

論文 92-29A-2-1

Born 근사하에 투영함수를 이용한 초고주파 회절단층촬영의 영상개선

(An Image Improvement for Microwave Diffraction Tomography
under the Born Approximation Based on the Projection Function)

徐 京 煥*, 金 象 基**, 羅 正 雄**, 金 世 潤***

(Kyoung Whoan Suh, Sang Gi Kim, Jung Woong Ra, and Se Yun Kim)

要 約

본 논문에서는 Born 근사하에 투영함수를 이용한 초고주파 회절 단층촬영의 영상개선 방법을 제안하고 그에 따른 고찰을 다루었다. 제시한 투영함수를 이용하여 Born 근사로 인한 열화된 영상을 분석하였으며, 또한 열화된 영상을 개선하기 위한 방법을 투영함수로 부터 제안하였다. 제시된 방법의 타당성을 보이기 위해 수치계산으로 다양한 비유전율을 갖는 사각유전체 기둥에 대해 주파수와 각도의 변화에 따라 구한 후방 산란파로부터 영상을 재현하고 검토하였다. 수치계산 결과, 제안된 방법은 비유전율이 균일 및 비균일한 유전체의 열화된 영상에 대해서도 매우 좋은 결과를 얻을 수 있었다. 앞으로 제안된 방법의 적용한계에 대한 분석 및 연구가 보다 정량적으로 이루어져야 한다.

Abstract

A consideration for image improvement under the Born approximation in the microwave diffraction tomography is suggested by using a projection function. The limiting factors in the degrading reconstructed image due to Born approximation are identified in terms of projection function and its modification is suggested to improve the degraded image based upon the Born approximation. In order to verify the proposed method, the reconstructed images are shown by computer simulation from the back-scattered data of angular and frequency diversity for squared dielectric cylinder with a various relative dielectric constant. From simulation results, it was shown that the proposed method can lead to a fairly good improved image for a severe degraded one irrespective of homogeneous and inhomogeneous dielectric object. In the future, the analysis on the limitation of this method should be considered and performed by means of more quantitative method.

*正會員, 三星電子 情報通信部門 電送開發室
(Transmission System Development Group,
Information Systems Business, Samsung
Electronics)

**正會員, 韓國科學技術院 電氣 및 電子工學科
(Dept. of Elec. Eng., KAIST)

***正會員, 韓國科學技術研究院 應用電子研究室
(Applied Electronics Lab., KIST)

接受日字：1991年 9月 19日

I. 서 론

산란된 전자파로 부터 물체의 영상을 재현하기 위해서는 산란파의 위상 및 진폭을 측정해야 하며, 이것이 영상재현에 사용 여부에 따라 코히어런트(coherent) 영상 및 인코히어런트(incoherent) 영상으로 나눈다. 전자는 산란파의 진폭 및 위상을 측정하게 되며, 후자의 경우는 진폭을 제곱한 양, 즉 세기를 측정하게 된다. 코히어런트 영상을 홀로그램(hologram)

처럼 높은 주파수 대역을 사용하는 경우도 있지만, 일반적으로는 비교적 낮은 주파수($10 - 10^9 \text{ Hz}$) 대역을 사용하며, 이 대역내에서는 기술적으로 산란파의 시간에 따른 변화를 감지할 수 있다. 한편 인코더리먼트 영상은 태양광선, X-ray, γ -ray와 같이 산란전자파가 매우 높은 주파수(10^{14} Hz 이상)이기 때문에 시간에 따라 산란파를 평균한 양을 기록하게 된다. 그러나, 마이크로웨이브 대역의 초고주파 영상은 전자뿐만 아니라 경우에 따라서는 후자의 방식도 사용하고 있다.

