정확하고 효율적인 인체 FDTD 분산 모델링

Dispersive FDTD Modeling of Human Body with High Accuracy and Efficiency

하상규 · 조제훈 · 김형동 · 최재훈 · 정경영

Sang-Gyu Ha · Jaehoon Cho · Hyeongdong Kim · Jaehoon Choi · Kyung-Young Jung

요 약

본 논문에서는 인체의 전자파 해석을 위해 유한 차분 시간 영역법(FDTD: Finite-Difference Time-Domain)에 적합한 분산 모델링을 제안한다. 주파수에 따라 전기적 특성이 변하는 인체의 분산 특성을 정확하고 효율적으로 모델링을 하기 위해 상대 유전율을 2차 복소수 분수 함수식(QCRF: Quadratic Complex Rational Function)으로 표현하였다. WLSM(Weight Least Square Method) 기반의 복소수 커브 피팅법을 적용하여 인체 조직에 대한 QCRF 계수들을 추출하였으며, QCRF 분산 모델을 FDTD에 적용하는 방법을 논의하였다. 본 논문에서 제안한 QCRF 기반의 인체 분산 모델이 Gabriel의 측정 데이터와 일치하며, FDTD 적용시 Cole-Cole 분산 모델보다 계산 효율이 뛰어난 것을 확인하였다. 단일 주파수와 광대역 주파수 신호를 입력원으로 한 모의 실험을 통하여 QCRF 기반의 FDTD 분산 알고리즘의 검증 및 분석을 마무리하였다.

Abstract

We propose a dispersive finite-difference time domain(FDTD) algorithm suitable for the electromagnetic analysis of the human body. In this work, the dispersion relation of the human body is modeled by a quadratic complex rational function(QCRF), which leads to an accurate and efficient FDTD algorithm. Coefficients(involved in QCRF) for various human tissues are extracted by applying a weighted least square method(WLSM), referred to as the complex-curve fitting technique. We also presents the FDTD formulation for the QCRF-based dispersive model in detail. The QCRF-based dispersive model is significantly accurate and its FDTD implementation is more efficient than the counterpart of the Cole-Cole model. Numerical examples are used to show the validity of the proposed FDTD algorithm.

Key words : FDTD, Dispersion, Human Body, WLSM, Complex-Curve Fitting

I. 서 론

최근 고령화 사회 진입 및 건강에 대한 관심의 증가로, 전자파를 기본으로 한 정보 기술과 의료 기술의 융합에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 휴대폰에서 발생하는 전자파의 인체 흡수 전력량과 온도 상승량^[1], 광대역 전자파 노출에 대한 인체의 영향^[2]

등 바이오 관련 기술에 대하여 FDTD^[3]가 적용되었다. FDTD는 행렬 계산이 필요하지 않으며, 한 번의 시뮬레이션으로 매우 넓은 주파수 대역의 특성을 알 수 있는 장점이 있다. 또한, FDTD는 Maxwell Curl 방정식을 직접 이산화 하므로 복잡하고 다양한 구조를 모델링하기에 매우 용이하므로 현재 바이오 기술은 물론 나노 기술^[4] 및 에너지 기술^[5]에서도 많이 사용

「본 연구는 방송통신위원회의 전파방송위성원천기술개발사업의 연구 결과로 수행되었음(KCA-2011-11911-01109).」

한양대학교 전자컴퓨터통신공학과(Department of Electronics Computer Engineering, Hanyang University)

· 논 문 번 호 : 20111122-149

· 교 신 저 자 : 정경영(e-mail : kyjung3@hanyang.ac.kr)

· 심사일자 : 2012년 1월 3일 · 수정완료일자 : 2012년 1월 4일

되고 있다.

