

# 저전력 고속 OOK 무선 캡슐형 내시경 시스템의 설계 및 제작

이재천 | 남상욱  
서울대학교

## 요약

무선 캡슐형 내시경 시스템 설계를 위하여 인체내부에서 표면까지의 전송손실을 0.01 ~ 2 GHz대역에 대하여 분석하였다. 실제 인체구조 모델에 안테나를 적용하여 계산결과를 얻은 기존 연구와 달리 인체내 매질의 평균적 특성을 갖는 균일 매질로 가정하여 안테나의 Q와 효율을 계산하였다. 계산 결과 40MHz의 HPBW(Half-Power Bandwidth), 5mm반경 크기의 송신안테나, 15cm거리에 대하여 400~600MHz사이에서 -58dB가량의 최적 손실이 예상되었다. 분석된 손실 결과를 바탕으로 450MHz에서 무선 캡슐형 내시경 시스템이 설계 및 제작되었고 실제 유사매질용액에서 실험결과 15cm/10cm거리에서 -62/-51dB의 손실을 보였으며 동물실험에서는 돼지 체내외간 10cm가량의 거리에 대해 약 -56dB의 손실이 측정되었다.

## 1. 서론

현대무선통신기술의 발달은 초소형, 저전력 송신기를 가능케 하였고 이는 의료분야에서 인체 내에 송신기를 삽입 후 체내의 정보를 외부에서 무선으로 수신하는 용도로 활용되고 있다. 대표적인 것이 무선 캡슐형 내시경 시스템으로 구강을 통하여 삼켜진 후 소화기관을 따라 이동하며 기관내부 영상을 체외수신기로 전송하는 기능을 수행한다[1]. 이러한 캡슐형 송신기는 작은 크기의 배터리로 동작되기 때문에

소화기관에 머무르는 시간동안 최대한 오래 동작시키기 위해서는 송신전력을 최소화할 수 있는, 즉 전송손실이 최소인 대역을 찾아야 한다. 하지만 실제 인체는 매우 복잡한 구조에 복합적인 매질로 구성되어 인체내외부간 전송손실을 구하기가 어렵다.

인체내 안테나 문제에 대하여 기존에 인체와 안테나를 통째로 전자기수치해석방법을 적용한 연구결과들이 있다 [2],[3]. 이러한 방법은 정확한 결과를 얻을 수 있으나 시간이 많이 걸리고 안테나의 손실과 인체내부 경로손실이 분리가 되지 않아 안테나의 성능만을 판단하기가 어렵기 때문에 시스템 설계나 안테나 설계 단계에서는 단순한 인체 모델이 바람직하다고 판단이 되었다.

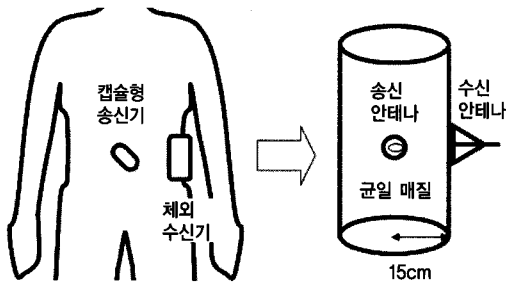
따라서 인체내부를 평균매질특성을 갖는 균일매질로 가정하였다. 이런 방법은 무선기기에 의해 인체에 흡수되는 SAR(Specific Absorption Rate, 전자파흡수율)를 측정하는데 인체모델로 사용하는 방법이며[4] 본 연구에서도 SAR측정용 인체모델매질과 매우 유사한 평균 근육매질특성을 적용하였다.

균일매질 내에서의 안테나 성능은 기존에 연구된 바가 있다[5]. 이 연구에서 안테나는 매질 안에 구형태로 매질과 격리된 공간내의 존재하는 것을 가정하는데 이는 캡슐형 송신기의 안테나가 반구모양의 얇은 보호 플라스틱 내에 위치하는 것과 흡사한 상황이었어서 연구결과를 적용할 수 있었다.

