의용 전자파 영상을 위한 MoM 기반 Born 반복법의 적용

MOM-Based Born Iterative Method for Medical Microwave Imaging

손재기 · 김보라* · 이택경 · 손성호* · 전순익* · 이재욱

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

요 약

본 논문에서는 전자파를 이용하여 인체 내 암 조직을 찾아내기 위해 역산란 방법인 BIM(Born Iterative Method)을 이용한 알고리즘으로 구현하였다. Born 반복법을 이용하여 2차원 유방암 진단에 적용하였으며, 전자파 산란 해석에는 적분방정식과 2차원 그린함수를 이용한 MoM(Method of Moment)을 이용하였다. 또한, 유방암 진단에 있어 적용된 역산란 알고리즘의 계산 결과를 확인하고, 암진단 의료기기로서의 적용가능성과 알고리즘 사용에 제한을 분석하였다.

Abstract

In this paper, we used MOM-based BIM(Born Iterative Method) algorithm to implement the inverse scattering for the detection of cancer. We adopted two-dimensional breast structure, integral equations and two-dimensional Green's function is solved with MoM(Method of Moment) to analyzing electromagnetic scattering phenomena. In addition, verifying the calculation of developed inverse scattering algorithm and analyzing medical applicability and limitations of the algorithm.

Key words : Microwave Tomography, Breast Cancer, Inverse Scattering, BIM, Born Iterative Method

I. 서 론

의료 진단 분야 중 인체 영상 진단 기술들에는 X-선 촬영, 초음파, CT(Computed Tomography), MRI (Magnetic Resonance Imaging), MT(Microwave Tomography) 등 다양한 기술들이 사용되고 있다^{[1],[2]}.

특히 MT 기술은 방사선이나 강한 자기장에 대한 노출 위험이 없으며, 상대적으로 경제적인 진단이 가능하다. 이러한 이유로 전자파를 이용한 의료 진단 및 치료 분야가 최근 국내 · 외에서 활발히 연구

되고 있다.

전자파를 이용한 유방암 진단 기술은 수동, 능동, 하이브리드(hybrid) 방식으로 분류할 수 있으며, 최근에는 능동 방식이 가장 활발하게 연구되고 있다. 능동 방식은 인체 조직에 전자파를 송신하고, 조직을 통과하거나 반사된 전자파를 주변에 위치한 안테나로부터 획득하여 분석한 결과를 이용하여 진단하게 된다. 이 방식에는 되돌아오는 산란 반사(back-scattering)를 이용하는 레이더 기반의 전자파 영상 복원 방식과 역산란에 기초한 전자파 단층 촬영 기술로

「본 연구는 지식경제부, 방송통신위원회 및 한국산업기술평가관리원의 산업원천기술개발사업(정보통신)의 일환으로 수행하였음[K-1001685, 전자파 기반 진단 및 방호 기술 연구].」

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

*한국전자통신연구원 전파기술연구부(Radio Technology Research Department, ETRI)

· Manuscript received October 13, 2011 ; Revised January 2, 2012 ; Accepted January 25, 2012. (ID No. 20111013-125)

· Corresponding Author : Taek-Kyung Lee (e-mail : tklee@kau.ac.kr)

나눌 수 있다.

전자파 단층 촬영 기술(MT)은 반사에 기반을 두어 내부 물질의 단순한 재질의 차이를 도출하는 레이더 방식과 비교하여 모든 산란 신호 정보를 기반으로 하여 목표의 유전율과 도전을 영상을 정확하게 복원하는 기술이다. 따라서 물질 내부의 특성을 파악할 수 있으며, 해외에서는 임상 시험까지 진행하고 있다^[3].

대표적인 전자파 역산란 계산 방법에는 Born, Rytov 근사를 이용한 방법과 Newton 방법이 있다. 이러한 방법들은 운용 분야 및 적용 영역에 따라 장·단점을 가지게 된다. 또한, 각각의 방법들에 대한 단점을 개선 및 보완하기 위해 반복법 및 다양한 응용 기법이 개발되고 있다^{[11]~[17]}.

