

심부 조직 인체 삽입용 세 가지 밴드 안테나

A Triple Band Deep-Tissue Antenna for Biomedical Implants

유형석*
(Hyongsuk Yoo)

Abstract - In this study, we introduce a triple-band flexible implantable antenna that is tuned by using a ground slot in three specific bands, namely Medical Implanted Communication Service (MICS: 402-405 MHz) for telemetry, the midfield band (lower gigahertz: 1.45-1.6 GHz) for Wireless Power Transfer (WPT), and the Industrial, Scientific and Medical band (ISM: 2.4-2.45 GHz) for power conservation. This antenna is wrapped inside a printed 3D capsule prototype to show its applicability in different implantable or ingestible devices. The telemetry performance of the proposed antenna was simulated and measured by using a porcine heart. From the simulation and measurement, we found that use of a ground slot in the implantable antenna can improve the antenna performance and can also reduce the Specific Absorption Rate (SAR).

Key Words : Medical implant, Antenna, Wireless biotelemetry

1. 서 론

노령사회로 진입하면서 노인성 질환으로 인한 고통 및 비용이 증가하고 있으며 특히 뇌, 심장질환은 갈수록 그 환자수가 증가하고 있다. 심장질환 환자들에게 심장박동기(pacemaker) 또는 제세동기(ICD)를 인체 내에 삽입함으로써 많은 의학적 효과를 주고 있다. 최근 인체 이식형 의료기기들이 무선 통신 시스템과 접목하여 소형 및 의료 산업에서 많은 관심을 받고 있으며, 현재 임상용으로 승인을 받기 위해서 많은 연구가 되어 지고 있다[1]-[4]. 특히 크기(Size), 무게(Weight), 전력소비(Power)를 줄이기 위해서 많은 노력을 하고 있다. 한 가지로 예로, 일반적인 pacemaker의 1/10 정도 크기의 Nanostim™ leadless pacemaker [1]는 관련 이식형 의료기기의 획기적인 기술이다. 하지만 크기 측면에서는 가시적인 성과지만 기술적으로도 여전히 많은 도전과제가 남아 있다.

Pacemaker, ICD 등과 같은 의료장비들은 인체 외부에 있는 시스템과 무선으로 통신하여야 하여야 하기 때문에 인체 내장형 안테나를 필요로 한다. 그리고 이식형 안테나는 인체내부에서의 이득 손실, 대역폭, 구조 크기, 생체적합성 등을 모두 만족시켜야 하는 비교적 까다로운 조건을 갖는다. 게다가, 삽입된 기기의 전원문제를 해결하지 못하면 재수술을 통한 배터리 교체를 하게 되어 결국 환자에게 부담을 주게 된다 [5]-[8]. 최근 연구에서는 spiral 및 planar interted F 안테나 (PIFA) 구조들이 소형화 기술 측면에서 많이 사용되어 지고 있으며, 접지면의 다양한 구조 형태를 이용하여 소형화 및 이득, 광대역 등 전반적인 안테나 성

능 개선 효과를 가져 오는 연구 또한 많이 이루어지고 있다.

본 논문에서는 새로운 구조의 Medical Implant Communication Service (MICS)용, Midfield 밴드용, Industrial, Scientific and Medical band (ISM) 용 등 총 세가지 밴드를 가지는 PIFA 안테나를 제안하였다. MICS (402-405 MHz) 밴드는 무선통신 및 모니터링을, Midfield (1.45-1.6 GHz) 밴드는 무선충전 기술을, ISM (2.4-2.45 GHz) 밴드는 전력 보전을 위해 각각 이용된다. 정확한 안테나 성능을 평가하기 위해 컴퓨터 시뮬레이션 및 돼지 심장에 3D 프린트된 캡슐 안에 안테나를 넣어서 실험 및 측정하였으며, 인체 흡수율(SAR)도 분석하였다. 본 논문에서 제안된 안테나는 심장에 삽입되는 pacemaker을 위해서 안테나 설계 및 SAR 분석 되었지만, 다양한 이식형 안테나에서도 그 응용이 가능하리라 판단된다.