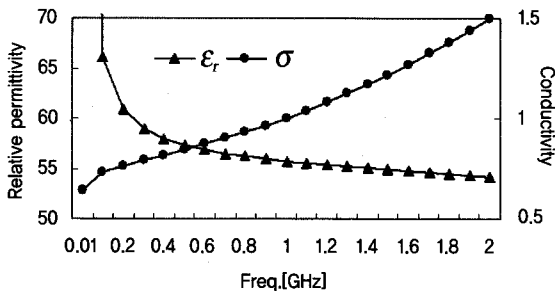
본 고에서는 인체를 평균적 특성을 가지는 균일한 매질로 가정하고 0.01 ~ 2 GHz대역에 대하여 안테나의 성능을 포함한 전송손실을 계산하였으며 계산결과를 바탕으로 무선 캡슐형 내시경 시스템 설계 및 제작을 하였다.

## II. 인체내 전송손실

인체내 전송손실을 계산하기 위한 인체내 경로모델을 (그림 1)과 같이 균일한 매질로 가정하고 송수신단의 거리는 약 15cm로 설정하였다. 균일 매질특성은 FCC(Federal Communication Commission)에서 제공되는 평균 근육매질 특성[6]을 적용하였으며 (그림 2)에 나타내었다. 이는 SAR 측정용 인체모델매질과 매우 흡사하다[4]. 이러한 균일매질에서의 송수신단간 전송손실은 기존 자유공간상의 Friis 전송식에 매질내 전파시 감쇄를 고려하여 다음 식으로 계산할 수 있다.



(그림 1) 무선 캡슐형 내시경 시스템의 인체모델

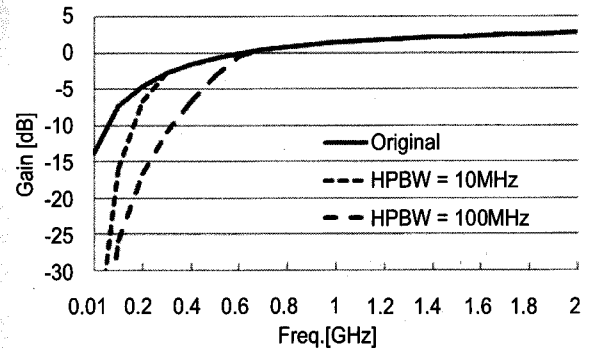


(그림 2) 인체 균일매질의 상대유전율과 도전율

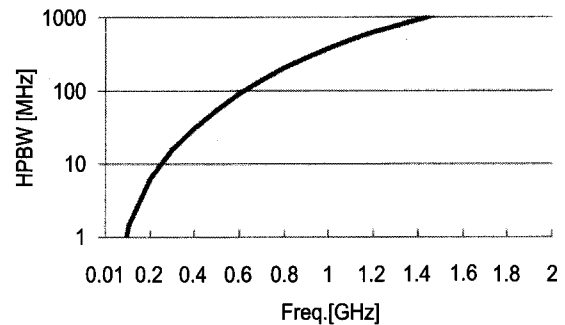
$$\frac{P_{RX}}{P_{TX}} = G_T G_R \left( \frac{\lambda}{4\pi R} \right)^2 e^{-2|\text{Im}\{k\}|R} \quad (1)$$

$P_{TX}$ 와  $P_{RX}$ 는 송신전력과 수신전력이며,  $G_T$ 와  $G_R$ 는 송신안테나와 수신안테나의 이득이고,  $R$ 은 송수신단사이의 거리,  $\lambda$ 는 매질의 파장,  $k$ 는 매질의 전파상수이다. 식 (1)에서 수신안테나의 이득( $G_R$ )은 수신안테나가 체외에 있고 크기

약이 적기 때문에 손실이 크지 않을 것으로 보아 1로 설정하였다. 따라서 식 (1)의 총 전송손실을 식 (1)의 순서대로 송신안테나의 이득( $G_T$ ), 방사에 따른 손실 $(\lambda/4\pi R)^2$ , 전파감쇄( $e^{-2|\text{Im}\{k\}|R}$ )의 3가지로 나누어 계산을 하였다.