인체 조직은 주파수에 따라 유전율이 변화하는 분산 특성을 가지고 있다. 1996년, Gabriel에 의해 인체 조직의 전기적 특성이 데이터화되었으며, 10 GHz ~ 100 GHz에서 분산 특성을 표현하기 위해 4차 Cole-Cole 모델을 사용하였다^[6]. 하지만, 4차 Cole-Cole 모델을 시간 영역 전자파 수치 해석 기법인 FDTD에 적용하기 위해서는 업데이트하여야 할 필드 성분들이 엄청나게 증가하게 되어 계산 효율(메모리 및 계산 시간)이 현저하게 떨어진다. 한편, 계산 효율을 개선하기 위하여 1차 Cole-Cole 모델을 FDTD에 적용하는 연구들이 발표되었으나^{[7]~[9]}, 여전히 상당량의 계산 시간과 메모리가 요구된다. 또한, 1차 Debye 모델은 UWB 대역(3.1~10.6 GHz)에서 인체 조직의 분산 특성을 잘 표현하나^[10], 2.5 GHz 이하의 주파수에서는 인체 분산 특성의 변화가 매우 크므로 사용할 수 없다. 도체 손실을 포함하지 않는 2차 Debye 모델은 DC~1.5 GHz 대역까지 모델링이 가능하지만 정확도가 떨어지며^[11], 도체 손실을 포함한 2차 Debye 모델은 계수를 찾기 위해 비선형 최적화 문제를 풀어야 하기 때문에 초기값들이 적절하지 않으면 정확한 모델링이 불가능하다는 단점이 있다^[12].

본 논문에서는 관심 주파수 400 MHz~2.5 GHz 대역에서 인체 조직의 유전율을 정확하게 표현하는 동시에 FDTD에 적용할 경우, 계산 효율이 우수한 새로운 분산 특성 모델링을 제안한다. 관심 주파수를 400 MHz~2.5 GHz로 선택한 이유는 MICS(Medical Implant Communication Service), ISM(Industrial, Scientific and Medical), WMTS(Wireless Medical Telemetry Service), Medical BAN(Body Area Network) 대역 등 인체 내, 외부의 모니터링 및 치료와 관련하여 해당 주파수를 널리 사용하기 때문이다. 본 연구에서는 기존의 인체 FDTD 분산 알고리즘과 본 논문에서 제안한 인체 FDTD 분산 알고리즘의 계산 효율을 자세히 비교하며, 모의실험을 통하여 제안된 인체 FDTD 분산 알고리즘의 정확성을 입증하였다.

II. 수치 해석 방법

2-1 인체 분산 모델링

본 연구에서는 관심 주파수 대역(400 MHz~2.5

GHz)에서 인체의 전자파 해석을 위하여 정확하고 효율적인 FDTD 분산 알고리즘을 개발하였다. 기존 Yee FDTD 알고리즘^[3]은 각각의 단일 주파수 신호에 관해 반복적으로 시뮬레이션을 수행해야 하는 반면, 분산 FDTD 알고리즘은 한 번의 시뮬레이션으로 광대역 주파수 특성을 추출할 수 있다.

본 논문에서는 기존의 인체 FDTD 분산 알고리즘의 단점을 보완한 새로운 인체 FDTD 분산 알고리즘을 제안한다. 인체의 분산 특성을 표현하기 위하여, 본 연구에서는 상대 유전율을 2차 복소 분수 함수식(QCRF: Quadratic Complex Rational Function)으로 표현한다.

$$\epsilon_r(\omega) = \epsilon_{r0} + \frac{A_0 + A_1(j\omega) + A_2(j\omega)^2}{1 + B_1(j\omega) + B_2(j\omega)^2} \quad (1)$$

여기서 ϵ_{r0} 는 임의로 선택할 수 있으며, 본 논문에서는 7로 선택하였다. 본 저자는 다른 ϵ_{r0} 를 사용하였을 경우에도 제안한 인체 분산 모델이 동일한 분산 특성을 나타냄을 확인하였다.