일반적으로 코히어런트 초고주파 영상에 있어서, 물체의 영상 및 주변 매질의 비유전율에 대해 매우 근소한 비유전율을 갖는 유전체의 영상을 재현하기 위한 기준 방법은 각각 물리광학^[1,2] 또는 Born 근사^[3] 방법에 근거를 두고 있다. 이는 산란파와 영상으로 재현할 물체의 함수(반사계수, 비유전율, 감쇄상수 등) 사이에 푸리에 변환관계로 유도하여 파수영역에서 해석을 한다. 따라서 단일 송·수신 안테나로 된 산란파를 측정하여 물체의 영상을 재현하기 위한 영상구조에서는 극좌표상에 얹어진 각 스펙트럼 데이터를 푸리에 역변환을 거치게 된다. 이를 수행하기 위한 기준 방법은 각각 좌표에서 2차원 푸리에 역변환^[1]과 극좌표에서 2차원 푸리에 적분을 1차원 원형 커널루션 적분^[2]으로 나타내는 것이다. 전자는 적교좌표로 배열하기 위한 보간 과정이 필요하며, 보간의 방법에 따라 재현된 영상의 질이 좌우된다. 그러나, 후자는 보간 과정은 필요없으나, 단일 주파수 사용시 점화산 함수의 부엽이 높아 영상의 동적 영역을 줄이게 되며, 다주파수 사용시에는 전자에 비해 많은 계산시간이 소요되는 단점을 지닌다.

이러한 파수영역의 방법은 Born 근사의 필요조건이 만족하는 경우, 주로 푸리에 역변환에 대한 신호처리 관점에서 연구가 다양하게 진행되어 왔으나, Born 근사의 필요조건이 위배되는 경우, 영상개선에 대한 연구는 상대적으로 매우 미약하였다. 왜냐하면 이들 영상재현 알고리듬은 투영함수를 이용한 단층촬영 방법이 아니므로, Born 근사의 필요조건이 위배될 때 열화된 영상에 대한 원인 분석이 매우 어렵기 때문이다. 따라서 열화된 영상에 대한 원인 분석을 보다 정성적 및 정량적으로 가능하다면 영상개선에 대한 연구는 앞으로 보다 활발히 진행될 것이다.

한편 파수영역의 방법과는 달리, 영상재현 알고리듬을 영상할 물체의 물리적인 양을 투영한 투영함수와 가중함수 사이에 커널루션 형태로 표현하면 앞에서 언급한 신호처리 상의 문제점들을 거의 배제할 수 있을 뿐만 아니라, 또한 재현된 영상의 질을 높일

수 있는 장점을 지니게 된다.^[4,5] 이러한 영상재현 방법은 먼저 산란파로부터 회전각 θ 의 함수로 투영양을 구하고, 이로부터 X-ray의 단층촬영 알고리듬인 커널루션 역투영^[6]을 사용하기 때문에 영상재현 과정은 파수영역과는 달리 2단계로 구성된다. 첫 단계에서는 Born 근사의 필요조건이 위배될 때 투영함수를 이용하여 열화된 영상에 대한 원인 분석을 할 수 있으며, 이로부터 영상개선에 대한 연구가 가능해진다. 둘째 단계에서는 영상할 물체에 따라 적절한 필터를 선택 적용함으로써 또한 영상을 개선할 수 있는 여지를 가질 수 있게 된다. 따라서 제시된 방법은 각 단계에서 열화된 영상을 보상할 수 있는 가능성을 내포하고 있는 것이 큰 장점이다.^[7,8]

본 논문에서는 이러한 장점을 이용하여 Born 근사에 균일 및 비균일 유전율 분포를 갖는 유전체 기둥에 대해 영상 및 투영함수를 수치계산으로 나타내었다. 특히 Born 근사의 필요조건이 위배될 때 열화된 영상의 원인을 투영함수로부터 쉽게 규명할 수 있음을 보이고, 또한 열화된 영상을 개선시킬 수 있는 방법을 제안하여 시작 유전체 기둥의 영상으로부터 적용 가능성 및 타당성에 대해 기술한다.

II. 이 론

그림1과 같이 송·수신을 위한 단일 안테나로 부터 충분히 멀리 떨어져 있는 단면 S 를 갖는 유전체 기둥에 평면파 $u^l(x, y)$ 가 z 축으로 편파되어 입사한다고 하자. 단면 S 내의 비유전율 $\epsilon_r(x, y)$ 이 z 방향으로 균일한 경우, 산란파 $u^s(x, y)$ 도 z 방향의 성분만

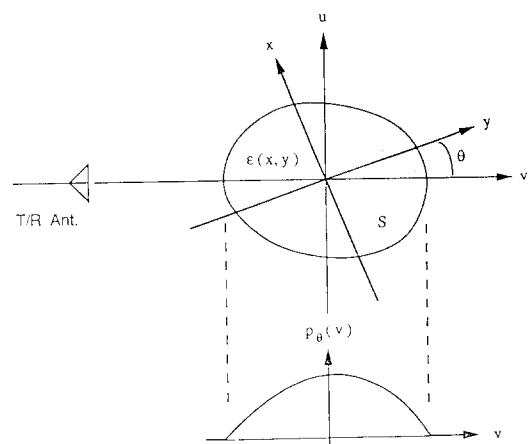


그림 1. 초고주파 영상구조 및 투영함수

Fig. 1. The geometry for microwave imaging and projection function.