(그림 3) 송신안테나의 최대 이득 (구반경=5mm)

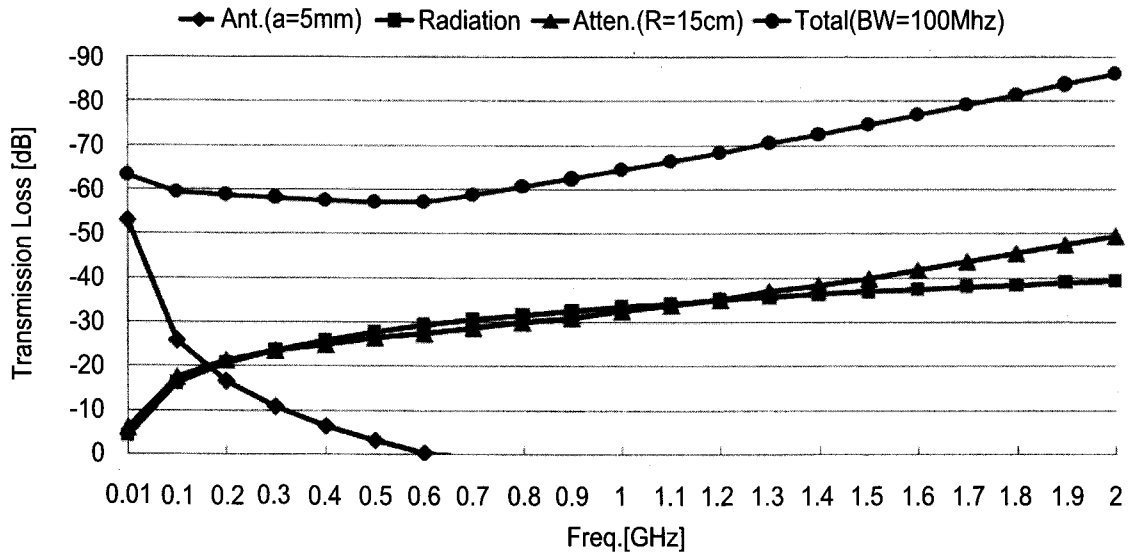


(그림 4) 송신안테나의 최대 대역폭(HPBW) (구반경=5mm)

송신안테나의 이득( $G_T$ )은 다음의 식에 의해 효율( $eff$ )과 지향성( $D$ )의 곱으로 정의가 된다.

$$G_T = eff \cdot D \quad (2)$$

캡슐형 송신기의 안테나는 소형안테나로 볼 수 있기 때문에 지향성( $D$ )을 일반적인 소형안테나의 지향성인 1.5로 정하였다. 매질내에 있는 안테나의 효율( $eff$ )은 안테나에서 발생하는 전자기장을 구형모드(Spherical mode)의 합으로 나타낼 때 각 구형모드의 효율과 직접적으로 연관된다[5]. 구형모드는 크게 TM (Transverse Magnetic)모드와 TE (Transverse Electric)모드로 나뉘며 각각은 다이폴형태의 안



(그림 5) 인체내 전송손실 (안테나 반경=5mm, 요구대역폭=100MHz, 송수신단간 거리=15cm, 수신안테나 이득=0dB)

테나와 루프형태의 안테나에 해당한다. 기존 연구결과에 따르면 인체와 같이 전기적 전도성을 갖는 매질에서는 TE모드를 발생시키는 루프형태의 안테나가 더 효율이 높은 것으로 알려져 있다[5]. 따라서 인체내 송신안테나는 TE모드를 발생시키는 안테나를 사용하는 것으로 가정한다.