비정상 세포인 암세포의 유전율은 정상 세포에 비해 큰 유전율 차이를 가지고 있으므로, 주변 세포가 지방으로 구성되어 있는 유방암 진단에 적용하게 되면 쉽게 암세포를 찾아낼 수 있다^[4]. 암 진단 역산란 알고리즘의 적용 구조는 한국전자통신연구원서 개발 중인 유방암 진단 장치의 구조를 모델링한 것으로 그림 1과 같으며, 16개의 안테나가 일정한 간격으로 위치하고 있다^{[5]~[8]}.

이때, 배경 매질의 유전율과 산란체의 유전율 간의 차이가 크지 않을 경우에, 산란체 내부의 전계를 입사파로 가정하는 1차 Born 근사를 이용할 수 있다. 하지만 정상 세포와 암은 유전율의 차이가 크므로 비선형 역산란 계산법인 Born 반복법, Distorted Born

등을 사용하여 산란 적분을 선형화하여 영상을 구하는 단층 촬영법을 이용한다. Born 근사를 이용한 반복법은 계산량이 적고, 열화 현상을 줄일 수 있어 실용적이므로 의용 진단장치 등에 적용할 수 있다^{[2],[5],[9],[10]}.

본 논문에서는 유방암 진단 장치에서 사용될 역산란 방법인 1차 Born 근사와 Born 반복법에 대한 이론 기술 및 Born 반복법 알고리즘의 유방암 진단 시스템에 적용 결과 및 사용에 있어 한계를 분석하도록 한다.

II. Born 반복법 영상 복원 알고리즘

2-1 1차 Born 근사

산란체의 유전율과 매질의 유전율 간의 차이가 적을 경우 또는 주파수가 낮은 경우에 산란체 내부에서 산란파의 세기가 입사파의 크기에 비해서 무시할 수 있으므로, 산란체 내부의 전계를 입사파의 전계로 근사화 할 수 있다. 이러한 근사를 1차 Born 근사라 하며, 산란파는

$$E_{sca}(\vec{\rho}) = \int_{sca} k_0^2 (\epsilon_s - \epsilon_b) E_{inc}(\vec{\rho}') G(\vec{\rho}, \vec{\rho}') d\vec{\rho}' \quad (1)$$

가 된다^[11]. 1차 Born 근사가 가능하기 위해서는 산란체 내부를 진행하는 전자파의 진행 속도가 매질을 진행하는 전자파의 속도와 비슷해야 한다. 그 기준으로서 전자파가 산란체 내부를 진행하는 동안의 위상 변화가 같은 거리의 매질 내의 전자파의 위상 변화와 비교하여 그 차이가 반주기 이내가 되는 조건을 선택한다. 따라서 산란체의 최대 직경이 D 이고, 산란체 내부의 유전율이 ϵ_s 로서 균일하다면, 1차 Born 근사가 유효하기 위해서는 다음 조건을 만족해야 한다^[12].

$$|k_s D - k_b D| = k_0 |\sqrt{\epsilon_s} - \sqrt{\epsilon_b}| D < \pi \quad (2)$$

2-2 Born 반복법

앞 절에서 언급한 1차 Born 근사에서는 산란체의 유전율과 매질의 유전율의 차이가 커지거나 산란체가 파장에 비해서 커지면 산란파를 무시할 수 없기 때문에 1차 Born 근사를 이용한 방법으론 정확한 해

그림 1. 유방암 진단 장치 구조($\rho_s=45$ mm, $\rho_{T,R}=150$ mm)

Fig. 1. Structure of breast cancer detector($\rho_s=45$ mm, $\rho_{T,R}=150$ mm).

를 구할 수 없다. 따라서 이러한 문제를 해결하기 위해 Born 반복법을 이용한다.

1차 Born 근사를 통하여 식 (1)과 같이 유전체 내부의 전체 전계를 입사파로 가정하면, $E_{inc}(\vec{r})$ 을 이용하여 측정된 결과 값으로부터 $(\epsilon_s - \epsilon_b)^{(0)}$ 를 구할 수 있다. 이러한 결과는 매질과 산란체 유전율의 차이로 인해 왜곡이 존재한다. 왜곡을 줄이기 위해 $(\epsilon_s - \epsilon_b)^{(0)}$ 값을 이용하여 새로운 전장 분포 $E_{sca}^{(1)}(\vec{r})$ 을 계산을 통해 얻을 수 있다. 새롭게 얻어진 $E_{sca}^{(1)}(\vec{r})$ 은 산란파를 정확하게 근사화 하는데 이용할 수 있으며, 이러한 과정을 반복하여 수렴하는 해를 찾을 수 있다. 따라서 Born 반복법은 1차 Born 근사를 개선하여 산란체의 크기가 크거나 산란체의 유전율과 매질의 유전율의 차이가 클 때에도 정확한 해를 얻을 수 있다^{[9],[13]}.

