

캡슐 내시경의 외부 수신기용 UWB 안테나 설계

Design of UWB Antenna for the External Receiver of Capsule Endoscopy

김 흥 석 · 오 민 석* · 천 창 율

Hong-Seok Kim · Min-Seok Oh* · Chang-Yul Cheon

요 약

본 논문에서는 캡슐 내시경의 무선통신이 이루어지기 위한 환경 연구와 더불어 그에 적합한 수신 안테나를 설계하였다. 제안된 안테나는 인체와 같은 multi-loss layer 환경에서 전파 손실을 최소화 하고 magnetic field를 이용하기 위해 루프 안테나로 설계했다. 주파수 대역은 인체 내 전파 손실을 고려하여 400~500 MHz이고 FCC 규정에 따라 인체 각각의 조직에 대한 유전율과 도전율을 추출했다. 이를 하나의 등가 모델로 설정하고 그에 따른 유전율과 도전율을 계산해서 인체를 대신할 수 있는 수용액을 제조하였다. 전파 손실이 심한 인체 내에서 캡슐이 이동함에 따라 수신 레벨이 급격히 감소하기 때문에 배열 안테나가 요구된다. 1 mW의 신호를 송신하는 송신 안테나 위치에 상관없이 배열 안테나의 신호 레벨은 평균 -60 dBm 정도로 충분한 신호 검출이 가능한 것을 확인했다.

Abstract

In order to accomplish a wireless communication of capsule endoscopy, an environment study in the human body and receiving antenna design have been performed. The proposed antenna is the loop antenna designed to minimize the propagation loss in multi-loss layer such as the human body and utilize the magnetic field. Considering the propagation loss in the human body, the frequency range is from 400 MHz to 500 MHz. According to the FCC regulations, the permittivity and conductivity for each human tissue were extracted. We set up an equivalent model and make an aqueous solution which is replaced with the human body. Due to movement of capsule in the human body which propagation loss is extremely severe, an array antenna is required. Irrespective of the location of transmission antenna transmitting a signal of 1 mW, we confirm what it is possible for the enough signal detection as the average signal level of array antenna is -60 dBm.

Key words : Capsule Endoscopy, Propagation Loss, Aqueous Solution, Array Antenna, Signal Level

I. 서 론

지난 수 십 년 동안 소화기 내시경 영역의 발전은 눈부시게 이루어져 왔으며 지금 이 순간에도 수많은 연구가 진행되고 있다. 현재 상하부 소화관을 내시경으로 검사 또는 치료하기 위해서는 전자 내시경이 가장 우수한 기기로 인정받고 있다. 그러나 아무리

전자 내시경이 발전하더라도 이 검사를 위해서는 침습적으로 구강이나 항문부터 삽입해야 된다는 한계점을 항상 내포하고 있으며 이러한 점으로 많은 환자들이 내시경 검사를 꺼려하고 있다. 또한 전자 내시경으로는 소장이라는 기다란 장기를 정확히 관찰하기가 어려운 문제점이 있다. 그러나 캡슐 내시경은 비침습적인 방법으로 소화관의 영상을 얻는 신기

「이 연구는 2004학년도 21세기 프런티어 지능형 마이크로 사업단 연구비의 지원으로 연구되었음.」

서울시립대학교 전자전기컴퓨터공학부(Department of Electrical & Computer Engineering, University of Seoul)

*LG이동통신연구소(Handset R&D Center, LG Electronics Mobile Communication Company)

· 논 문 번 호 : 20050521-03S

· 수정완료일자 : 2005년 7월 25일

술로 현재 소장 질환의 진단에 이용되고 있다. 최근 캡슐 내시경의 크기를 좀 더 작게 하고, 초당 2장의 촬영 속도와 영상의 질을 더욱 향상시키며, 체외에서 캡슐 내시경의 움직임을 원격 조정하는 연구 등이 진행중이다. 또한 캡슐 내시경에 미세 기구를 장착하여 장 내용물을 채취하고 점막을 생검하거나 캡슐 내시경을 위장관 운동 기능의 평가 및 치료 영역으로 확대하려는 움직임도 시도되고 있다.

본 논문에서는 캡슐 내시경의 통신 시스템이 이루어지기 위해서 광대역 주파수 환경에서의 전파 환경을 먼저 살펴보고 캡슐 내시경의 수신 안테나를 설계, 제작했다. 또한 여러 가지 실험적인 시뮬레이션을 통해 인체 내의 전파 손실을 확인하고 그것을 극복할 수 있는 방법으로 배열 안테나에 대한 특성을 알아보았다.