또 송신안테나를 소형안테나로 볼 때 발생하는 TE모드 중 가장 낮은 차수의 TE<sub>01</sub>모드가 가장 주요하다고 볼 수 있다. 따라서 송신안테나의 효율(eff)은 TE<sub>01</sub>모드의 효율로 근사하도록 한다. TE<sub>01</sub>모드의 효율은 다음 식으로 정리된다[5].

$$eff \approx eff_{TE01} = \frac{Re[\eta]}{Re\left[\eta + \frac{1}{j\omega\epsilon a}\right]} e^{-2|Im[k]a} \quad (3)$$

$\eta$ 는 매질의 고유임피던스,  $\omega$ 는 각주파수,  $\epsilon$ 는 매질의 유전율이며  $a$ 는 안테나가 내부에 존재하는 구의 반경이다. (그림 3)의 실선은 (그림 2)의 인체균일매질을 적용하여 구반경 5mm인 안테나의 이득을 식(3)과 식(2)에 따라 구한 것이다. 이렇게 구한 안테나의 이득은 안테나의 대역폭을 고려하지 않은 것으로 안테나의 대역폭이 통신시스템에서 요구되는 대역폭보다 좁다면 이득을 낮추어서 대역폭을 넓혀야 한다.

따라서 안테나의 실제 이득은 다음의 식과 같이 결정된다.

$$G_T = \begin{cases} G_{T0} & : BW_0 > BW_{Required} \\ G_{T0} \frac{BW_0}{BW_{Required}} & : BW_0 < BW_{Required} \end{cases} \quad (4)$$

$G_{T0}$ 과  $BW_0$ 는 원래 안테나의 이득과 대역폭이다. 식(4)에 따라 요구되는 대역폭에 대한 안테나의 이득을 구하기 위해서는 안테나의 원래 대역폭을 알아야한다. 소형안테나의 대역폭(Half-power bandwidth)은 안테나의 Q(Quality factor)가 클 때 다음 식으로 근사된다.

$$\text{Half Power Bandwidth} \approx f_0 / Q \quad (5)$$

$f_0$ 는 중심주파수이다. 인체와 같은 손실매질에서 TE<sub>01</sub>모드를 발생하는 소형안테나 Q의 하한값은 다음 식과 같다[7].

<표 1> 무선 캡슐형 내시경 시스템 요구 규격 및 성능

데이터 전송률 / 에러율(BER)	20 Mbps / 10 <sup>-5</sup>
송신단 평균소비전력 / On 출력	1 mW / 0 dBm
송신단 OOK 응답속도(tr, tf)	10 ns
대역폭(HPBW) 특성	100 MHz
송신안테나 크기(직경) / 이득	10 mm / -10 dB
수신안테나 이득	0 dB
수신단 잡음지수(NF)	5 dB

$$Q_{TE01} = \left| 1 + \frac{1}{jka} \right|^2 \frac{1}{\text{Re}[ka] + |\text{Im}[\epsilon]|/|\epsilon|} \quad (6)$$

(그림 4)는 구반경 5mm인 안테나가 식 (3)의 효율을 만족 시 가질 수 있는 최대대역폭을 식(5)와 식(6)을 이용하여 인체균일매질에 대해 나타낸 것이다. (그림 3)에 요구되는 대역폭을 만족시키는 안테나의 실제이득을 대역폭 10MHz와 100MHz에 대하여 식(4)를 적용, 점선으로 함께 나타내었다. (그림 3)의 결과는 원래 안테나의 최대대역폭을 가정한 것으로 실제 안테나는 원래 대역폭이 더 줄어들 수 있고 이득은 더 적게 나올 것이다.