이러한 Born 반복법 과정을 수식적으로 정리하면 아래와 같다.

(1st Iteration)

$$\begin{aligned} E_{sca}^{meas}(\vec{r}_R, \vec{r}_T) &= \int_{sca} k_0^2 (\epsilon_s - \epsilon_b)^{(0)} E_{inc}(\vec{r}', \vec{r}_T) G(\vec{r}_R, \vec{r}') d\vec{r}' \\ &\Rightarrow (\epsilon_s - \epsilon_b)^{(0)} \\ E_{sca}^{(0)}(\vec{r}, \vec{r}_T) &= \int_{sca} k_0^2 (\epsilon_s - \epsilon_b)^{(0)} E_{inc}(\vec{r}', \vec{r}_T) G(\vec{r}, \vec{r}') d\vec{r}' \\ &\Rightarrow E_{sca}^{(0)}(\vec{r}, \vec{r}_T) \\ E^{(1)}(\vec{r}') &= E_{inc}(\vec{r}', \vec{r}_T) + E_{sca}^{(0)}(\vec{r}', \vec{r}_T) \end{aligned}$$

(2nd Iteration)

$$\begin{aligned} E_{sca}^{meas}(\vec{r}_R, \vec{r}_T) &= \int_{sca} k_0^2 (\epsilon_s - \epsilon_b)^{(1)} E^{(1)}(\vec{r}', \vec{r}_T) G(\vec{r}_R, \vec{r}') d\vec{r}' \\ &\Rightarrow (\epsilon_s - \epsilon_b)^{(1)} \\ E_{sca}^{(1)}(\vec{r}, \vec{r}_T) &= \int_{sca} k_0^2 (\epsilon_s - \epsilon_b)^{(1)} E^{(1)}(\vec{r}', \vec{r}_T) G(\vec{r}, \vec{r}') d\vec{r}' \\ &\Rightarrow E_{sca}^{(1)}(\vec{r}, \vec{r}_T) \\ E^{(2)}(\vec{r}') &= E_{inc}(\vec{r}', \vec{r}_T) + E_{sca}^{(1)}(\vec{r}', \vec{r}_T) \\ &\vdots \end{aligned}$$

(Nth Iteration)

$$\begin{aligned} E_{sca}^{meas}(\vec{r}_R, \vec{r}_T) &= \int_{sca} k_0^2 (\epsilon_s - \epsilon_b)^{(N-1)} E^{(N-1)}(\vec{r}', \vec{r}_T) G(\vec{r}_R, \vec{r}') d\vec{r}' \\ &\Rightarrow (\epsilon_s - \epsilon_b)^{(N-1)} \\ E_{sca}^{(N-1)}(\vec{r}, \vec{r}_T) &= \int_{sca} k_0^2 (\epsilon_s - \epsilon_b)^{(N-1)} E^{(N-1)}(\vec{r}', \vec{r}_T) G(\vec{r}, \vec{r}') d\vec{r}' \\ &\Rightarrow E_{sca}^{(N-1)}(\vec{r}, \vec{r}_T) \\ E^{(N)}(\vec{r}') &= E_{inc}(\vec{r}', \vec{r}_T) + E_{sca}^{(N-1)}(\vec{r}', \vec{r}_T) \end{aligned}$$

III. 영상복원 결과 분석

개발된 Born 반복법 역산란 알고리즘을 유방암 진단에 적용하여 결과를 보인다. Born 반복법은 Com-

pac Visual Fortran 6 프로그램을 이용하여 구현하였으며, MoM을 이용한 순방향 해석 알고리즘의 결과를 측정 데이터로 이용하였다.

3-1 Born 반복법 영상복원 결과

먼저 역산란 알고리즘을 적용하기 위해서는 다음과 같은 변수들의 설정이 필요하다.