2. 본 론

2.1 Antenna Design

본 논문에서는 세 가지 밴드에서 동작 가능하며, 구부릴 수 있는 안테나를 제안하였으며, 인체모델에서의 안테나 디자인을 위하여 REMCOM사의 XFDTD를 사용하였다. 그림 1에서 보는 것처럼, 제안된 이식형 안테나의 구조는 spiral 및 planar interted F 안테나 (PIFA) 구조형태이며, 세 가지 밴드 주파수를 조절하기 위해서 T-shaped slot을 접지면에 디자인하였다. 전체 안테나 크기는 20.5 mm * 31 mm * 0.05 mm (31.775 mm³)이며, 주요한 안테나 치수는 그림 1(a)에 나타나 있다. 생체적합성 및 구부러지는 재료인 폴리마이드 ($\epsilon_r=4.3$, $\tan\delta=0.004$, thickness=0.025mm)를 substrate 및 superstrate로 사용하였다. 그림 1(a)에서처럼 접지

* Corresponding Author : School of Electrical Eng., University of Ulsan, Korea.

E-mail : hsyoo@ulsan.ac.kr

Received : November 25, 2017; Accepted : January 25, 2017

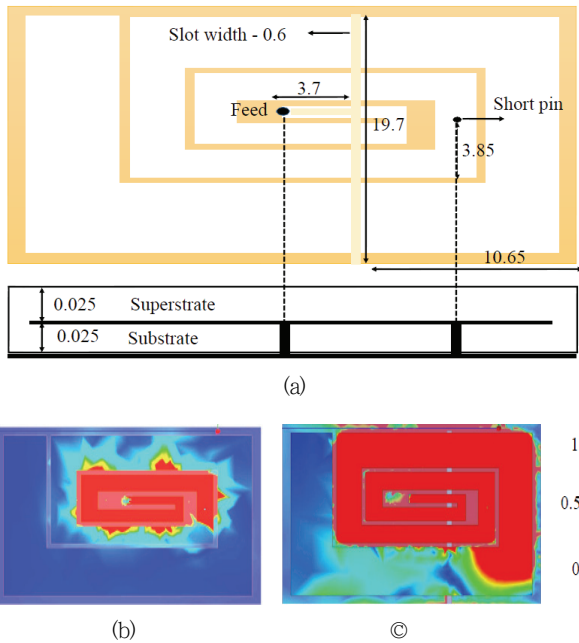


그림 1 제안된 안테나 모델 (a) 위쪽 옆쪽 방향 모양, 치수, 접지 슬롯 위치 (b) 접지 슬롯이 없을 경우 전류 분포 (c) 접지 슬롯이 있을 경우 전류 분포

Fig. 1 Proposed antenna model: (a) Geometry (top view and side view), dimensions, and positioning of the ground slot (all units are in mm) (b) Current overlays without ground slot (c) Current overlays with ground slot

면 slot을 적절히 조절하여 세 가지의 다른 밴드 주파수대역을 구현할 수가 있으며, 안테나의 중앙에 feed를 가지며, 오른쪽에 short pin이 있다. T-shaped 접지면 slot은 세 가지 주파수의 동작뿐 아니라 그림 1(b)와 (c)에서 보는 것처럼 전반적으로 patch 위에 흐르는 전류를 강하게 해주는 역할도 해줌으로써 안테나에 아주 중요한 디자인 요소이다. 또한, short pin의 위치는 전체적인 patch의 넓이와 길이와 함께 공진주파수에 많은 영향을 미친다.

2.2 Simulation 및 Measurement 결과

실제인체환경과 유사하게 만들기 위해서, 그림 2(a)에서 보는 것처럼 캡슐형태의 안테나를 인체 모델에 삽입하여 시뮬레이션하였다. 컨포멀 안테나의 치수는 그림 2(b)에 나타나 있으며, 실제 인체에 삽입되는 상용화된 Nanostim leadless pacemaker는 건전지 AAA사이즈(직경 10.5 cm, 길이 44.5 mm)보다 작다. 본 연구에서는 직경 10.25 mm, 길이 20.5 mm의 캡슐을 사용하였으며, leadless pacemaker 표면에 쉽게 안테나 부착이 가능하다. 실험환경은 혈액을 포함한 돼지 심장을 사용하였으며, 안테나를 심장 수직방향으로 45 mm깊이로 넣어서 실험하였다. 실험동안 동축케이블이 물에 잠기지 않고 구부림을 최소화하는 등 주의가 필요하다. 실제 동축케이블은 인체삽입안테나에 측정에 영향을 주는데