따라서 인체내 구반경 5mm인 송신안테나 사용, 100MHz 대역폭, 15cm 전파에 대한 총 전송손실은 식(1)에 의하여 (그림 5)와 같이 구하여진다. (그림 5)에는 안테나 이득과 방사에 의한 손실, 전파감쇄손실을 각각 함께 나타내었는데 높은 주파수로 갈수록 전파감쇄손실이 매우 커지고 낮은 주파수에서는 안테나의 이득이 떨어짐을 볼 수 있다. 결과적으로 총손실은 400~600MHz 대역에서 약 -57~58dB 가량의 최적값을 보였다.

### III. 시스템 설계, 제작 및 측정결과

무선 캡슐형 시스템의 요구 성능 및 규격을 (표 1)에 나타내었다. 송수신 중심 주파수는 인체내 전송손실 계산결과를 바탕으로 450MHz로 정하였고 전체 시스템 대역폭은 향후 40Mbps의 데이터전송률도 지원하기 위하여 100MHz로 설정하였다.

송신출력전력은 송신단 평균소비전력을 고려하여 0dBm으로 정하였고, 송수신 안테나의 이득은 실제 안테나의 대역폭이 최대대역폭 계산결과보다 적게 나올 것으로 예상하여 (그림 3)의 최대이득 계산결과인 -5dB보다 적은, 약 -10dB로 설정하였다. 송수신방식은 구조가 단순하여 소형화에 적합하고 환경변화에 둔감한 OOK(On Off Keying)와 포락선검파(Envelope detection) 방식을 채택하였다. 20Mbps의 데이터 전송률을 지원하기 위해 송신단의 On-Off간 전환시간(rise & falling time)을 Bit 지속시간인 50ns의 1/5인 10ns

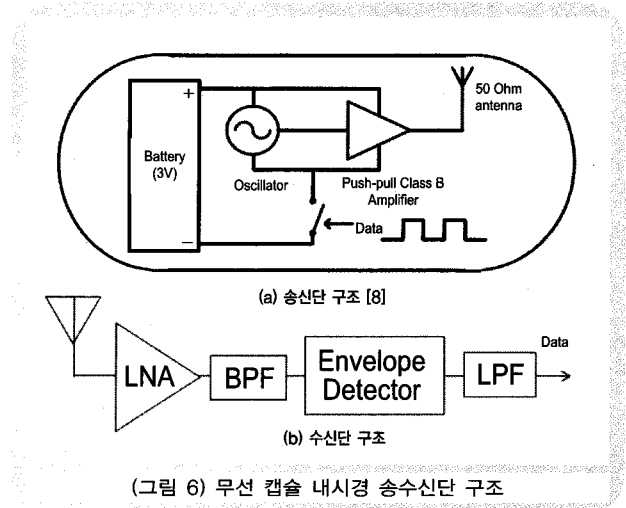
로 설정하였다.

〈표 2〉 송수신 시스템 Link budget

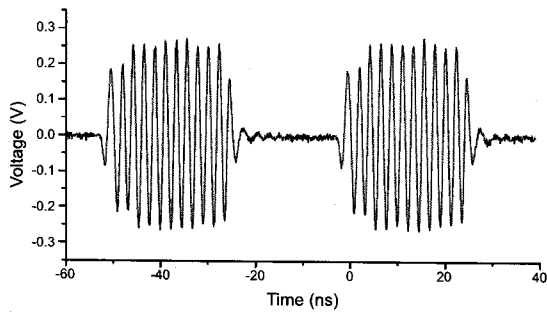
주파수 대역 400~500MHz (OOK, 20Mbps)	송수신전력 (dBm)
송신출력 전력 = 0 dBm	0
안테나 이득(GT) = -10 dB	-10
방사+전파손실 = -26 dB -27 dB = -53 dB	-63
예상 수신전력 = -63 dBm	
Link margin = 16 dB	
최소 수신전력 = -79 dBm	
수신단 NF = 5 dB	-79
SNR(Env. detection, BER=10 <sup>-5</sup> ) = 14 dB	-87
잡음전력 = -174 + 73 = -101 dBm	-101

(표 1)에 따른 전체 시스템 Link budget을 계산하여 (표 2)에 나타내었다. 실제 균일하지 않은 복잡한 인체내부의 변화환경에 대하여 안정적인 통신성능 확보를 위해 충분한 Link margin이 요구되는데 Link budget 계산결과 약 16dB의 Link margin을 확인하였다.