본 연구에서 2차 복소 분수 함수식을 사용한 이유는 1차의 경우 정확도가 떨어지며, 3차 이상인 경우 계산 효율이 매우 떨어지기 때문이다. 즉, 관심 주파수 영역에서 2차 복소 분수 함수식은 계산 효율도 좋으며, 동시에 매우 정확하게 인체의 분산 특성을 표현할 수 있다. 한편, 기존의 연구들 중에 식 (1)과 같이 복소 분수 함수식을 언급한 연구들이 있으나, 이들의 연구는 복소 분수 함수식을 단지 3차 Debye 모델의 계수를 추출하기 위한 중간 단계로만 사용하였으며, 최종적인 FDTD 분산 알고리즘은 Debye 모델에 기반을 두고 있다^{[13],[14]}.

본 연구에서는 계수 A_0, A_1, A_2, B_1, B_2 를 구하기 위하여 WLSM(Weight Least Square Method) 기반의 복소수 커브 피팅법^[15]을 적용한다. 이 방법은 초기값이 필요 없으며, 아래와 같이 간단한 5×5 행렬 계산으로 계수를 구할 수 있다.

$$\lambda_h = \sum_{k=0}^m \omega_k^h \quad (2)$$

$$S_h = \sum_{k=0}^m \omega_k^h R_k \quad (3)$$

$$T_h = \sum_{k=0}^m -\omega_k^h I_k \quad (4)$$

$$U_h = \sum_{k=0}^m \omega_k^h (R_k^2 + I_k^2) \quad (5)$$

$$\begin{bmatrix} A_0 \\ A_1 \\ A_2 \\ B_1 \\ B_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & -\lambda_2 & T_1 & S_2 \\ 0 & \lambda_2 & 0 & -S_2 & T_3 \\ \lambda_2 & 0 & -\lambda_4 & T_3 & S_4 \\ T_1 - S_2 - T_3 & U_2 & 0 & & \\ S_2 & T_3 & -S_4 & 0 & U_4 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} S_0 \\ T_1 \\ S_2 \\ 0 \\ U_2 \end{bmatrix} \quad (6)$$

여기서 k 는 샘플링 인덱스를 나타내며, ω_k 는 샘플링 주파수, R_k 는 샘플링 주파수에서의 ϵ_r' 측정값, I_k 는 샘플링 주파수에서의 ϵ_r'' 측정값을 의미한다($\epsilon_r = \epsilon_r' - j\epsilon_r''$). 표 1은 복소수 커브 피팅법을 이용하여 추출한 인체 조직에 대한 QCRF의 계수들을 나타낸다.

각 인체 조직에 관해 주파수에 따른 상대 유전율을 그림 1과 2에 각각 도시하였다. 그림에서 보는 바와 같이 Gabriel의 측정 데이터와 본 논문에서 제안한 분산 모델링이 매우 잘 일치함을 확인할 수 있다.

2.2 인체 FDTD 분산 알고리즘

표 1. 인체 조직에 대한 분산 모델의 계수

Table 1. QCRF coefficients for human tissues.

	건조 피부	근육	심장
A_0	1.75×10^2	1.45×10^2	2.73×10^2
A_1	6.17×10^{-8}	2.26×10^{-7}	1.08×10^{-8}
A_2	9.50×10^{-19}	1.81×10^{-18}	1.49×10^{-19}
B_1	1.75×10^{-9}	4.59×10^{-9}	1.98×10^{-9}
B_2	5.14×10^{-20}	8.61×10^{-20}	5.69×10^{-20}

그림 1. 인체 조직의 상대유전율의 실수부

Fig. 1. Real part of ϵ_r for human tissues.

그림 2. 인체 조직의 상대유전율의 허수부

Fig. 2. Imaginary part of ϵ_r for human tissues.

