

유방 조직형태에 따른 유방암 진단 2차원 마이크로파 영상복원

2D Microwave Image Reconstruction of Breast Cancer Detection for Breast Types

김기채 · 김태홍* · 이종문** · 전순익** · 백정기***

Ki-Chai Kim · Tae-Hong Kim* · Jong-Moon Lee** · Soon-Ik Jeon** · Jeong-Ki Pack***

요 약

본 논문에서는 전자파를 이용한 유방암 진단에서 유방의 조직형태에 따른 2차원 영상복원 결과를 논의하고 있다. 유방의 영상복원에 사용한 시스템은 16개의 송신/수신 안테나로 구성되어 있으며, 1,700 MHz를 사용하여 4가지의 유방 조직형태(ED-, HD-, SC-, FT-type)에 대하여 영상복원을 수행하였다. 순방향 문제의 해석에는 모멘트법을 적용하였으며, 역문제 해석을 위한 최적화 알고리즘은 simplex 법을 사용하였다. 영상복원의 결과, ED형 및 HD형은 영상복원이 용이하지만, SC형 및 FT형의 영상복원에는 오차가 많이 포함되어 있어 복원이 쉽지 않음을 확인할 수 있었다.

Abstract

This paper presents a tumor detection for breast cancer that utilizes two-dimensional(2D) image reconstruction with microwave tomographic imaging. The breast cancer detection system under development consists of 16 transmit/receive antennas, and the microwave tomography system operates at 1,700 MHz. The four types of breast(ED-, HD-, SC-, and FT-type) are used for image reconstruction. To solve a 2D inverse scattering problem, the method of moments(MoM) is employed for forward problem solving, and the simplex method employed as an optimization algorithm. The results of the reconstructed image show that the ED- and HD-types of breasts are well reconstructed, but SC- and FT-type breasts are not well because of the error including.

Key words: Breast Cancer Detector, Microwave Tomography, Image Reconstruction

I. 서 론

전파산업의 진흥과 인류 복지에의 기여를 위해 정보통신을 목적으로 하는 전자파의 기본적인 이용뿐만 아니라, 순기능적인 전자파 이용을 활성화하고 극대화할 필요가

있다. 전자파를 기반으로 하는 각종 진단 기술의 개발은 전자파의 순기능적인 이용 목적의 하나이기도 하다. 최근에는 마이크로파 및 밀리미터파를 이용한 금속도체의 결함 검출 및 유방암 진단법이 제안되어 많은 연구자들에 의해 연구되고 있으며^{[1]~[8]}, 2차원 모델을 상정하여 모멘

「본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신기술연구진흥센터의 정보통신·방송 연구개발사업의 연구개발 사업의 일환으로 수행하였음[11-911-01-108, 전자파 이용 조기진단 고정밀 MT 시스템 개발].」

영남대학교 전기공학과(Department of Electrical Engineering, Yeungnam University)

*광주과학기술원 기계공학부(School of Mechanical Engineering, GIST)

**한국전자통신연구원 전파기술연구부(Radio Technology Research Department, ETRI)

***충남대학교 전파공학과(Department of Radio Science & Engineering, Chungnam University)

· Manuscript received May 9, 2016 ; Revised June 21, 2016 ; Accepted July 18, 2016. (ID No. 20160509-055)

· Corresponding Author: Ki-Chai Kim (e-mail: kckim@ynu.ac.kr)

트법과 심플렉스법을 사용한 900 MHz에서의 영상복원 결과도 보고되어 있다^[9].

전자파를 이용한 유방암 진단에는 일반적으로 500 MHz~3 GHz의 주파수를 사용하는데, 주파수에 따른 침투 깊이가 다를 뿐만 아니라, 유전체의 산란 특성도 달라진다. 주파수가 높아질수록 분해능은 좋지만 영상복원 알고리즘이 안정적으로 동작하지 못하며, 낮은 주파수에서는 분해능이 나쁘지만 유전율 차이에 의한 암조직의 탐지는 잘 이루어진다. 따라서, 유방의 조직형태와 사용 주파수에 대한 영상복원 특성을 검토할 필요가 있다.