갖게 되어 3차원 벡터 문제가 2차원 스칼라 문제로 간단하게 된다. 산란체 외부 영역에서의 매질은 자유공간과 같으며, 산란체 내부의 투자율은 외부 매질과 같다고 한다. 본 논문에서는 시간의 조화함수 $e^{i\omega t}$ 를 사용하였으며, 모든 전자파 식에서는 생략하였다. 먼저 전체전계 $u(x, y)$ 는 다음과 같은 제2종 Fredholm형 적분 방정식으로 간단히 표현된다.^[9]

$$u(x, y) = u^1(x, y) - j \frac{k^2}{4} \iint_S dx' dy' [\epsilon_r(x, y) - 1] u(x, y) H_0^{(2)}(k\sqrt{(x-x')^2 + (y-y')^2}) \quad (1)$$

여기서, $H_0^{(2)}$ 및 k 는 각각 제2종 0차 Hankel 함수 및 자유공간에서 파수를 의미한다. 그림1에서 처음 안테나가 y 축과 일직선상에 있다고 가정하면, y 는 range 그리고 x 는 crossrange 축이 되며 물체가 θ 만큼 회전할 때 좌표는 각각 v 및 u 축이 된다.

식(1)은 비선형문제로서 지금까지 정확히 해석적인 방법에 의해 풀 수 없는 것으로 알려져 있다. 그러나, 본 논문에서는 식(1)을 선형문제로 근사화하기 위해 다음과 같은 두가지 가정을 이용한다. 첫째, 안테나와 회전체 중심간의 거리가 충분히 멀리 떨어져 있어 far-field 조건을 만족한다면 Hankel 함수를 far-field로 근사화하여 표현할 수 있다. 둘째, 물체 내부의 비유전율이 외부 매질의 비유전율에 비해 극소한 차이가 있다면 유전체 내부의 전체전계를 입사전계로 가정하는 Born 근사를 적용한다.^[9] 이러한 두 가지 가정하에 식(1)은 다음과 같이 표현된다.

$$\Gamma_0(\alpha) = u^s(\rho_0) \times \sqrt{\frac{8\pi\rho_0}{k^3}} e^{j(k\rho_0 + \pi/4)} = \iint_{-\infty}^{\infty} du dv [\epsilon_r(u, v) - 1] e^{-j\alpha u} \quad (2)$$

여기서, ρ_0 는 안테나와 회전체 중심간의 거리이며, α 는 $2k$ 로서 파수의 함수이다. 또한 물체의 단면 S의 외부에서는 $\epsilon_r - 1$ 이 영이되므로 적분구간을 무한대로 확장하여 나타낼 수 있다.

다음은 식(2)에서와 같이 Born 근사를 적용할 수 있는 필요조건에 대해 알아 보자. 일반적으로 전방회절단층촬영(forward diffraction tomography)의 영상구조에서는 Born 근사를 적용할 수 있는 한계는 다음과 같이 주어진다.^[9]

$$k \times \delta n \times D_{\max} < \pi \quad (3)$$

여기서, δn 은 유전체내의 굴절율 ($=n$)과 주변매질의 굴절율 ($=1$) 사이의 차이를 의미하며, D_{\max} 는 유전체의 최대 직경을 의미한다.

한편 그림1과 같은 단일 송·수신 안테나로 되산란파 측정에 의한 물체의 영상을 재현하기 위한 구조에서도 Born 근사를 적용할 수 있는 필요조건은 아래와 같다

$$\alpha \times \delta n \times D_{\max} < \pi \quad (4)$$

으로 정리된다. 식(3)과의 차이는 단지 k 대신 α 로 표현되었으며, 이는 단일 송·수신 안테나에 의한 되반사 측정구조이기 때문이다.