- (1) 암 진단 영상 복원 주파수
- (2) 산란체 내부의 영상 복원 해상도
- (3) 유방 및 암의 유전율과 도전율 정보
- (4) 배경 매질의 유전율과 도전율

첫 번째, 암 진단 영상 복원 주파수는 100 MHz로 설정하였다. 앞에서 1차 Born 근사는 산란파의 세기가 입사파에 비해 작다는 가정으로 시작한다. 따라서 Born 반복법의 사용은 고주파보다는 저주파에서 더욱 유리하다.

두 번째, 산란체 내부의 영상 복원 해상도는 측정된 데이터의 양에 따라 결정된다. 그림 1에서 제시한 바와 같이 총 16개의 모노폴 안테나가 고정되어 있으며, 각 안테나는 순차적으로 송신을 하게 된다. 각 안테나의 송신에 의한 수신은 15개의 수신 안테나에서 측정이 되므로 단일 주파수에서 $16 \times 15 = 240$ 개의 데이터 세트를 사용한다. 이에 따라 내부에 정확한 해를 구할 수 있는 노드의 수는 240개가 되며, 역산란 계산이 가능하다.

세 번째, 정상적인 세포의 유방은 유선밀도에 따라 FT(Fatty), SC(Scattered), HD(Heterogeneously Dense), ED(Extremely Dense) 4가지로 분류할 수 있다. 표 1에는 유방 유선 밀도에 따른 유전율과 도전율 정보 및 암의 유전율과 도전율 정보를 보여준다.

네 번째, 산란체 외부 배경 매질의 유전율과 도전율은 한국전자통신연구원에서 유방암 진단기기에서 사용한 값($\epsilon_b = 26.5$, $\sigma_b = 0.78$)을 설정하여 모든 환경

표 1. 유선밀도에 따른 유전율과 도전율

Table 1. Permittivity and conductivity of breast density type.

유선 밀도	FT	SC	HD	ED	Tumor
유전 상수(ϵ_s)	11.9	16.7	21.6	24.9	78.6
도전 상수(σ_s)	0.50	0.63	0.73	0.75	0.20

그림 2. Born 반복법 알고리즘의 영상 복원 과정
Fig. 2. Reconstruction of the permittivity distribution by BIM.

에 동일하게 적용하였다.

그림 2는 Born 반복법 알고리즘의 수렴하는 과정을 보여준다. 반복 횟수가 증가함에 따라 산란체 내부의 유전율이 수렴하는 것을 확인할 수 있다.

그림 3(a)~(d)는 각각의 FT, SC, HD, ED 유선 밀도에 대한 역산란 영상 복원 결과를 나타낸다. 위의 결과는 산란체내 모든 노드에서 반복에 따른 유전율 $\epsilon_s(\rho)$ 의 변화가 $\pm 1\%$ 내에 들면 계산을 멈추도록 하여 도출된 결과이다. 유방 유선밀도에 따라 정상적으로 복원된 모습을 확인할 수 있다.

그림 4(a)~(d)는 체내에 암 조직이 20 mm, 25 mm에 반지름 10 mm의 크기로 존재한 경우의 역산란 영상 복원 결과이다. 위 결과에서 확인할 수 있듯이 설정된 암 조직의 위치에 암의 유전율($\epsilon_t=78.6$)이 정확하게 복원되었음을 확인할 수 있다.

3-2 Born 반복법 알고리즘의 특성

앞 절에서는 단일 주파수(100 MHz)에서의 역산란 영상 복원 결과를 보았다. 앞에서 산란체 내부의 해상도는 240노드로 결정을 하였다. 노드의 수를 확장하기 위해서는 다중 주파수를 이용한 계산이 필요하다. 따라서 주파수에 따른 Born 반복법 알고리즘의 적용 가능 범위를 분석하는 과정이 필요하다.

그림 5는 MoM 순방향 해석 알고리즘을 사용하여 900 MHz에서 수신 안테나에서의 전장의 크기를 계산한 결과이다. 위의 그림에서 확인할 수 있듯이 산란체내 이형 물질(암)이 있을 경우 산란파에 의한 영향이 커지게 된다.

(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. 정상 세포의 유선 밀도에 따른 영상 복원 결과
Fig. 3. Reconstruction of the permittivity distribution 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. 암 조직(20 mm, 25 mm)이 존재시 유선밀도에 따른 영상 복원 결과

Fig. 4. Reconstruction of the permittivity distribution for each breast density with breast tumor positioned at (20 mm, 25 mm).