본 논문에서는 참고문헌 [9]와 동일한 방법을 사용하여 4가지의 유방 조직형태, 즉 (1) ED-type(Extremely Dense-type), (2) HD-type(Heterogeneously Dense-type), (3) SC-type(Scattered-type), (4) FT-type(Fatty-type)에 대한 영상복원 결과에 대하여 논의하였으며, 영상복원에 사용한 주파수는 1,700 MHz이다.

이론해석으로는 유방을 2차원으로 모델화하고 유방을 둘러싼 주위에서 송신안테나를 사용하여 전자파를 유방에 입사시키고, 이때의 산란파를 순문제로 계산하였으며, 측정된 산란파를 이용하여 역문제 해법의 하나인 심플렉스법을 적용하여 4가지의 유방 조직형태에 대한 영상복원 결과를 검토하였다.

II. 순방향 및 역방향 문제 해석

그림 1과 같은 2차원의 역산란 문제를 생각한다. 입사전계가 유방과 같은 유전체에 입사하면 산란전계가 발생하며, 그림 1에서 입사전계와 산란전계를 고려하면 전체전계는 입사전계와 산란전계의 합으로 나타낼 수 있으며 다음 식으로 주어진다^[9].

$$E_t(\theta, \rho) = E_i(\theta, \rho) + E_s(\theta, \rho) \\ = E_i(\theta, \rho) + k_0^2 \iint_{\Omega} c(\rho') E_t(\theta, \rho') G(\rho, \rho') d\rho' \quad \rho \in \Omega \quad (1)$$

여기서, 산란전계는 다음과 같다.

$$E_s(\theta, \rho) = k_0^2 \iint_{\Omega} c(\rho') E_t(\theta, \rho') G(\rho, \rho') d\rho' \quad \rho \in \bar{\Omega} \quad (2)$$

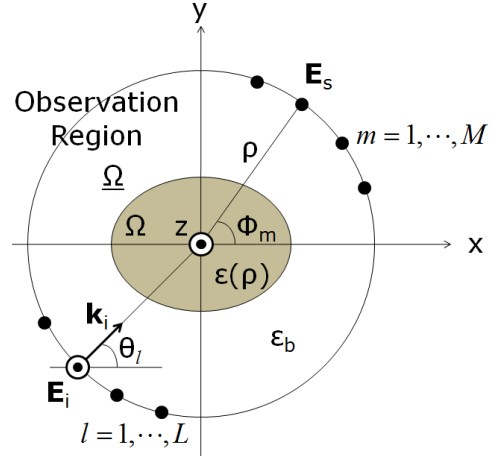


그림 1. 역산란 문제 해석을 위한 입사전계와 산란전계
Fig. 1. Incident electric fields and scattered fields for the inverse scattering problem.

식 (2)에서,

$$G(\rho, \rho') = -\frac{j}{4} H_0^{(2)}(\sqrt{\epsilon_b} k_0 |\rho - \rho'|) \quad (3)$$

이며, $H_0^{(2)}$ 는 제2종 Hankel 함수이다.

그림 1에서 보는 것처럼, 각각의 입사각 $\theta = \theta_\ell$, $\ell = 1, 2, \dots, L$ 에 대하여 수신점 $\varphi = \varphi_m$, $m = 1, 2, \dots, M$ 에서 산란전계를 측정(측정 데이터는 $L \times M$ 개)하고, 이를 이용하여 산란체의 전기적인 특성을 추정한다.

전체전계 E_t 및 유전체의 전기적인 특성을 나타내는 유전율 함수 c 를 다음과 같은 펄스함수로 전개한다.

$$E_t(\theta, \rho) = \sum_{n=1}^N e_n(\theta) f_n(\rho') \quad (4)$$

$$c(\rho') = \sum_{n=1}^N c_n f_n(\rho') \quad (5)$$

이를 전체전계 E_t 에 관한 적분방정식 (1)에 대입하고, 점정합법을 적용하면 전체전계의 전개계수 e_n 을 구할 수 있으며, 구체적인 내용은 참고문헌 [9]와 동일하다.