본 연구에서 제안한 인체 분산 모델을 FDTD에 적용하는 방법에 대하여 논의하겠다. 인체의 분산 특성을 고려하기 위해서는 아래와 같이 $\vec{D}$ 와 $\vec{H}$ 의 관계식으로 표현한다.

$$\nabla \times \vec{H} = \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (7)$$

$\vec{D}$ 에 관한 업데이트 수식은 시간과 공간 영역에서 중심 차분법을 이용하여 아래와 같이 구한다.

$$\begin{aligned} D_{x^{i+1/2},j,k}^{n+1} &= D_{x^{i+1/2},j,k}^n \\ &+ \frac{\Delta t}{\Delta y} (H_{z^{i+1/2},j+1/2,k}^{n+1/2} - H_{z^{i+1/2},j-1/2,k}^{n+1/2}) \\ &- \frac{\Delta t}{\Delta z} (H_{y^{i+1/2},j,k+1/2}^{n+1/2} - H_{y^{i+1/2},j,k-1/2}^{n+1/2}) \end{aligned} \quad (8)$$

Constitutive relation을 이용하여 아래와 같이 인체의 분산 특성을 고려한다.

$$\vec{D}(\omega) = \epsilon_0 \left[\epsilon_{r0} + \frac{A_0 + A_1(j\omega) + A_2(j\omega)^2}{1 + B_1(j\omega) + B_2(j\omega)^2} \right] \vec{E}(\omega) \quad (9)$$

식 (9) 양변에 $1 + B_1(j\omega) + B_2(j\omega)^2$ 을 곱한 후 푸리에 역변환과 중심차분법을 이용하여 정리하면 아래와 같다.

$$\begin{aligned} \vec{D}^n + B_1 \frac{\vec{D}^{n+1} - \vec{D}^{n-1}}{2\Delta t} + B_2 \frac{\vec{D}^{n+1} - 2\vec{D}^n + \vec{D}^{n-1}}{\Delta t^2} \\ = \epsilon_0 (A_0 + \epsilon_{r0}) \vec{E}^n + \epsilon_0 (A_1 + \epsilon_{r0} B_1) \frac{\vec{E}^{n+1} - \vec{E}^{n-1}}{2\Delta t} \end{aligned}$$

$$+ \epsilon_0 (A_2 + \epsilon_{r0} B_2) \frac{\vec{E}^{n+1} - 2\vec{E}^n + \vec{E}^{n-1}}{\Delta t^2} \quad (10)$$

식 (10)을 전기장에 대한 최종 FDTD 업데이트 식으로 나타내면 아래와 같이 표현한다.

$$\vec{E}^{n+1} = C_a \vec{E}^n + C_b \vec{E}^{n-1} + C_c \vec{D}^{n+1} + C_d \vec{D}^n + C_e \vec{D}^{n-1} \quad (11)$$

여기서 계수 $\alpha_0, \alpha_1, \alpha_2, \beta_0, \beta_1, \beta_2$ 를 아래와 같이 두면,

$$\begin{aligned} \alpha_0 &= (A_0 + \epsilon_{r0}) \Delta t^2 & \beta_0 &= \frac{\Delta t^2}{\epsilon_0} \\ \alpha_1 &= (A_1 + \epsilon_{r0} B_1) \Delta t & \beta_1 &= \frac{B_1 \Delta t}{\epsilon_0} \\ \alpha_2 &= 2(A_2 + \epsilon_{r0} B_2) & \beta_2 &= \frac{2B_2}{\epsilon_0} \end{aligned}$$

계수 C_a, C_b, C_c, C_d, C_e 는 다음과 같다.

$$\begin{aligned} C_a &= -2 \frac{\alpha_0 - \alpha_2}{\alpha_1 + \alpha_2}, \quad C_b = \frac{\alpha_1 - \alpha_2}{\alpha_1 + \alpha_2}, \quad C_c = \frac{\beta_1 + \beta_2}{\alpha_1 + \alpha_2} \\ C_d &= 2 \frac{\beta_0 - \beta_2}{\alpha_1 + \alpha_2}, \quad C_e = -\frac{\beta_1 - \beta_2}{\alpha_1 + \alpha_2} \end{aligned}$$

한편, 자기장에 대해서는 기존 Yee FDTD 알고리즘을 이용하여 업데이트를 하면 된다.