인체 내부는 유전율과 도전율이 다른 여러 장치들(소장, 근육, 지방, 피부)로 이루어진 multi-loss layer로 이루어져 있다. 이런 유전율과 도전율은 주파수에 따라 변화하게 된다. 주파수별 유전율과 도전율은 다음과 같은 fitting function을 통해 구할 수 있다^{[1],[2]}.

$$\epsilon(\omega) = \epsilon_{\infty} + \sum_{m=0}^4 \frac{\Delta\epsilon_m}{(1 + j\omega\tau_m)^{1-\alpha_m}} + \sigma/j\omega\epsilon_0$$

그림 1과 2에서 보듯이 주파수에 따른 비유전율과 도전율을 도시해 보면 비유전율은 저주파에서 고주파로 갈수록 감소하는 반면 도전율은 증가하는 경

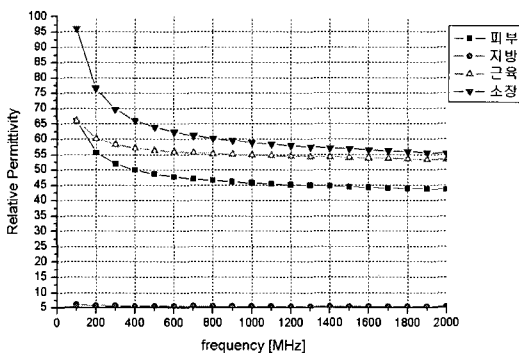


그림 1. 인체 주요 조직에 대한 비유전율
Fig. 1. Relative permittivity for the tissue of human body.

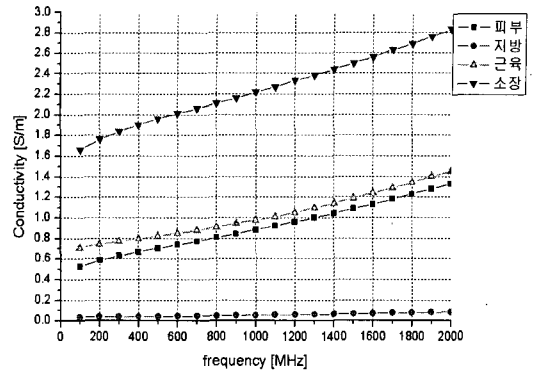


그림 2. 인체 주요 조직에 대한 도전율
Fig. 2. Conductivity for the tissue of human body.

향을 확인할 수 있다.

Multi-loss layer에서 평면파 입사시 그에 따른 S-parameter는 다음과 같은 방법을 이용하여 구할 수 있다^{[3],[4]}. 주파수에 대한 유전율과 도전율을 고려하여 각각의 layer에서 전파 상수와 고유 임피던스를 계산하고 이를 바탕으로 각각의 layer에 대해 ABCD 파라미터를 구한다. 인체는 등가적으로 각각의 layer가 직렬 연결된 형태로 볼 수 있으므로 전체의 ABCD 파라미터를 구한다. 파라미터 변환 방법을 통해 전체 S 파라미터를 구할 수 있다. 그림 3과 4는 평면파가 입사할 때 공기층이 존재할 때와 존재하지 않을 때 전체 S 파라미터를 그래프로 나타내었다.

그림 3과 4에서 보듯이 입사시 공기층이 존재 여부에 따라 인체를 통과한 신호가 수신 안테나에 전

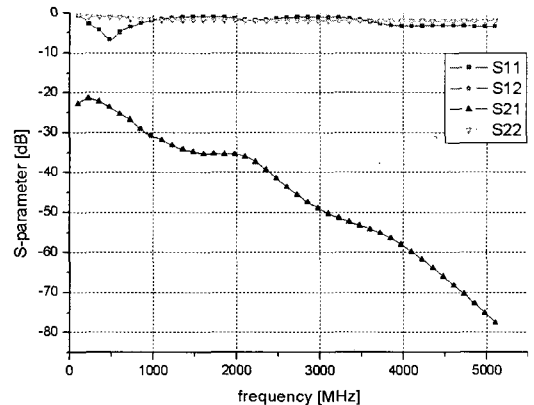


그림 3. 입사시 공기층이 존재할 경우
Fig. 3. In case air is exist.