산란전계의 측정치 $\tilde{E}_s(\theta, \rho)$ 를 사용하면 다음의 식

$$\sum_{l=1}^L \sum_{m=1}^M \left\| \sum_{n=1}^N c_n A_n(\theta_l, \rho_m) - \widetilde{E}_s(\theta_l, \rho_m) \right\|^2 = \min \quad (6)$$

을 만족하는 c_n 을 구하는 문제로 귀착되며, 본 논문에서는 심플렉스법을 적용하여 c_n 을 구하였다.

III. 순방향 및 역방향 문제 해석

영상복원에는 ED, HD, SC, FT형의 4가지 유방 형태를 사용하였으며, 1,700 MHz에서의 각각의 전기적 특성은 표 1과 같다. 산란파의 측정은 ETRI의 영상복원 시스템

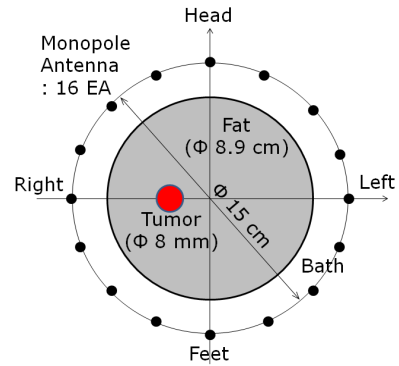
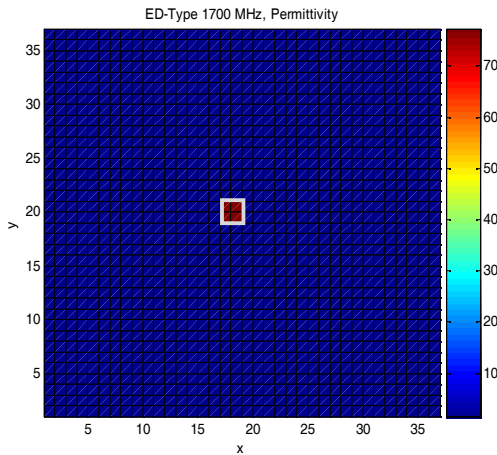
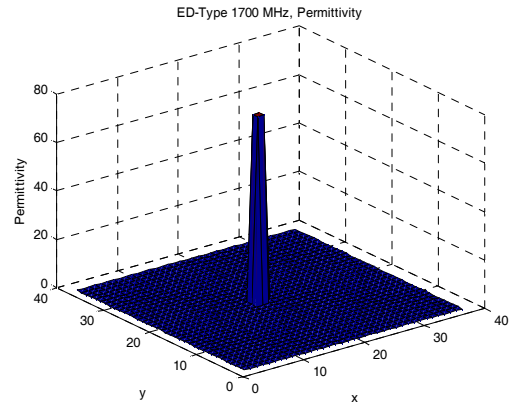


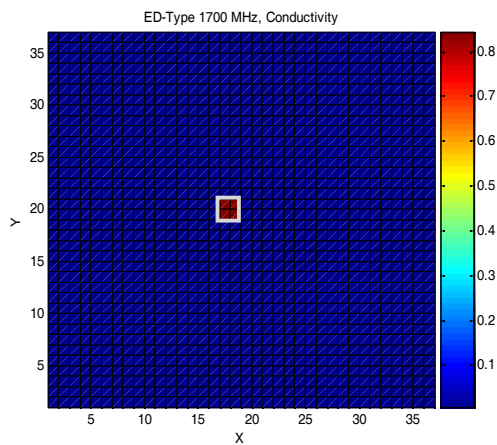
그림 2. 16개의 안테나와 티슈의 모양
Fig. 2. Layout of 16 antennas and tissues.