III. 수치 해석 결과

3-1 계산 효율

본 논문에서 제안한 QCRF 기반의 인체 FDTD 분산 알고리즘의 우수한 계산 효율을 증명하기 위하여 기존의 인체 FDTD 분산 알고리즘과 비교하였다. 자기장 관련 업데이트식은 모두 동일하므로, 자기장을 제외한 업데이트를 위한 메모리 요구량과 연산량을 비교하였다. 본 논문에서 제안한 QCRF 기반의 FDTD 분산 모델링 기법은 식 (8)과 (11)에서 보는 바와 같이, 단위 계산 셀당 그리고 하나의 필드 성분당 (이를 테면, E_x) 5개의 메모리, 8번의 A/S(addition/subtraction), 그리고 7번의 M/D(multiplication/division)가 필요하다. 표 2에서 보는 바와 같이 본 논문에서 제안한 인체 FDTD 분산 알고리즘의 계산 효율이 가장 뛰어남을 알 수 있다.

표 2. 인체 FDTD 분산 모델링 비교

Table 2. Comparison of dispersive FDTD modeling of the human body.

인체 분산 모델	메모리	연산량	
		A/S	M/D
1-pole Cole-Cole ^[7]	7	14	19
1-pole Cole-Cole ^[8]	8	26	26
1-pole Cole-Cole ^[9]	9	22	26
4-pole Cole-Cole ^[16]	22	55	60
4-pole Cole-Cole ^[17]	10	22	24
2-pole Debye + σ ^[18]	6	14	16
3-pole Debye ^[13]	9	12	11
5-pole Debye ^[19]	13	16	15
Proposed model	5	8	7

3-2 정확도

본 논문에서 제안한 인체 FDTD 분산 알고리즘의 정확성을 입증하기 위해 그림 3과 같이 2차원 TE 구조를 해석하였다. 이를 위해, Yee FDTD 알고리즘과 QCRF 기반의 FDTD 분산 알고리즘을 적용하고 비교하였다. Yee FDTD 알고리즘은 인체의 분산 특성을 고려하지 않았기 때문에, 단일 주파수 시뮬레이션을 반복적으로 수행하였으며, 본 연구에서는 12번을 수행하였다. 한편, Yee FDTD 알고리즘에서 필요한 ϵ 과 σ 는 Gabriel의 측정 데이터를 사용하였으며, 본 논문에서 제안한 인체 FDTD 분산 알고리즘에서 필요한 QCRF의 계수들은 표 1을 사용하였다. PML층의 두께는 10개의 셀을 사용하였고, 2차원 해석 공간은 각각 100개의 셀로 선택하였다. 그림에서 PML

그림 3. 2차원 TE FDTD 해석 구조

Fig. 3. 2-D TE FDTD analysis.

그림 4. 전파 손실

Fig. 4. Propagation loss.

층은 생략하여 도시하였다. 공간 간격은 $\Delta x = \Delta y = 0.2$ mm로 선택하였으며, 시간은 $\Delta t = 0.45$ ps로 설정하였다. 입력 여기파의 위치는 S(30, 60)이고, 관찰점 O는 정사각형 인체 조직의 중앙으로 선택하였다.

그림 4는 입력점(S)에서부터 관찰점(O)까지의 전파 손실을 도시한 것이다. 그림에서와 같이 QCRF 기반의 인체 FDTD 분산 알고리즘의 결과가 관심 주파수 영역에서 Yee FDTD 알고리즘의 결과와 매우 일치함을 알 수 있다. 한편, 본 논문에서는 2차원 TE 구조에 대하여 모의 실험을 하였지만, 제안된 인체 FDTD 분산 알고리즘은 2차원 TM 구조 및 3차원 구조에 대해서도 동일하게 적용할 수 있다.