그림 5. 산란파에 의한 비선형 특성

Fig. 5. Nonlinear property by strong scattered field.

그 영향으로 8~10 안테나에서 급격한 비선형 특성이 나타나게 된다. 이러한 경우 Born 근사에 의한 산란체 내부 전계 분포를 입사파로 가정하여 선형화한 방정식은 성립하지 않게 된다. 따라서 이형물질의 존재 여부 및 주파수 별로 Born 반복법의 사용에 제한이 발생한다.

이 절에서는 앞에서 제시된 Born 반복법의 적용 범위, 주파수에 따른 설계한 알고리즘의 성능을 분석하고, 암 진단 알고리즘으로 사용 가능성을 확인한다.

앞서 1차 Born 근사의 허용범위를 식 (2)를 이용하여 구하면 그림 6과 같다. 배경 매질의 비유전율을 1로($\epsilon_r=1$) 두고 산란체는 균일한 매질로 이형물질이 없는 경우에 대해서 계산하였다. 그래프에서 확인할 수 있듯이 1차 Born 근사에 의한 역산란 방법은 그 허용 범위가 매우 낮음을 알 수 있다. 따라서 유전율의 차이가 그래프에서 표시된 영역을 벗어나게 되면 1차 Born 근사에 의한 해는 유효하지 않다고 할 수 있다.

산란체의 유전율과 매질의 유전율의 차이가 증가하거나 산란체가 파장에 비해서 커지면 산란파를 무시할 수 없기 때문에 Born 반복법을 이용해서 해를 구하게 된다. 따라 그림 6에서 파란 영역을 벗어난 영역에 대하여 해를 구할 수 있다. 하지만 Born 반복법에 대한 계산 허용 범위는 나타나 있지 않다. 따라서 본 연구에서 개발한 Born 반복법 알고리즘의 주파수별 적용 가능한 유전율의 범위를 확인하고자 한다.

1차 Born 근사에서 가정한 바와 같이 균일한 배경 매질의 비유전율을 1로 두고 100 MHz에서 500 MHz

표 2. Born 반복법의 주파수와 도전율에 따른 유효 유전율 범위

Table 2. Effective permittivity range of BIM with frequency and conductivity.

주파수 \ 도전율	0	0.2	0.4	0.6	0.8
100	·	·	70	120	150
150	·	·	40	100	90
200	·	20	50	40	50
250	·	17	20	7	·
300	·	16	22	·	·
350	·	15	10	·	·
400	·	10	15	·	·
450	·	7	·	·	·
500	·	4	·	·	·

그림 6. 1차 Born 근사의 주파수별 유효 유전율
Fig. 6. Effective permittivity range of 1st Born approximation with frequency.

까지 범위에서 Born 반복법을 실행한다. 허용 에러는 산란체내 모든 노드에서 유전율의 값이 100번의 반복 횟수 내에 설정한 유전율의 값의 $\pm 1\%$ 안으로 수렴하면 계산 가능한 영역으로 하였다.

위와 같이 설정을 하게 되면 남은 변수는 주파수와 산란체의 유전율, 그리고 산란체와 배경 매질의 도전율이 남게 된다. 변수의 수를 줄이기 위해 배경 매질과 산란체의 도전율이 같다고 두고, 3가지 변수에 대한 결과를 구하고 확인한다. 도전율의 범위는 무 손실인 0에서부터 0.8 까지 범위 내에서 0.2씩 증가시켰다. 이는 개발된 알고리즘이 유방암 진단 시스템에 사용 가능성을 확인하는 과정이므로 적절한 범위가 될 것이다.

적용된 Born 반복법 알고리즘의 주파수별 계산 가능한 유전율의 차이를 표 2에 나타내었다. 유방암 진단 의료기기에 알고리즘을 적용하기 위해서는 배경 매질의 유전율($\epsilon_b = 26.5$)과 FT 타입의 유전율($\epsilon_s = 11.9$)의 차보다 커야 한다. 하지만 만약 산란체 내부에 이형 조직이 존재할 경우, 위치와 크기에 따라 그 결과가 달라질 수 있으므로 암 조직의 유전율($\epsilon_t = 78.6$)과 배경 매질의 유전율의 차 이상, 즉 유전율의 차가 50 이상의 범위를 가지는 영역을 적용 가능 영역으로 보았다.