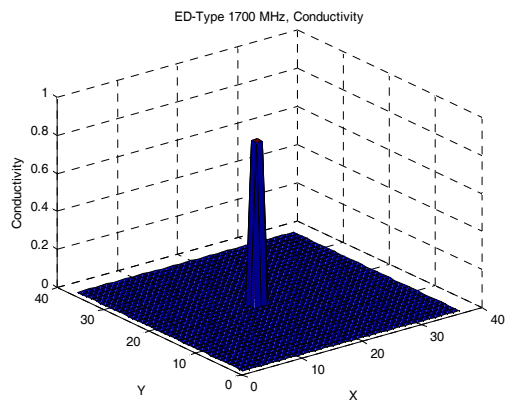
(a-1) Permittivity



(a-2) Permittivity



(b-1) Conductivity



(b-2) Conductivity

그림 3. ED-type 유방의 유전율과 도전율 복원결과(1,700 MHz).

Fig. 3. Reconstructed permittivity and conductivity of ED-type breast at 1,700 MHz.

표 1. 영상복원에 사용한 유방의 전기적 특성
Table 1. Electrical properties of tissues used for image reconstruction.

	Relative permittivity	Conductivity (S/m)
Bath	31.7	1.07
Fat	21.3	0.87
Tumor(water)	77.9	0.69
ED-type	16.4	1.32
HD-type	14.0	1.18
SC-type	10.9	0.94
FT-type	8.2	0.82

을 사용하였으며, 직경이 8-mm인 Tumor의 위치는 그림 2와 같다. 송신/수신 안테나(모노폴 안테나)는 직경 15 cm의 원주상에 등간격으로 16개가 배치되어 있고, 사용 주파수는 1,700 MHz의 정현파를 사용하였다. 영상복원영역은 14×14 cm이며 18분할하였다(단위 셀의 크기: 0.778×0.778 cm). 산란파의 측정값을 이용하여 심플렉스법으로 복원한 결과는 그림 3~그림 5와 같다. 본 논문에서 사용한 심플렉스법은 정점에서의 함수값에 대응하여 심플렉스를 변형해가는 방법으로 최소점을 탐색한다. 이 과정에서 영상(reflection), 확장(expansion), 수축(contraction), 축소(reduction)를 사용하며, 심플렉스의 크기와 정점에서의 함수치 최대최소의 차로 수렴관정을 한다. 그림 3은 ED-