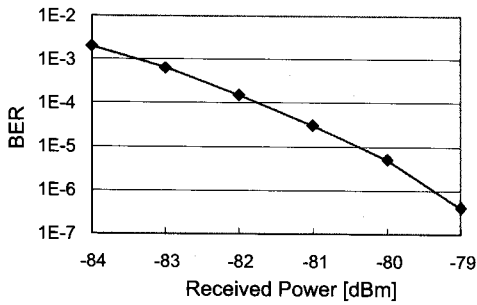
실제 제작된 송신단과 수신단의 구조는 (그림 6)과 같다. 실제 측정된 송신기의 출력파형(40Mbps 변조)을 (그림 7(a))에 나타내었으며 충분히 빠른 응답특성(Rising / Falling time = 5ns)을 보여주었다. (그림 7(b))에 나타낸 수신기의 수신전력에 대한 BER 성능 측정결과는 -80dBm의 수신전력까지 BER(10<sup>-5</sup> 성능으로 수신할 수 있음을 보여준다. 전체적인 시스템 성능 측정결과는 (표 3)에 나타나있다. 제작된 전체 시스템으로 전송손실을 측정하였다. 450MHz에 대한 균일매질 특성( $\epsilon_r = 57.6, \sigma = 0.83$ )을 갖는 수용액을 (그림 1)의 모델과 같은 반경 15cm의 원통수조에 채워서 송수신단



(그림 6) 무선 캡슐 내시경 송수신단 구조



(a) 송신기 출력 파형 [8]



(b) 수신기 BER 성능

(그림 7) 제작된 송신기와 수신기 측정결과

간 전송손실을 측정된 결과 수신단안테나의 이득을 제외하고 15cm, 10cm거리에서 각각 -62, -51dB의 손실이 측정되었다. 균일매질에 대한 예상 계산값인 -63dB, -55dB과의 차이는 실제 환경에서의 인체 매질과 외부 공기의 경계에 의한 영향으로 추측된다.

<표 3> 무선 캡슐형 내시경 시스템 성능 측정 결과

송신기 평균소비전력 / On 출력	2.58 mW / 0.22 dBm [8]
송신기 OOK 응답속도(tr, tf)	5 ns [8]
송신안테나 대역폭(HPBW)	70 MHz [9]
송신안테나 크기(직경) / 이득	10.1 mm / -10 dB [9]
수신안테나 이득	4.5 dB [10]
수신기 최소수신전력(20 Mbps / BER = 10 <sup>-9</sup> )	-80 dBm

<표 4> 송수신단간 전송손실 실험 결과(수신단 안테나 이득 제외)

실험 환경 / 거리	전송 손실
인체유사매질 수용액 ( $\epsilon_r = 57.6, \sigma = 0.83$ ) (예상치)	15 cm: -62 dB (-63 dB)
	10 cm: -51 dB (-55 dB)
돼지 위(胃) (~10cm)	-56 dB

동물실험에서는 마취된 돼지의 식도를 통하여 송신기를 위(胃)에 삽입후 돼지 체외에 안테나를 부착하여 전송손실을 측정하였다. 측정 결과 수신안테나의 이득을 제외하고

약 -56dB의 손실이 측정되었다. 이때 송신기와 수신기 안테나 사이의 거리는 약 10cm가량 되었고 인체유사매질수용액 10cm에서의 측정결과인 -51dB와 비교할 때 비어있는 위(胃)에 존재하는 공기에 의해 송신안테나의 매칭이 틀어져서 더 큰 손실이 발생된 것으로 추측된다.