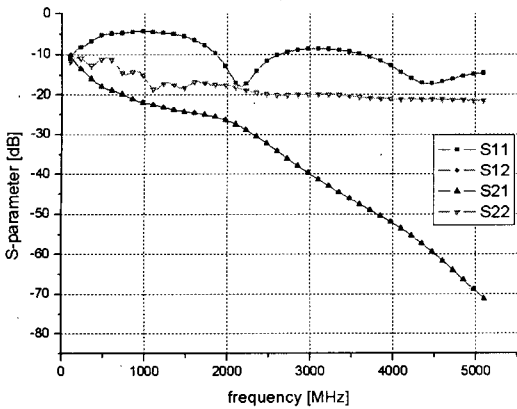


그림 4. 입사시 공기층이 존재하지 않을 경우
Fig. 4. In case air is not exist.

달되는 정도가 달라진다. 즉 공기층이 존재하지 않을 때가 존재할 때보다 10 dB 정도 더 우수한 전달 특성을 보인다. 따라서 수신 안테나를 인체에 부착시 가급적이면 공기층이 존재하지 않게끔 해야 한다. 또한 주파수가 증가할수록 인체 내 전파 손실이 급격히 증가하기 때문에 주파수 대역폭은 400~500 MHz로 설정하고 이에 적합한 수신 안테나 설계했다.

II. 제안된 안테나 구조 및 모의 실험

본 논문에서 제안한 안테나 구조는 그림 5와 같이 태극 모양과 같은 구조에서 출발하였다^{[5],[6]}. 인체와 같은 multi-loss layer와 같은 환경에서 E-field 타입의 안테나보다 H-field 타입의 안테나가 전파 손실이 훨씬 더 작기 때문에 루프 안테나 타입으로 설계하였

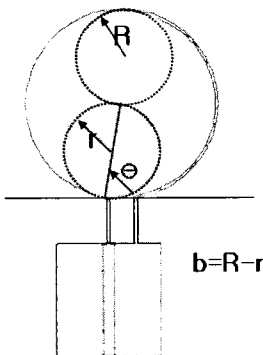


그림 5. 태극 모양의 루프 안테나 구조
Fig. 5. Loop antenna structure of Taeguk type.

다. 공진 주파수는 루프의 반지름인 $(R+r)/2$, 두 개의 작은 원의 반지름의 차이인 b 그리고 θ 에 의해 결정된다^[7].

EM-Simulation 결과에 의해 루프의 반지름이 커지고 두 개의 작은 원의 반지름의 차이인 b 가 작고 θ 값의 커짐에 따라 공진 주파수가 내려가는 특성을 보였다. 이런 파라미터들을 조절해서 시뮬레이션 상에서 인체에 접합시 본 논문에서 설계하고자 하는 캡슐 내시경 통신의 주파수 대역폭인 400~500 MHz를 만족하는 수신 안테나를 그림 6과 같이 $R=15$ mm, $r=14$ mm, $\theta=104^\circ$ 로 결정했다. 이 안테나를 인체에 부착할 수 있는 PI 필름(유전율 $\epsilon=2.8$, 두께 $t=50$ μ m)으로 제작하였다. 유연한 재질의 PI 필름을 사용함으로써 피부에 직접 부착이 가능하여 인체내 전파 손실을 크게 줄일 수 있고 입력단에 테이퍼 형태를 취

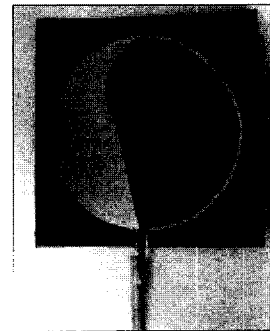


그림 6. 제안된 안테나 구조
Fig. 6. Structure of the proposed antenna.

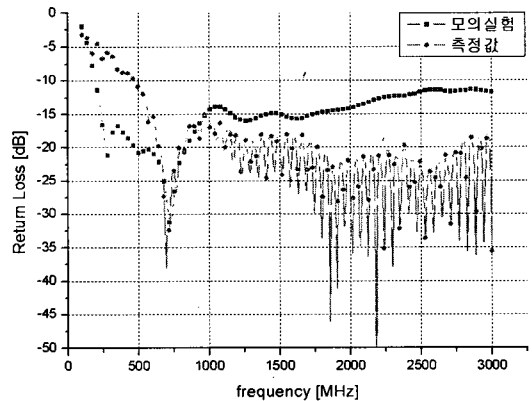


그림 7. 반사 손실
Fig. 7. Return loss.