표 1에서 역산란 연산이 수행하는 경우는 역사선을 형성하고 있다. 주파수와 도전율에 따라 계산 가능한 유전율의 범위가 서로 관계됨을 확인할 수 있다. 표에서 주파수와 도전율이 높아질수록 산란파가 커짐으로 인해 계산이 불가능함을 쉽게 알 수 있다. 하지만 주파수가 낮고 도전율이 낮은 경우에도 역산란 결과가 수렴을 하지 못하였다. 이러한 원인은 저주파에서 산란파의 크기가 입사파의 크기보다 매우 커지게 된다. 이때 손실이 작아지면 더 큰 차이가 발생하게 되어 역산란 반복 연산 과정 중 산란파의 영향이 완전히 무시되어 수렴하지 못하게 된다.

IV. 결 론

본 논문에서 약한 산란파를 갖는 산란체 내부의 전계 분포를 입사파로 가정하는 Born 근사를 이용하여 Born 반복법 알고리즘을 구현하였으며, 수신 안

테나에서 측정된 전자파의 세기와 위상 정보를 이용하여 산란체 내부의 유전율 분포를 도출한 결과를 보였다. 또한, 유방의 유선밀도에 따라 이형물질을 추가하여 역산란 계산 결과를 확인하였다. 마지막으로 산란체 유전율과 도전율의 변화에 따른 영향을 확인하였으며, 암 진단 의료기기의 알고리즘으로 적용 가능 범위와 계산 특성을 확인하였다. 그 결과, 주파수와 도전율 사이 관계에 의해 계산 가능한 유전율의 범위가 결정되었다.

본 연구에서는 Born 반복법의 유방암 진단에 적합성을 판단하는 것을 목적으로 하여 실 측정 데이터가 아닌 임의의 유전율 분포에 대한 순방향 해석 결과를 이용하여 영상 복원 결과를 보였다. 하지만 실제 측정 데이터를 사용하기 위해서는 잡음 및 측정 환경에 의한 열화 현상이 크게 발생하게 된다. 이러한 문제를 극복하기 위한 방법으로 정규화(regularization)법을 적용하여 사용하여야 한다^{[18]~[20]}.

본 연구를 통해 Born 반복법 역산란 영상 복원 알고리즘은 산란파의 영향이 크지 않은 낮은 주파수에서 빠르고 정확한 결과를 보였다. 따라서 Born 반복법의 단점을 보완할 수 있는 계산법과 결합하여 유방암 진단기기에 적용한다면 보다 빠르고, 신뢰성 있는 유방암 진단 알고리즘을 개발할 수 있을 거라 예상된다. 또한, 유방암뿐 아니라 기타 의용 전자 분야 및 비과파 검사 등 다양하게 응용될 수 있으며, 전자파 영상 복원 기술 연구에 기반이 될 것이다.

참 고 문 헌

[1] E. Krestel, Ed., *Imaging Systems for Medical Diagnosis: Fundamentals and Technical Solutions, X-ray Diagnostics, Computed Tomography, Nuclear Medical Diagnostics, Magnetic Resonance Imaging, and UltraSound Technology*, New York; Wiley, 1990.

[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. Tech.*, vol. 7, pp. 16-24, 1996.

[3] 전순익, 이종문, 김혁제, "전자파를 이용한 유방암 진단연구", *한국전자과학회논문지*, 18(3), pp.

36-44, 2007년 7월.

[4] 윤돈식, 김봉석, 최형도, 이해경, 백정기, "종양 조직의 유전율 특성", *한국전자과학회논문지*, 13(6), pp. 566-573, 2002년 7월.

[5] 전순익, 이종문, 김혁제, "전자파를 이용한 유방암 진단 연구", *한국전자과학회지 전자파기술*, 18(3), pp. 36-44, 2007년.

[6] 이종문, 김혁제, 손성호, 전순익, "모노폴 안테나를 이용한 유방암 진단시스템", *대한전공학회 하계종합학술대회 논문집*, 2009년.

[7] 김혁제, 이종문, 손성호, 전순익, "전자파 이용 유방암 진단시스템용 송수신기 설계 제작", *대한전자과학회 하계종합학술대회 논문집*, 2009년 7월.