식(2)의 적분방정식을 풀기 위해서 다음과 같이 투영함수 $P_0(v)$ 을 정의한다.

$$P_0(v) = \int_{-\infty}^{\infty} du [\epsilon_r(u, v) - 1] \quad (5)$$

따라서 식(5)를 식(2)에 대입하여 정리하면 투영함수 $P_0(v)$ 는 다음과 같이 $\Gamma_0(\alpha)$ 를 푸리에 역변환으로 구할 수 있는 형태로 표현된다.

$$P_0(v) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} d\alpha \Gamma_0(\alpha) e^{j\alpha v} \quad (6)$$

이상에서 설명한 방법에 따라 각 θ 의 함수로 구한 투영함수로부터 영상재현은 X-ray CT에서 널리 적용되고 있는 Shepp 그리고 Logan 필터함수를 갖는 커널루션 역투영 알고리듬[6]을 적용하면 쉽게 구할 수 있게 된다.^[4,5]

III. 수치계산에 의한 투영함수 및 영상재현

본 논문에서는 영상할 유전체 기둥은 단면이 원형에 비해 보다 일반적인 형태인 사각형으로 선택하였다. 평면파가 사각 유전체 기둥에 입사할 때 산란파를 나타내는 엄밀한 해는 존재하지 않는다. 따라서 본 논문에서는 엄밀한 해가 존재하지 않을 때 전자파 산란문제에서 많이 쓰이고 있는 모멘트 방법^[9,10]을 적용하여 수치계산으로 산란파를 계산하였다. 사용된 주파수 대역은 (0.1~4.0GHz)이고, 주파수 증가를 0.1GHz로 하였다. 유전체의 단면은 $2.4\lambda \times 2.4\lambda$ (여기서, $\lambda (= 7.5\text{cm})$ 는 4GHz에서 파장)이며, 산란파를 구할 때 cell 간격을 0.3λ 씩으로 나누어 단면전체에 대해 64개의 cell로 분할하였다. 수치계산시 필스 basis로 정확한 산란파를 구하기 위해서는 일반적으로 cell 간격을 사용 파장의 0.1 λ 이하로 선택하고 있다.^[9] 그러나, 본 논문에서는 계산기의 계산시간과 메모리 할당 문제로 인하여 편의상 cell 간격을 0.3λ 로 택하였다. 한편 각도 증가의 수는 물체를 이산적으로 회전시켜 전체 회전각 360° 에 대해 3.6° 간격으로 100개로 하였으며, 각각의 주파수와 각도에 대해 산란파를 구하였다.

위에서 언급한 상황 하에서 먼저 균일한 비유전율 분포를 갖는 정사각 유전체 기둥의 투영함수에 대해 살펴보자. 그림2는 비유전율이 1.01, 1.1, 1.5, 2.0 을 갖는 정사각 유전체 기둥에 대해 입사 전자파가 한 면에 수직한 방향으로 입사할 때의 투영함수이며, 거리구분을 나타내며 데이터 중에서 실수부를 나타낸다. Born 근사의 필요조건을 충분히 만족하는 비유전율이 제일 낮은 1.01의 투영함수의 직경은 실제 유전체 직경과 거의 동일하며, 비유전율이 1.1의 투영함수도 전자와 거의 같음을 보여 준다. 그러나 비유전율이 1.5, 2.0의 투영함수는 Born 근사의 필요조건인 식(4)를 위배하므로, 투영함수의 직경이 실제 직경보다 크게 늘어남을 알 수 있다. 이러한 현상은 Born 근사로 유전체 내부와 외부사이에 전자파의 전파속도 차이로 인하여 발생하며, 비유전율이 증가함에 따라 투영함수의 직경이 근사적으로 물체내의 평균 굴절율 n 에 비례하여 늘어남을 알 수 있다!^[7,8]

다음은 위에서 보인 투영함수를 각 θ 의 함수로 전체 회전각 360° 에 대해 구하고, 이로부터 재현된 정사각 유전체 기둥의 영상에 대해 살펴보자. 그림3(a) (b), (c)는 유전체내의 비유전율이 1.01, 1.5, 2.0 일 때 재현된 비유전율의 실수부 영상을 각각 보여준다. 그

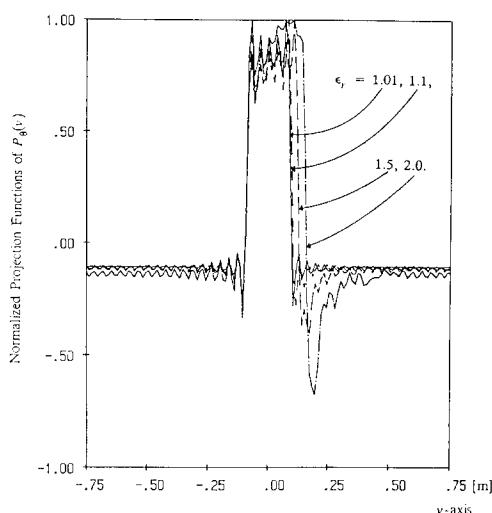


그림 2. 입사파가 정사각 유전체 기둥의 한면에 수직입사시 비유전율의 변화에 따른 투영함수

Fig. 2. Projection functions of squared dielectric cylinder with a various relative dielectric constant when the plane wave is normally incident on the facet of squared dielectirc cylinder.