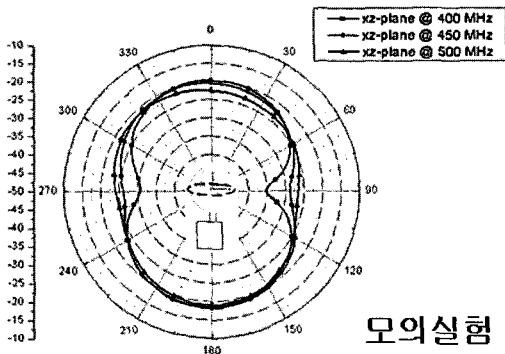


그림 8. 안테나 방사 패턴
Fig. 8. Antenna radiation pattern.

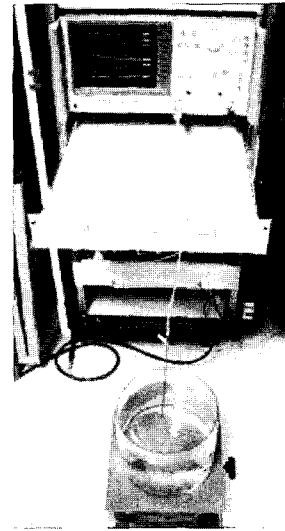


그림 9. 수용액으로부터 반사 계수 추출하는 모습
Fig. 9. Extracting the reflection coefficient from an aqueous solution.

함으로써 광대역 임피던스 매칭이 가능하다. FCC 규정에 의하면 각기 다른 유전율과 도전율을 가지는 인체 각각의 조직을 하나의 조직(비유전율 =56.5, 도전율=0.83 [S/m])으로 등가화 시킬 수 있다. 그림 7은 모의 실험 결과와 실제 안테나를 피부에 부착했을 때의 반사 손실을 비교한 그래프이고 그림 8은 모의 실험상에서 안테나의 방사 패턴을 나타내는 그래프로서 omni-directional한 특성을 보인다.

III. 인체 등가모델의 수용액 제조

제안된 안테나의 성능을 테스트해 보기 위해 인체와 같은 multi-layer를 현실적으로 구현하기 어렵기 때문에 이를 one-layer로 등가화 시키는 게 필요하다. 앞서도 언급했듯이 인체 각 조직은 서로 다른 비유전율과 도전율을 가지며 주파수에 따라 다르기 때문에 주파수 대역인 400~500 MHz에서 FCC 규정에 따라 인체를 비유전율 56.5, 도전율 0.83 [S/m]인 one-layer로 등가화 할 수 있다. 이런 파라미터를 갖는 수용액은 증류수와 메탄올 그리고 염화나트륨으로 제조할 수 있다. DC일 때 증류수와 메탄올의 비유전율은 각각 약 80과 30 정도이고 이를 1:1의 비율로 혼합하면 비유전율 60, 도전율 0.015 [S/m]를 갖는 수용액을 만들 수 있다. 여기에 염화나트륨을 첨가함에 따라 비유전율은 감소하고 도전율은 증가한다. 그림 9와 같이 측정 장비는 HP 8753D로 동축 케이블 프로브의 종단을 공기, 증류수, 인체 등가 모델의 수용액, 메탄올에 각각 살짝 넣어 각각의 반사 계수를 추출한다. 이러한 반사 계수로부터 matlab으로 비유

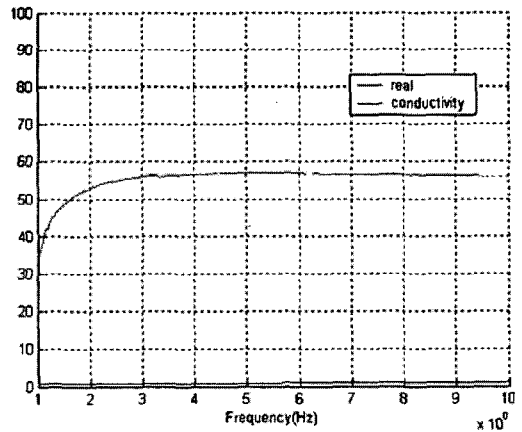


그림 10. One-layer의 비유전율과 도전율
Fig. 10. Relative permittivity and conductivity of one-layer.