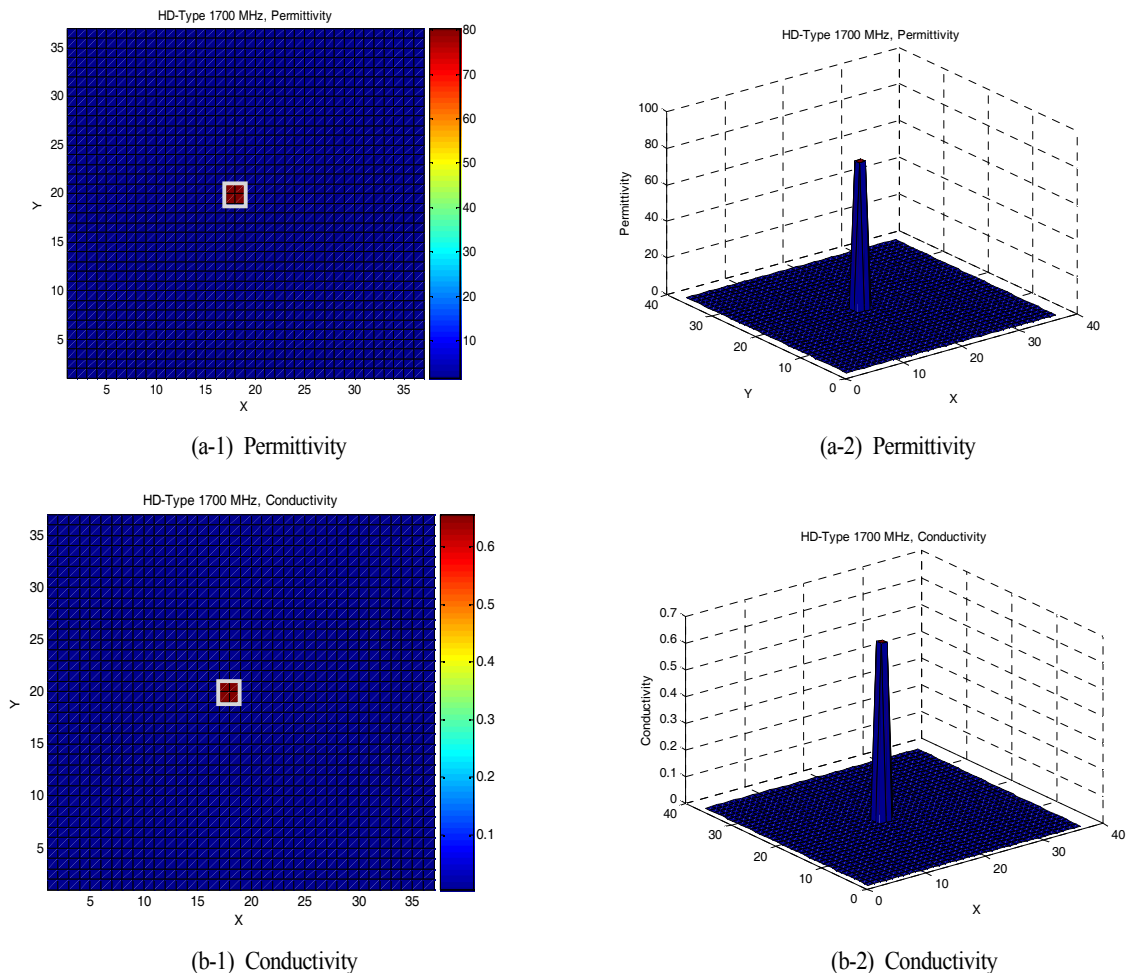
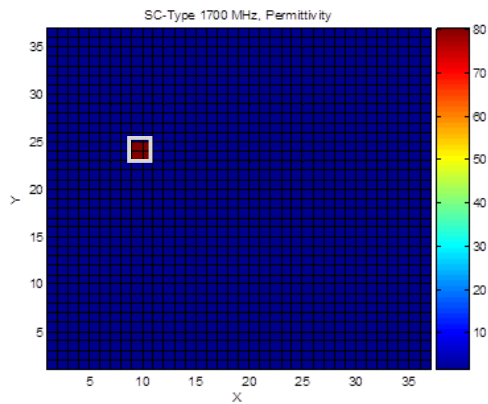


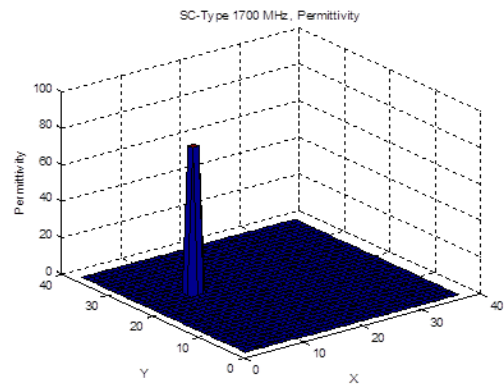
그림 4. HD-type 유방의 유전율과 도전을 복원결과(1,700 MHz)
Fig. 4. Reconstructed permittivity and conductivity of HD-type breast at 1,700 MHz.

type, 그림 4는 HD-type, 그림 5는 SC-type에 대한 유전율 (a-1, a-2) 및 도전율(b-1, b-2)의 복원 결과를 나타낸다. 그림 3과 그림 4에서 보는 것처럼, ED-type과 HD-type의 유방은 비교적 잘 복원되고 있다. 그러나, 그림 5에서 보는 것처럼, 지방의 비율이 높아지는 SC-type의 유방은 fat 및 tumor의 유전율은 잘 복원되고 있으나, tumor의 위치와 도전율의 크기 복원에는 오차가 발생하고 있음이 확인되었다. 또한, 지방의 비율이 가장 높은 FT-type의 유방에서는 그림 5의 SC-type과 유사하게 fat 및 tumor의 유전율 잘 복원되고 있으나, tumor의 위치와 도전율의 크기 복원에는 오차가 발생하였다. 그림 3~그림 5에서 알 수 있는 것처럼,