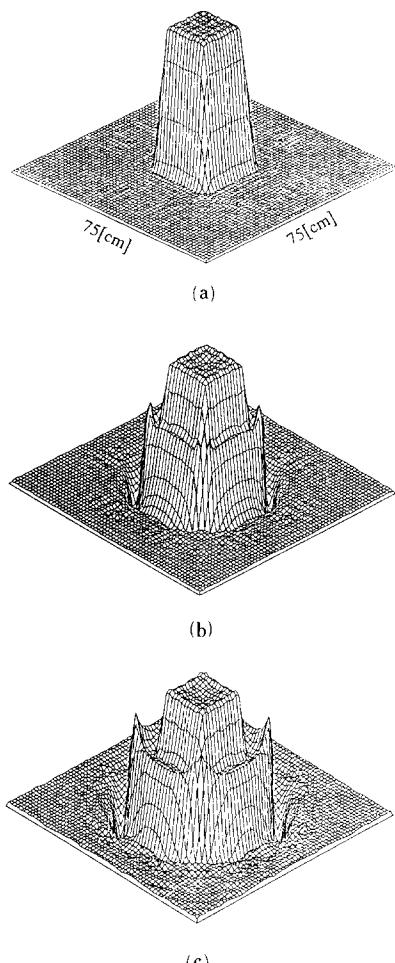


그림 3. 균일한 비유전율을 갖는 정사각 유전체 기둥의 재현된 영상

(a) 비유전율이 1.01
(b) 비유전율이 1.5. (c) 비유전율이 2.0

Fig. 3. The reconstructed images of squared dielectric cylinder with:
(a) $\epsilon_r = 1.01$; (b) $\epsilon_r = 1.5$; (c) $\epsilon_r = 2.0$.

그림3(a)는 Born 근사의 필요조건인 식(4)를 만족하므로 재현된 영상은 좋은 결과를 준다. 그러나, 그림3 (b), (c)에서는 필요조건이 위배되므로 물체의 크기 영역을 제외하고도 또 다른 영상이 주변에 나타난다. 이는 유전체 내부와 외부사이에 전자파의 전파속도 차이로 인하여 각 θ 의 함수로 구한 투영함수의 직경이 실제 크기보다 늘어났기 때문이다.

한편 비균일한 비유전율 분포를 갖는 정사각 유전체 기둥에 대해 재현된 영상을 살펴보자. cell의 크기, 주파수 대역, 각도 증가의 수등 모든 변수는 앞의

균일한 비유전율을 갖는 경우와 동일하게 하였다. 유전체 단면의 절반을 각각 S_1, S_2 라 할 때, 그림4(a)는 S_1 의 비유전율이 1.01 그리고 S_2 의 비유전율이 1.02, 그림4(b)는 S_1 의 비유전율이 1.1 그리고 S_2 의 비유전율이 1.2, 그림4(c)는 S_1 의 비유전율이 1.5 그리고 S_2 의 비유전율이 2.0일 때 재현된 영상이다. 재현된 영상은 비유전율 $\epsilon_r=1$ 의 분포를 나타내므로, S_1 에 비해 S_2 의 재현된 영상의 값이 정확하게 2배가 되어야 한다. 비유전율이 제일 낮은 그림4(a)에서는 Born 근사의 필요조건을 충분히 만족하므로 매우 좋은 결과를 재시하고 있다. 그림4(b)는 비유전율이 제일 낮은 그림에 비해 약간 뚜렷한 구별은 약화되었지만, 아직은 Born 근사의 필요조건을 근사적으로 만족하므로 좋은 영상을 준다. 그러나, Born 근사의 필요조건인 식(4)가 위배되는 그림4(c)에서는 그림4(a)와는 달리 재현된 영상이 상당히 열화되어 나타남을 알 수 있다. 이에 대한 원인도 비유전율이 균일한 투영 함수인 그림2와 같이 Born 근사의 필요조건이 위배되는 경우에는 실제 물체 크기보다 크게 나타나게 된다. 이러한 투영함수로 부터 재현된 영상은 그림4(c)와 같은 결과를 얻게됨을 쉽게 유추할 수 있다.