## IV. 결 론

인체내부에서 체외로 고속의 영상정보를 송신하는 캡슐형 무선 내시경 시스템 제작을 위하여 인체내외간 경로에 대한 간단한 전송모델을 설정하여 전송손실을 분석하였다. 기존 공기중 무선전송과 달리 매질내에서의 안테나 이득과 전파 감쇄손실이 고려되었으며 고속의 데이터전송을 위하여 매질내에서의 안테나 대역폭도 분석되었다. 계산된 전송손실의 최적대역에서 실제 시스템이 설계, 제작되었으며 실험을 통한 측정결과 납득할만한 성능을 보여주었다.

## Acknowledgement

본 연구는 산업자원부 21세기 프론티어 기술개발사업인 지능형 마이크로시스템 개발사업 (<http://www.microsystem.re.kr>)의 연구비 지원을 받아 수행되었음.



- [1] G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovsky, and P. Swain, "Wireless capsule endoscopy," *Nature*, vol. 405, no. 6785, pp. 417, May 2000
- [2] W. G. Scanlon and N. E. Evans, "Radiowave propagation from a tissue-implanted source at 418 MHz and 916.5 MHz," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, pp. 527-534, Apr. 2000.
- [3] L. C. Chirwa, P. A. Hammond, S. Roy, and D. R. S. Cumming, "Electromagnetic radiation from ingested sources in the human intestine between 150 MHz and

- 1.2 GHz,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, pp. 484-492, Apr. 2003.
- [4] Federal Communication Commission Office Engineering and Technology Supplement C (Ed. 01-01) to OET Bulletin 65(ED. 97-01), *Evaluating Compliance with FCC Guideline for Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, Additional Information for Evaluating Compliance of Mobile and Portable Devices with FCC Limits for Human Exposure to Radiofrequency Emissions*, Washington, DC, June 2001
- [5] A. Karlsson, “Physical limitations of antennas in a lossy medium,” *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. 52, no. 8, pp. 2027-2033, Aug. 2004.
- [6] Federal Communications Commission, *Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies*, Internet document; URL: <http://www.fcc.gov/cgi-bin/dielec.sh>.
- [7] J. Lee and S. Nam, “Q Evaluation of Small Insulated Antennas in a Lossy Medium and Practical Radiation Efficiency Estimation,” Korea-Japan MicroWave conference, pp. 65-68, Nov. 2007
- [8] J. Ryu, M. Kim, J. Lee, M. Lee, B. Kim, and S. Nam, “Low Power OOK Transmitter for Wireless Capsule Endoscope,” *IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*, pp. 855-858, June 2007
- [9] S. Kwak, K. Chang, and Y. Yoon, “Small spiral antenna for wideband capsule endoscope system,” *Electronics Letters*, vol. 42, no. 23, pp. 1328-1329, November 9 2006
- [10] 김홍석, 오민석, 천창울, “캡슐 내시경의 외부 수신기용 UWB 안테나 설계”, 한국전자과학회 논문지, 제16권, 제8호, pp. 790-796, 2005

## 약 력



이 재 천

2000년 숭실대학교 전자전기정보통신공학부 학사  
 2002년 서울대학교 전기공학부 석사  
 2002년 ~ 현재 서울대학교 전기공학부 뉴미디어통신공동연구소 박사과정  
 관심분야: 인체내외 통신



남 상 옥

1981년 서울대학교 전자공학과 학사  
 1983년 한국과학기술원 전기전자공학과 석사  
 1989년 Electrical engineering at the University of Texas at Austin 박사  
 1983년 ~ 1990년 금성정일(주) 연구소 선임연구원  
 1990년 ~ 현재 서울대학교 전기공학부 교수  
 관심분야: 마이크로파 능동/수동회로 설계, 안테나 및 전파전파, 전자파 수치해석