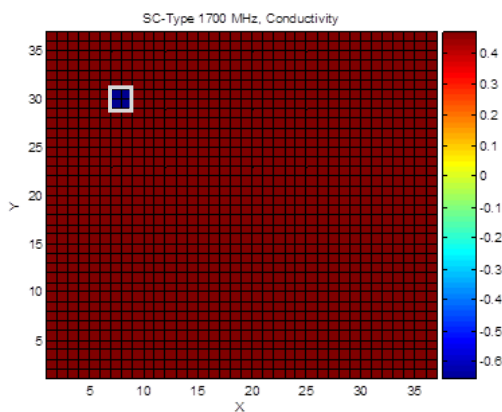
유선조직의 비율이 높고 지방의 유전율보다 훨씬 큰 유전율을 갖는 ED-type으로 갈수록 tumor의 크기와 위치 복원이 잘 이루어지고 있다. SC-type 및 FT-type에서 tumor의 복원에 오차가 많이 발생하는 이유는, 특히 FT-type의 유전율이 ED-type의 유전율보다 반으로 줄어든 것과 사용하는 주파수가 높아질수록 쌍극자 분극이 감소하는 현상 등이 관계되고 있는 것으로 생각되지만, 이에 대한 연구는 남겨진 과제이다. 사용 주파수를 마이크로파 대역으로 높여갈수록 전자파가 유방에 침투하는 정도가 작아질뿐만 아니라, 쌍극자 분극도 점점 감소하는 특성이 있으므로 유방암 진단에 사용하는 주파수와 유방의 전기



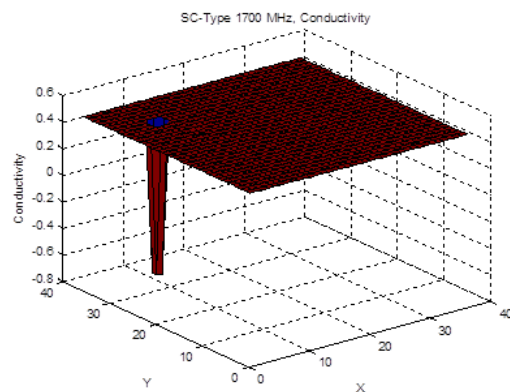
(a-1) Permittivity



(a-2) Permittivity



(b-1) Conductivity



(b-2) Conductivity

그림 5. SC-type 유방의 유전율과 도전율 복원결과(1,700 MHz)

Fig. 5. Reconstructed permittivity and conductivity of SC-type breast at 1,700 MHz.

적 특성에 대한 연구가 필요하다.

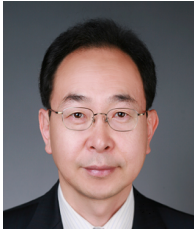
IV. 결 론

본 논문에서는 4가지의 유방 조직형태에 대하여 1,700 MHz를 사용한 영상복원 결과를 검토하였다. 영상복원의 결과, ED-type 및 HD-type의 유방은 영상복원이 비교적 잘 이루어지지만, ED-type에 비교해 유전을 값이 작은 SC-type 및 FT-type의 유방은 오차가 많이 포함되어 영상복원이 용이하지 못함을 확인할 수 있었다.