IV. 영상개선을 위한 방법 및 개선된 영상

Born 근사가 위배되는 영역의 영상을 앞에서 보여준 그림3(b), (c) 그리고 그림4(c)를 통해서 알 수 있듯이, 실제 물체의 크기보다 크게 영상되고 매우 열화되어 나타나게 된다. 따라서 이를 보정하여 물체 내부의 유전율 분포를 보다 정확하게 영상하는 것이 필요함을 알 수 있다.^[7] 따라서 본 논문에서 열화된 영상을 개선하기 위한 세안된 방법은 영상할 물체의 크기를 알고 있을 때이다. 일반적으로 X-ray 및 초음파 그리고 조고주파 단층촬영에서 영상할 물체의 외부 크기는 미리 측정을 통해서도 쉽게 알 수 있다.

영상할 물체의 크기에 대한 정보를 알고 있을 때는 영상개선 과정은 2단계로 이루어 진다. 첫째, 회전각 θ 에서 투영함수 $P_\theta(v)$ 를 구하고, 이로부터 회전각 θ 에서 물체내부의 평균 굴절율 n 을 구한다. 둘째, 구한 평균 굴절율로 부터 물체의 실제 직경 크기로 보정하여 새로운 투영함수를 구한다. 이와 같은 과정을 전체 회전각 360° 에 대해 구한 투영함수에 각각 적용한다. 따라서 최종적인 영상재현은 보정된 새로운 투영함수로부터 컨벌루션 역투영 알고리듬을 적용한다.^[7,8] 비유전율이 증가함에 따라 투영함수의 직경이 근사적으로 물체내의 평균 굴절율 n 에 비례하여 늘어남을 알 수 있었다. 따라서 영상할 물체의

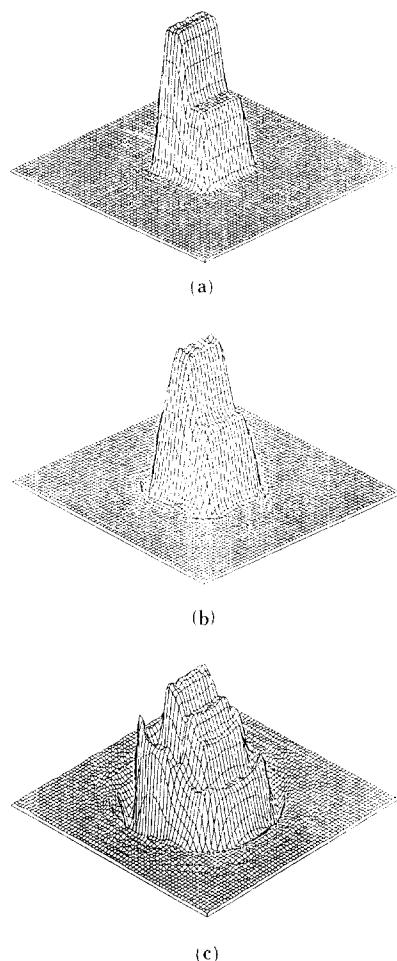


그림 4. 비균일한 비유전율을 갖는 정사각 유전체 기둥의 재현된 영상

- (a) 면적 S_1 의 비유전율이 1.01, 면적 S_2 의 비유전율이 1.02
- (b) 면적 S_1 의 비유전율이 1.1, 면적 S_2 의 비유전율이 1.2
- (c) 면적 S_1 의 비유전율이 1.5, 면적 S_2 의 비유전율이 2.0

Fig. 4. The reconstructed images of squared dielectric cylinder with a cross-sectional area S divided into two subdivisions, S_1 and S_2 , of which the relative dielectric constants are:

- (a) $\epsilon_r = 1.01$ and 1.02;
- (b) $\epsilon_r = 1.1$ and 1.2;
- (c) $\epsilon_r = 1.5$ and 2.0, respectively.