전율과 도전율을 그림 10과 같이 도시할 수 있다^{[8],[9]}. 그림 10에서 보듯이 주파수 450 MHz에서 비유전율과 도전율이 각각 약 56.5, 0.83 [S/m] 정도인 것을 확인할 수 있다. 이것은 FCC 인체 모델 규정에 만족한다.

IV. 실험 결과 및 고찰

먼저 안테나의 반사 계수를 측정하기 위해 안테나

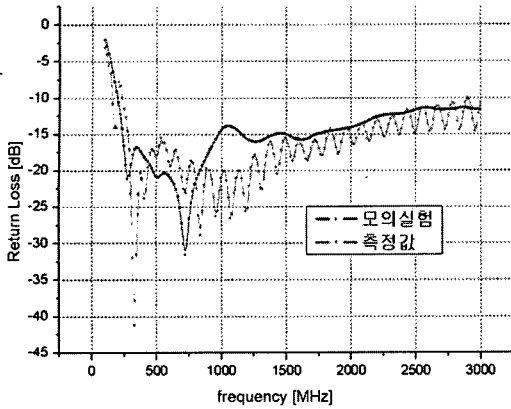


그림 11. 반사 손실
Fig. 11. Return loss.

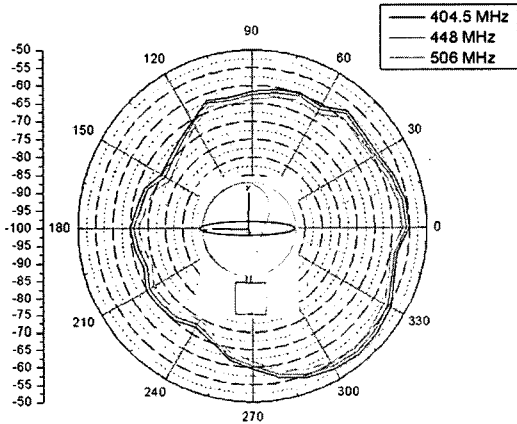


그림 12. 측정된 방사 패턴
Fig. 12. Measured radiation pattern.

를 수용액 안쪽 벽에 부착하고 비닐을 덮어 수용액을 넣어서 측정한 결과와 앞서 시행했던 모의 실험 결과와의 비교를 그림 11에서 나타내었다.

또한 안테나의 방사 패턴을 측정하기 위해 제작 안테나를 중앙에 두고 1 mW의 전력을 입력시켜 주고 기준 안테나로 패턴이 omni-directional한 모노폴 안테나를 수용액 주변으로 일정한 각도로 움직이면서 수신 레벨을 측정했다.

그림 12는 측정된 안테나의 방사 패턴을 보인 것이다. 전체적으로 보면 제작 안테나는 omni-directional한 특성을 보이고 반지름이 16 cm 정도 되는 수용액 속에서 전파 손실이 평균 60 dB 정도인 것을 알 수 있다.

이처럼 수용액 속에서 전파 손실이 60 dB이었을 때 인체 내에서의 전파 손실은 multi-layer와 송신 안테나의 효율을 고려하면 60 dB보다 훨씬 더 증가한다. 이런 전파 손실을 극복하고 효율적인 통신을 하기 위해 수신 안테나를 여러 개의 배열 안테나로서 해결할 수 있다. 먼저 배열 안테나를 수용액 용기 안쪽 벽에 붙이고 비닐을 덮어 인체 등가 모델의 수용액을 넣고 중앙에 테스트용 송신 안테나를 두었다. 주요 측정 장비로는 HP 8753D, Agilent VEE(계측기 연동 프로그램)와 RF 스위치(Agilent 87106C SP6T, 배열 안테나 제어용)를 사용했다. 그림 13은 수용액 용기 안쪽 벽에 부착한 배열 안테나 모습이고 명명된 번호는 측정시 안테나를 구분할 수 있는 용도로 쓰인다. 그림 14는 이와 같은 실험 환경에서 송신 안테나와 배열 안테나의 반사 계수를 측정한 그래프이다.