References

- [1] P. M. Meaney, K. D. Paulsen, and T. P. Ryan, "Two-dimensional hybrid element image reconstruction for TM illumination", *IEEE Trans. Ant. and Prop.*, vol. 43, pp. 239-247, 1995.
- [2] S. C. Hagness, A. Taflove, and J. E. Bridges, "Two-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: Fixed-focus and antenna-array sensors", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 45, no. 12, pp. 1470-1479, Dec. 1998.
- [3] P. M. Meaney, K. D. Paulsen, M. W. Fanning, and A. Hartov, "Nonactive antenna compensation for fixed-array microwave imaging: Part II-Imaging results", *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 18, pp. 508-518, Jun. 1999.
- [4] 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. Microwave Theory Tech.*, vol. 48, pp.1841-1853, Nov. 2000.
- [5] E. C. Fear, M. A. Stuchly, "Microwave detection of breast cancer", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 48, pp. 1854-1863, Nov. 2000.
- [6] 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.
- [7] 김보라, 이택경, 손성호, 전순익, "의용 전자파 영상을 위한 모멘트법 순방향 해석 알고리즘", *한국전자과학회논문지*, 20(8), pp. 797-805, 2009년 8월.
- [8] 서민경, 김태홍, 문지연, 전순익, 백정기, "LMA와 FDTD를 이용한 유방암 진단용 알고리즘 연구", *한국전자과학회논문지*, 22(12), pp. 1124-1131, 2011년 12월.
- [9] K. -C. Kim, B. -D. Cho, T. -H. Kim, J. -M. Lee, S. -I. Jeon, and J. -K. Pack, "2D microwave image reconstruction of breast cancer detector using a simplex method and method of moments", *Journal of KIEES*, vol. 10, no. 4, pp. 1-9, Dec. 2010.

김 기 채



1984년 2월: 영남대학교 전자공학과 (공학사)
 1986년 3월: Keio University 전기공학과 (공학석사)
 1989년 3월: Keio University 전기공학과 (공학박사)
 1989년 4월~1993년 3월: 한국표준과학연구원 전자파연구실 선임연구원
 1993년 4월~1995년 8월: 일본 후쿠오카공업대학 정보공학과 조교수
 1995년 9월~현재: 영남대학교 전기공학과 교수
 2012년 1월~2012년 12월: 한국전자과학회 회장
 1988년: IEICE Japan, Young Scientist Awards
 1994년: IEE Japan, Paper Presentation Awards
 [주 관심분야] EMC/EMI 관련 안테나 및 전자파 차폐, 전자파 이론 및 전자파 응용

전 순 익



1984년 2월: 고려대학교 전자공학과 (공학사)
 1996년 2월: 고려대학교 전자공학과 (공학석사)
 2003년 8월: 충남대학교 전자공학과 (공학박사)
 1990년 9월~현재: 한국전자통신연구원 책임연구원
 [주 관심분야] 안테나, 능동 위상배열 시스템, 전파의료

김 태 흥



1997년 2월: 전남대학교 전자공학과 (공학사)
 1999년 2월: 전남대학교 전자공학과 (공학석사)
 2005년 2월: 전남대학교 전자정보통신공학과 (공학박사)
 2002년 5월~2006년 2월: 전남대학교 고품질전기전자부품 및 시스템 연구센터 전문연구요원
 2006년 3월~2012년 6월: 충남대학교 전자파환경기술연구센터 연구교수
 2012년 6월~현재: 광주과학기술원 기전공학과 Research Fellow
 [주 관심분야] 전자파수치해석, 수동소자 설계공학과

백 정 기



1978년 2월: 서울대학교 전자공학과 (공학사)
 1985년 9월: Virginia Tech. 전자파전파 (공학석사)
 1988년 9월: Virginia Tech. 전자파전파 (공학박사)
 1978년 3월~1983년 2월: 국방과학연구소
 1988년 10월~1989년 2월: 한국전자통신연구원 선임연구원
 1989년 3월~1995년 2월: 동아대학교 전자공학과 부교수
 2009년 1월~2009년 12월: 한국전자과학회 회장
 1995년 2월~현재: 충남대학교 전파공학과 교수
 2002년 3월~2009년 12월: 충남대학교 전자파환경기술연구센터 (EMERC) 센터장
 [주 관심분야] 전자파 전파, 전자파 산란, 전자파 인체영향

이 중 문



1996년 2월: 충북대학교 컴퓨터공학과 (공학사)
 1999년 8월: 충북대학교 전파공학과 (공학석사)
 2005년 2월: 충북대학교 전파공학과 (공학박사)
 2000년 4월~현재: 한국전자통신연구원 선임연구원
 [주 관심분야] 안테나, RF회로설계, RF시스템, 영상복원알고리즘