IV. 결 론

본 논문에서는 WLSM 기반의 복소수 커브 피팅법을 이용하여 관심 주파수 400 MHz~2.5 GHz 대역에서 인체 조직의 분산 특성을 정확하게 도출할 수 있는 QCRF 기반의 새로운 분산 모델 기법을 제안하였으며, 이를 FDTD 기법에 적용하였다. 제안한 모델링 기법이 Gabriel의 측정 데이터와 매우 일치하는 것을 확인하였으며, 기존의 인체 분산 모델과 비교하여 계산 효율이 매우 우수함을 확인하였다. 제안한 인체 FDTD 분산 알고리즘은 건조 피부, 근육, 심장뿐만 아니라, 뼈 그리고 다른 장기에도 적용할 수 있다. 따라서 제안된 모델링 기법은 MICS, ISM, WMTS, Medical BAN 대역에서 인체와 전자파 간의 상호 작용을 연구하는데 유용하게 적용될 수 있다.

참 고 문 헌

- [1] 이승학, 김채영, 강승진, "휴대폰 전파의 인체 흡수전력량과 온도 상승량 산출", 한국전자과학회 논문지, 12(3), pp. 409-415, 2001년 4월.
- [2] 가원석, 김태홍, 김정란, 백정기, "분산 알고리즘에 따른 광대역 펄스 전자파 노출에 대한 인체 노출량 해석", 한국전자과학회논문지, 17(7), pp. 684-693, 2006년 7월.
- [3] K. Yee, "Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media", *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 14, pp. 302-307, May 1966.
- [4] K.-Y. Jung, F. L. Teixeira, and R. M. Rean, "Au/SiO₂ nanoring plasmon waveguides at optical communication band", *J. Lightw. Technol.* vol. 25, pp. 2757-2765, Sep. 2007.
- [5] M. A. Sefunc, A. K. Okayay, and H. V. Demir, "Plasmonic backcontact grating for P3HT:PCBM organic solar cells enabling strong optical absorption increased in all polarizations", *Opt. Express*, vol. 19, no. 15, pp. 14200-14209, Jul. 2011.
- [6] C. Gabriel, "Compilation of the dielectric properties of body tissue at RF and microwave frequency", *Brooks Air Force, Tech. Rep. AL/OE-TR-1996-00-37*, 1996.
- [7] F. Torres, P. Vaudon, and B. Jecko, "Application of fractional derivatives to the FDTD modeling of pulse propagation in Cole-Cole dispersive medium", *Microw. Opt. Technol. Lett.*, vol. 13, no. 5, pp. 300-304, Dec. 1996.
- [8] J. W. Schuster, R. J. Luebbers, "An FDTD algorithm for transient propagation in biological tissue with a Cole-Cole dispersion relation", *IEEE Antennas and Propag. Symp.*, vol. 4, pp. 1988-1991, Jun. 1998.
- [9] M. R. Tofghi, "FDTD modeling of biological tissues Cole-Cole dispersion for 0.5~30 GHz using relaxation time distribution sample-novel and improved implementation", *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 57, no. 10, pp. 2588-2596, Oct. 2009.