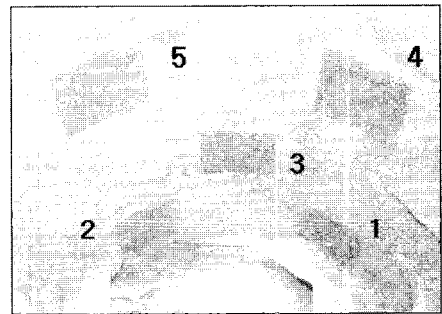


그림 13. 수신 안테나의 위치
Fig. 13. Location of receive antenna.

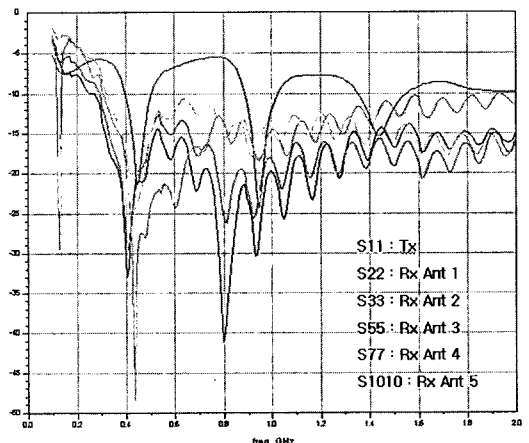


그림 14. 송수신 안테나의 반사 손실
Fig. 14. Return loss of TX and RX antenna.

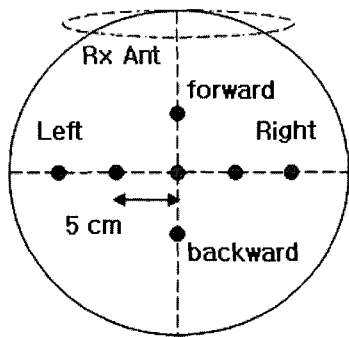


그림 15. 측정할 송신 안테나의 위치
Fig. 15. Location of the measured TX antenna.

그림 14에서 보듯이 테스트용으로 제작한 송신 안테나는 물론 배열 안테나 역시 주파수 대역인 400 ~ 500 MHz에서 반사 손실이 -10 dB 이하임을 알 수 있다.

실제 사람이 복용한 캡슐은 소장 의 연동 운동에 의해 소장 속을 움직이므로 실험 과정도 이와 유사하게 송신 안테나의 위치를 바꿔가면서 수신 레벨을 측정했다. 송신 안테나의 위치는 그림 15와 같이 수용액 용기 중앙으로부터 좌, 우, 앞으로 5 cm 움직이고 각 지점마다 용기 바닥으로부터 5 cm만큼 증가시키면서 수신 레벨을 측정했다.

그림 16은 송신 안테나가 수용액 용기 중앙(반지름=18 cm)에 위치할 때 바닥으로부터 5 cm씩 높여가면서 측정한 수신 레벨을 표로 나타낸 것이다. 거리가 멀어짐에 따라 수신 레벨이 감소하며 전체적으로 깊이에 관계없이 배열 안테나는 최소 -60 dBm

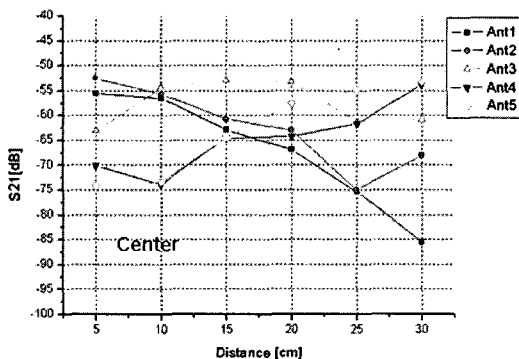


그림 16. 송신 안테나가 중앙에 있을 때
Fig. 16. In case TX antenna is located on the center.

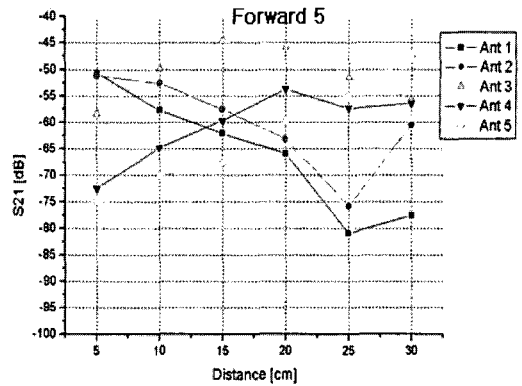


그림 17. 송신안테나가 앞쪽 5 cm에 있을 때
Fig. 17. In case TX antenna is located on the forward 5 cm.