직경 d 를 알 수 있다면, 다음과 같이 투영함수를 새로이 정의하므로서 열화된 영상을 개선한다. 첫째, 회전각 θ 에서 구한 투영함수로부터 투영함수의 직경

(=투영축 v 에 대해 투영값이 0이 되는 v 축상의 두 점 사이의 거리) d_{proj} 을 계산하면, 물체내의 평균 굴절율 n 을 아래와 같이 구한다.

$$n \approx \frac{d_{proj}}{d} \quad (7)$$

둘째, 실제 크기로 교정된 투영함수를 구하는 과정으로서 식(7)로부터 새로운 투영함수 $P_0'(v')$ 를 아래와 같이 정의한다.

$$P_0'(v') = P_0(v), \frac{-d}{2} < v' < \frac{d}{2}, \frac{-d}{2} < v < d, n = \frac{d}{2}, \quad (8)$$

여기서,

$$v' = \frac{-d}{2} + \frac{1}{n} [v + \frac{d}{2}] \quad (9)$$

이상의 두 과정을 전체 회전각 360° 에 대해 회전각 θ 의 함수에 따라 보정된 새로운 투영함수를 각각 구하고, 이로부터 영상재현은 컨벌루션 역투영 기법을

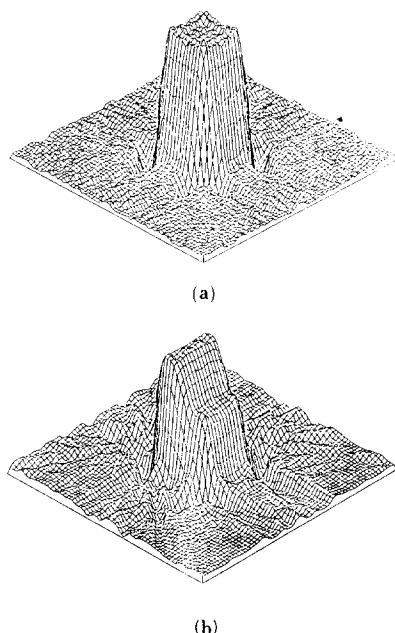


그림 5. 열화된 영상을 개선한 결과
(a) 그림3(b)를 개선한 영상
(b) 그림4(c)를 개선한 영상

Fig. 5. The reconstructed images, (a) and (b) which are obtained by applying the presented improvement method to fig. 3(b) and fig. 4(c), respectively.

적용하게 된다. 따라서 제안된 방법은 투영함수를 이용하므로 기존 파수영역의 2차원 고속 푸리에 변환^[1]이나 원형 컨벌루션 적분^[2]에서는 적용할 수 없는 유일한 성격을 지니고 있음을 알 수 있다. 왜냐하면 전자 및 후자의 알고리듬은 투영함수를 이용하는 역변환 과정이 아니기 때문이다.

끝으로 위에서 제시된 영상개선 방법을 Born 근사의 필요조건이 위배되는 경우에 대해 적용하여 보자. 그림5(a), (b)는 Born 근사의 필요조건인 식(4)가 위배되는 경우로서, 열화된 그림3(b) 및 4(c)를 개선한 영상이다. 재현된 영상으로부터 균일 및 비균일한 비유전율 분포를 갖는 유전체 기둥에 대해서도 투영함수를 보상하므로써 열화된 영상을 개선할 수 있음을 알 수 있다. 만약 계산기의 형편이 좋아 cell 간격을 0.1λ 로 나누고, 또한 회전각 360° 에 대해 각도 증가의 수를 더욱 많이 취한다면 개선된 영상은 더욱 좋은 결과를 주게 될 것이다.

이상으로서 Born 근사의 필요조건이 위배될 때, 본 논문에서 제안한 보상방법을 적용하여 균일 및 비균일한 유전율 분포에 따라 열화된 영상을 개선하였다. 영상개선을 위한 제시된 방법은 물체의 크기를 알고 있을 때이며, 투영함수를 이용한 제안된 방법은 종전의 파수영역의 알고리듬과는 달리 Born 근사가 위배되는 영역에서도 상당히 좋은 결과를 얻을 수 있음을 보여 주었다.

V. 결 론

본 논문에서는 2차원 유전체 기둥의 되산란파로부터 Born 근사하에 재현된 영상 및 투영함수를 통해 영상의 열화에 대한 원인을 고찰하고 개선 방법을 제안하였다. 특히 Born 근사의 필요조건이 위배될 때 열화된 영상에 대한 원인을 본 논문에서 제시된 투영함수로부터 보다 쉽게 규명할 수 있음을 보였고, 또한 투영함수를 이용하여 열화된 영상을 개선하기 위한 방법을 제시하였으며, 이는 Born 근사의 한계성을 벗어난 영역에서도 상당히 좋은 결과를 얻을 수 있음을 수치계산으로 보였다.