- [10] J. Wang, D. Su, "Design of an ultra wideband system for in-body wireless communications", *The 4th Asia-Pacific Conf. Environmental Electromagn.*, Dalian, China, 2006.
- [11] O. P. Gandhi, C. M. Furse, "Current induced in the human body for exposure to ultrawideband electromagnetic pulses", *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, vol. 39, no. 2, pp. 174-180, May 1997.
- [12] T. Wuren, T. Takai, Fujii, and I. Sakagami, "Effective 2-Debye-pole FDTD model of electromagnetic interaction between whole human body and UWB radiation", *IEEE Microw. Wireless Compon. Lett.*, vol. 17, no. 7, pp. 483-485, Jul. 2007.
- [13] M. Eleiwa, A. Elsherbeni, "Accurate FDTD simulation of biological tissues for bio-electromagnetic application", *IEEE Proc. Southeast Conf.* pp. 174-178, Clemson, SC, USA, 2001.
- [14] M. Mrozowski, M. Stuchly, "Parameterization of media dispersive properties for FDTD", *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 45, no. 9, pp. 1438-1439, Sep. 1997.
- [15] E. C. Levi, "Complex-curve fitting", *IRE Trans. Automat. Contr.*, vol. 4, pp. 37-44, May 1959.
- [16] B. Guo, J. Li, and H. Zmuda, "A new FDTD formulation for wave propagation in biological media with Cole-Cole model", *IEEE Microw. Wireless Compon. Lett.*, vol. 16, no. 12, pp. 633-635, Dec. 2006.
- [17] S. Su, W. Dai, D. T. Haynie, and N. Simicevic, "Use of the z-transform to investigate nanopulse penetration of biological matter", *Bioelectromagn.*, vol. 26, pp. 389-397, 2005.
- [18] M. Fujii, R. Fujii, R. Yotsuki, T. Wuren, T. Takai, and I. Sakagami, "Exploration of whole human body and UWB radiation interaction by efficient and accurate two-Debye-pole tissue models", *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 58, no. 2, pp. 515-524, Feb. 2010.
- [19] K. Kang, X. Chu, R. Dilmaghani, and M. Ghavami, "Low-complexity Cole-Cole expression for modelling human biological tissues in (FD)²TD method", *Electron. Lett.*, vol. 43, no. 3, pp. 143-144, Feb. 2007.

하 상 규

2011년 2월: 아주대학교 전자공학과 (공학사)
 2011년 9월~현재: 한양대학교 전자컴퓨터통신공학과 석사과정
 [주 관심분야] 전자파 모델링, EMI/EMC

조 제 훈

2004년 2월: 대전대학교 통신공학과 (공학사)
 2006년 2월: 한양대학교 전자컴퓨터통신공학과 (공학석사)
 2006년 3월~현재: 한양대학교 전자컴퓨터통신공학과 박사과정
 [주 관심분야] 전자파 모델링, EMI/EMC

김 형 동

1984년 2월: 서울대학교 전자공학과 (공학사)
1986년 2월: 서울대학교 전자공학과 (공학석사)
1992년 5월: 텍사스 오스틴 주립대학교 (공학박사)
1992년 6월~1993년 1월: 텍사스 오

스틴주립대학교 Post. Doc. Fellow

1993년 3월~1996년 2월: 한양대학교 전파공학과 전임강사

1996년 3월~현재: 한양대학교 융합전자공학부 교수

[주 관심분야] 컴퓨터 전자기 모델링, 마이크로파 공학, 안테나 설계 및 해석, EMI/EMC

정 경 영

1996년 2월: 한양대학교 전파공학과 (공학사)

1998년 2월: 한양대학교 전자통신공학과 (공학석사)

2008년 8월: 미국 Ohio State University 전기컴퓨터공학 (공학박사)

1998년 1월~2001년 4월: 현대전자

전임연구원

2001년 5월~2004년 5월: 팬택앤큐리텔 선임연구원

2008년 8월~2009년 2월: 미국 Ohio State University 전기컴퓨터공학 Post-Doctoral Researcher

2009년 3월~2011년 2월: 아주대학교 전자공학부 전임강사

2011년 3월~현재: 한양대학교 융합전자공학부 조교수

[주 관심분야] 전자파 수치 해석, 플라스모닉스, 인체 전자파 모델링, EMI/EMC

최 재 훈

1980년: 한양대학교 전자공학과 (공학사)

1986년: 미국 Ohio State University 전자공학과 (공학석사)

1989년: 미국 Ohio State University 전자공학과 (공학박사)

1989년~1991년: 미국 Arizona State

University 연구교수

1991년~1995년: 한국통신위성사업단 연구팀장

1995년~현재: 한양대학교 융합전자공학부 교수

[주 관심분야] 안테나 및 마이크로파 회로 설계, EMC