[8] S. H. Son, N. Simonov, H. J. Kim, J. M. Lee, and S. I. Jeon, "Preclinical prototype development of a microwave tomography system for breast cancer detection", *ETRI Journal*, vol. 32, no. 6, pp. 901-910, Dec. 2010.

[9] W. C. Chew, *Waves and Fields in Inhomogeneous Media*, New York: Van Nostrand Reinhold, 1990.

[10] 김보라, 이택경, 손성호, 전순익, "의용 전자파 영상을 위한 모멘트법 순방향 해석 알고리즘", *한국전자과학회논문지*, 20(8), pp. 797-805, 2009년 8월.

[11] J. B. Keller, "Accuracy and validity of the Born and rytov approximations", *J. Opt. Soc. Am.*, vol. 59, pp. 1003-1004, 1969.

[12] Malcolm Slaney, Avinash C. Kak, "Limitations of imaging with first-order diffraction tomography", *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. MTT-32, no. 8, Aug. 1984.

[13] Y. M. Wang, W. C. Chew, "An iterative solution of the two-dimensional electromagnetic inverse scattering problem", *Int. J. Imag. Syst. Tech.*, vol. 1, no. 1, pp. 100-108, 1989.

[14] Kyung-Whoan Suh, Sang-Gi Kim, and Jung-Woong Ra, "Improvement of the Born approximation in the reconstruction of dielectric object by using the projection function", *AP-S*, vol. 3, pp. 1620-1623, 1991.

[15] Ann Franchois, Christian Pichot, "Microwave imag-

ing-complex permittivity reconstruction with a levenberg-marquardt method", *IEEE Trans. Antennas and Propagation*, vol. 45, no. 2, pp. 203-215, Feb. 1997.

- [16] Serguei Y. Semenov, Alexander E. Bulyshev, Aria Abubakar, Vitaliy G. Posukh, Yuri E. Sizov, Alexander E. Souvorov, Peter M. van den Berg, and Thomas C. Williams, "Microwave-tomographic imaging of the high dielectric-contrast objects using different image-reconstruction approaches", *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 53, no. 7, pp. 2284-2294, Jul. 2005.
- [17] 김정혜, 김상기, 박천석, 나정웅, "개선된 Born

역산란과 반복 계산 기법을 이용한 cross bore-hole tomography", 대한전자공학회논문지, 31(5), pp. 27-38, 1994년 5월.

- [18] A. N. Tikhonov, V. Y. Arenin, *Solutions of Ill-posed Problems*, Winston, Washington, D.C., 1977.
- [19] K. Miller, "Least squares methods for Ill-posed problems with a prescribed bound", *SIAM J. Math. Anal.* 1, pp. 52-74, 1970.
- [20] Jung-Woong Ra, "Problems in inverse scattering illposedness, resolution, local minima, and uniqueness", *Comm. Korean Math. Soc.*, vol. 16, no. 3, pp. 445-458, 2001.

손 재 기

테나 설계

2010년 2월: 한국항공대학교 항공전자 및 정보통신공학부 (공학사)
2012년 2월: 한국항공대학교 항공전자공학과 (공학석사)
2012년 3월~현재: 항공전자연구소 연구원
[주 관심분야] 전자파 수치해석, 안

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, 레이더

김 보 라

오스캔 연구원

2011년 7월~현재: 한국전자통신연구원 연구원
[주 관심분야] 전자파 수치해석, 안테나 설계

2008년 2월: 한국항공대학교 항공전자 및 정보통신공학부 (공학사)
2009년 2월: 한국항공대학교 항공전자공학과 (공학석사)
2009년 1월~2009년 9월: 한국전파진흥협회 3DTV방송진흥센터
2010년 10월~2011년 6월: (주) 바이

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

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

이 재 욱

1992년 2월: 한양대학교 전자공학과 (공학사)

1994년 2월: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 (공학석사)

1998년 2월: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 (공학박사)

1998년 3월~2004년 2월: 한국전자

통신연구원 디지털방송연구단 전파기반연구그룹

2004년 3월~현재: 한국항공대학교 항공전자 및 정보통신 공학부, 전자 및 항공전자전공, 부교수

[주 관심분야] 마이크로파 및 밀리미터파, 능·수동 소자 해석 및 설계, EMI/EMC 대책 기술, 고출력 증폭기 및 고출력 안테나 설계