수치계산의 결과로 부터 Born 근사의 필요조건이 만족하는 경우에는 좋은 영상을 얻을 수 있었으나, Born 근사가 위배되는 영역에서는 열화된 영상이 재현되었다. 이러한 현상은 이미 발표된 논문^[7]에서 투영함수로부터 원통형 유전체 기둥에 대해 열화된 영상의 원인을 규명한 점과 같은 맥락을 하고 있음을 알 수 있었다. 특히 Born 근사의 필요조건이 위배되는 경우에도 종전의 파수영역의 알고리듬과는

달리 투영함수를 보상함으로써 영상을 개선할 수 있음을 균일 및 비균일한 비유전율을 갖는 정사각 유전체 기둥에 대해 보았다.

끝으로 사용 주파수 대역 및 물체의 크기가 주어졌을 때 재안된 방법으로 개선할 수 있는 한계성에 대한 고찰 및 분석이 앞으로 이루어져야 할 것이며, 또한 영상할 물체의 크기에 대한 정보를 알지 못할 때, 즉 원격탐사 및 지하탐사 등에서 영상을 개선할 수 있는 방법 모색 및 연구가 필요하다고 본다.

參 考 文 獻

- [1] N.H. Farhat, C.L. Werner, and T.H. Chu, "Prospect for three-dimensional projective and tomographic imaging radar networks," *Radio Sci.*, vol. 19, pp. 1347-1355, 1984.
- [2] D.L. Mensa, S. Halevy, and G. Wade, "Coherent Doppler tomography for microwave imaging," *Proc. IEEE*, vol. 71, no. 2, pp. 254-261, Feb. 1983.
- [3] M. Slaney, A.C. Kak, and L.E. Larsen, "Limitations of imaging with first-order diffraction tomography," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. MTT-32, no. 8, pp. 860-874, Aug. 1984.
- [4] Kyoung-Whoan Suh, Se-Yun Kim, and Jung-Woong Ra, "A new spatial slice theorem for microwave imaging," *Microwave and Optical Technology Lett.*, vol. 3, no. 10, pp. 362-365, Oct. 1990.
- [5] 서경환, 김상기, 김세윤, 나정웅, "“공간영역에서 고히어런트 단층촬영 기법을 이용한 Born 근사하에 유전체 기둥의 영상재현,” 대한전자공학회논문지, 제27권 제9호, pp. 17-26, 1990년 9월.
- [6] L.A. Shepp and B.F. Logan, "The fourier reconstruction of a head section," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-21, pp. 21-43, 1974.
- [7] 서경환, 김상기, 나정웅, 김세윤, "투영함수를 이용한 Born 근사하에 영상개선을 위한 고찰," 대한전자공학회논문지, 제28권 제2호 A편, pp. 12-18, 1991년 2월.
- [8] Kyoung-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," *Inter. IEEE/AP-Symp.*, University of Western Ontario London, Ontario, Canada, pp. 1620-1623, June 24-28, 1991.
- [9] J.H. Richmond, "Scattering by a dielectric cylinder of arbitrary cross-section shape," *IEEE Trans., Antennas Propagat.*, vol. AP-13, pp. 334-341, 1965.
- [10] R.F. Harrington, *Field Computation by Moment Method*, Macmillan, 1968.

著 者 紹 介



徐 京 煥(正會員)

1960年 3月 16日生. 1983年 2月 경북대학교 공과대학 전자공학과 졸업. 1983年 1月~1985年 2月 삼성반도체 통신(주)근무. 1985年 3月 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 석사과정 입학. 1988年 2月 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 석사취득. 1991年 8月 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 공학박사 취득. 1991年 7月~현재 삼성전자 정보통신부문 전송개발실 선임연구원. 주관심분야는 radar 영상 및 신호처리와 전자파 역산란 문제를 포함한 원격탐사, 초고주파 영상 및 비파괴탐사 그리고 digital microwave radio system 등임.

金 象 基 (正會員) 第27卷 第9號 參照

현재 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 박사과정



羅 正 雄 (正會員) 第25卷 第8號 參照

현재 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 교수



金 世 潤 (正會員) 第25卷 第8號 參照

현재 한국과학기술연구원 응용전자 연구실 선임 연구원