정도의 신호를 수신할 수 있다는 것을 보여준다.

이와 유사하게 송신 안테나의 위치를 좌측으로 5 cm, 10 cm 이동, 우측으로 5 cm, 10 cm 이동, 앞으로 5 cm 이동시켰을 때의 측정된 결과 적어도 한 개 이상의 안테나는 최소 -60 dBm 이상의 신호를 수신하는 것으로 나타났다.

V. 결론

본 논문에서는 인체와 같은 multi-loss layer에서의 전파 환경을 알아 보았으며 그에 따른 적합한 수신 안테나를 설계, 제작하였다. 또한 인체를 등가화 한 모델의 수용액을 제조하였으며 이 수용액을 바탕으로 수신 안테나를 테스트하기 위해 자체적으로 루프 타입의 송신 안테나를 제작하였다. 수용액 속에서 수신 안테나의 반사계수는 VSWR 2:1 기준으로 346 MHz ~ 2 GHz 이상으로 광대역 임피던스 매칭이 가능하다는 것을 알 수 있다. 또한 실제 캡슐 내시경 통신과 유사하게 여러 개의 수신 안테나를 수용액 용기 안쪽 벽에 붙이고 비닐을 씌워 수용액을 넣고 송신 안테나의 위치를 바꿔가면서 평균 -60 dBm 정도의 수신 레벨을 확인할 수 있었다. 앞으로 이를 바탕으로 캡슐 내시경에 적합한 송신 안테나를 장착한 캡슐을 제조하고 본 논문에서 제안한 태극 모양의 배열 안테나와 수신부를 모두 결합하여 전체적인 시스템 특성을 살펴보아야 할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] Gavriel Iddan, Gavriel Meron, Arkady Glukhovsky, and Paul Swain, "Wireless capsule endoscopy", 2000 Macmillan Magazines Ltd., *Nature*, vol. 405, pp. 417-418, May 2000.
- [2] Camelia Gabriel, "Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies", Brooks Air Force Technical Report AL/OE-TR-1996-0037.
- [3] David M. Pozar, *Microwave Engineering*, 2nd Edition, John Wiley & Sons, Inc., pp. 206-212, 1998.
- [4] Constantine A. Balanis, *Advanced Engineering Electromagnetics*, John Wiley & Sons, Inc., pp. 180-243, 1989.
- [5] Hans Gregory Schantz, "UWB magnetic antennas", *IEEE 2003 APS*, pp. 604-607.
- [6] H. Schantz, "Planar elliptical element UWB dipole antennas", *IEEE APS 2002*, Jun. 2002.
- [7] Constantine A. Balanis, *Antenna Theory*, 2nd Edition, John Wiley & Sons, Inc., pp. 203-242, 1997.
- [8] C. Gabriel, T. Y. A. Chan, and E. H. Grant, "Admittance models for open ended coaxial probes and their place inn dielectric spectroscopy", *Physics in Medicine and Biology*, vol. 39, 12, pp. 2183-2200, 1994.
- [9] Eum-Min Jeong, Geunseok Jeong, Jong-Mu Kim, Jaw-Hyoung Park, Jei-Won Cho, Changyul Cheon, Young-Kweon Kim, and Youngwoo Kwon, "Multi-layer processed probe for permittivity measurement", *IEEE MTT-S*, Texas, Dallas, pp. 1813-1816, Jun. 2004.

김 홍 석



2004년 2월: 제주대학교 통신공학과 (공학사)
 2004년 3월~현재: 서울시립대학교 전자전기컴퓨터공학부 석사과정
 [주 관심분야] 안테나, RF 수동소자

천 창 울



1983년 2월: 서울대학교 전기공학과 (공학사)
 1985년 2월: 서울대학교 전기공학과 (공학석사)
 1992년: 미국 The University of Michigan, Ann Arbor (공학박사)
 1992년~1995년: 강원대학교 전기공학과 조교수
 1995년~현재: 서울시립대학교 전자전기컴퓨터공학부 공학부 교수
 [주 관심분야] RF, RF power Amplifier, EMC 등

오 민 석



2003년 2월: 서울시립대학교 전자전기컴퓨터공학부 (공학사)
 2005년 2월: 서울시립대학교 전자전기컴퓨터공학부 (공학석사)
 2005년 2월~현재: LG이동통신연구소 연구원
 [주 관심분야] 안테나, RF수동소자