave imaging of the breast", *IEEE Trans. MTT.*, vol. 48, pp. 1841-1853, Nov. 2000.
- [6] 박천석, 양상용, "Levenberg-Marquardt와 유전 알고리즘을 결합한 잡종 알고리즘을 이용한 거대 강산란체의 초고주파 영상", *한국전자과학회논문지*, 8(5), pp. 431-544, 1997년 10월.
- [7] T. H. Kim, B. S. Kim, J. M. Lee, S. I. Jeon, and J. K. Pack, "A study of dielectric properties of fatty, malignant and fibro-glandular tissues in female human breast", *APEMC Symp. 2008*, Singapore, May 2008.
- [8] P. E. Frandsen, K. Jonasson, H. B. Nielsen, and O. Tingleff, *Unconstrained Optimization*, 3rd Edition, IMM, DTU., 2004.
- [9] K. Madsen, H. B. Nielsen, and O. Tingleff, "Methods for non-linear least squares problems", *Technical University of Denmark*, 2004.
- [10] K. Madsen, H. B. Nielsen, and O. Tingleff, "Methods for non-linear squares problems", *Technical University of Denmark*, 2004.
- [11] Ann Franchois, Christian Pichot, "Microwave imaging-complex permittivity reconstruction with a levenberg-marquardt method", *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. AP-45, pp. 203-215, 1997.
- [12] D. Calvetti, S. Morigi, L. Reichel, and F. Sgallan, "Tikhonov regularization and the L-curve for large discrete ill-posed problems", *J. Computational and Applied Mathematics*, vol. 123, pp. 423-446, Nov. 2000.
- [13] P. M. Meaney, E. Demidenko, N. K. Yagnamurthy, D. Li, M. W. Fanning, and K. D. Paulsen, "A two-stage microwave image reconstruction procedure for improved internal feature extraction", *Med. Phys.*, vol. 28, pp. 2358-2369, Sep. 2001.
- [14] Paul M. Meaney, Keith D. Paulsen, Brian W. Pogue, and Michael I. Miga, "Microwave image reconstruction utilizing log-magnitude and unwrapped phase to improve high-contrast object recovery", *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. 20, no. 2, pp. 104-116, Feb. 2001.

서민경



2011년 2월: 충남대학교 전자전파
정보통신전공 (공학사)
2011년 3월~현재: 충남대학교 전파
공학과 석사과정
[주 관심분야] 전자파 인체영향, 전
자파 전파

김태홍



1997년 2월: 전남대학교 전자공학
과 (공학사)
1999년 2월: 전남대학교 전자공학
과 (공학석사)
2005년 2월: 전남대학교 전자정보
통신공학과 (공학박사)
2002년 5월~2006년 2월: 전남대학
교 고품질전기전자부품 및 시스템 연구센터 전문연구요
원
2006년 3월~현재: 충남대학교 전자파환경기술연구센터
연구교수
[주 관심분야] 전자파수치해석, 수동소자 설계

문 지 연



2011년 2월: 충남대학교 전자전파 정보통신전공 (공학사)
2011년 3월~현재: 충남대학교 전 파공학과 석사과정
[주 관심분야] 전자파 인체영향, 전 자파 전파

백 정 기



1978년 2월: 서울대학교 전자공학 과 (공학사)
1985년 9월: Virginia Tech. 전자파 전파 (공학석사)
1988년 9월: Virginia Tech. 전자파 전파 (공학박사)
1978년 3월~1983년 2월: 국방과학 연구소

1988년 10월~1989년 2월: 한국전자통신연구원
1989년 3월~1995년 2월: 동아대학교 전자공학과 부교수
2009년 1월~2009년 12월: 한국전자파학회 학회장
1995년 2월~현재: 충남대학교 전파공학과 교수
2002년 3월~현재: 충남대학교 전자파환경기술연구(EM-ERC) 센터장
[주 관심분야] 전자파 전파, 전자파 산란, 전자파 인체 영향

전 순 익



1984년 2월: 고려대학교 전자공학과 (공학사)
1996년 2월: 고려대학교 전자공학과 (공학석사)
2003년 8월: 충남대학교 전자공학과 (공학박사)
1990년 9월~현재: 한국전자통신연

구원 책임연구원
[주 관심분야] 안테나, 전자파 이용 진단 및 치료