그 이유는 다음과 같다. 안테나의 접지면이 팬텀에 직접 접촉을 하게 되고 접지면 반대쪽면의 전류를 약하게 하여 결국 케이블에서의 전류흐름도 방해하게 된다. 그림 3(a)는 제작된 구부릴 수 있는 안테나를 보여주며, 그림 3(b)는 3D 프린트로 제작된 캡

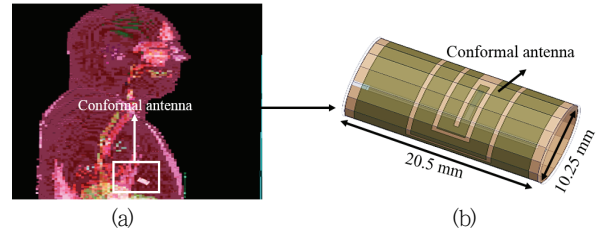


그림 2 (a) Remcom XFDTD 시뮬레이션 셋업 (b) 컨포멀 안테나 구조

Fig. 2 (a) Remcom XFDTD simulation setup (b) Geometry of the conformal antenna

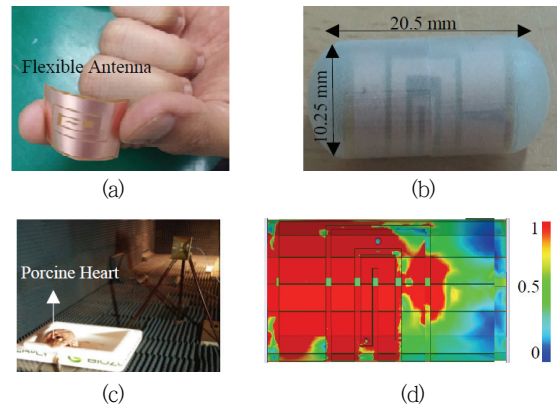


그림 3 (a) 제작된 구부릴 수 있는 안테나 (b) 3D 프린트된 캡슐 안에 삽입된 안테나 (c) 안테나 방사패턴 측정 셋업 (d) 컨포멀 안테나의 전류 분포 (e) 시뮬레이션 및 측정된 S11

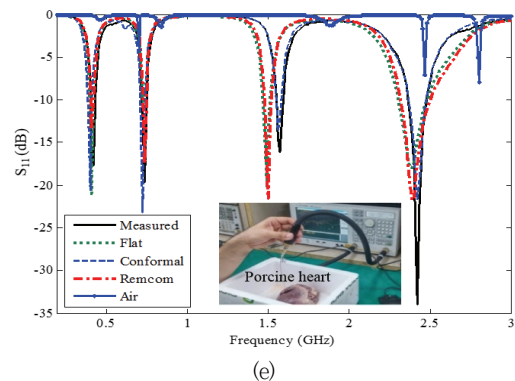


Fig. 3 (a) Fabricated flexible antenna (b) Fabricated antenna wrapped inside a 3D printed capsule (c) Antenna radiation pattern measurement setup (d) Current distribution in the conformal antenna (e) Simulated and measured S11

술 안에 안테나가 들어간 prototype이다. 그림 3(c)는 안테나 방사 패턴을 측정하기 위한 실험 셋업이며, 그림 3(d)는 첫 번째 모드인 주파수 400 MHz에서의 구부러진 안테나의 전류분포를 나타내며, 실제 그림 1(c)와 동일함을 알 수 있다. 정확한 반사 계수(S11)은 그림 3(e)에 다섯 가지 경우에 대하여 시뮬레이션 및 실제 측정되었다. 공기에서의 경우를 제외한 나머지 네 가지 경우는 거의 같은 값을 보여주고 있으며, 공기에서의 유전율이 상대적으로 다른 네 가지의 경우보다 큰 차이를 가지기 때문이다. 실제 제안된 안테나의 경우 네 개의 공진주파수를 가지며, 두 번째 주파수 밴드(700 MHz~750 MHz)는 주로 사용하는 대역이 아니므로 큰 의미가 없다고 판단된다. MICS밴드에서는 -10 dB 대역폭이 32 MHz이며 시뮬레이션 및 측정된 안테나 이득은 -31 dBi로 충분히 통신용으로 가능하다. 그림 4는 시뮬레이션 및 측정된 전장 및 자장면 방사 패턴을 나타낸다. 안테나의 방사 패턴을 살펴보면 인체 팬텀과 실험 팬텀은 모두 비균질한 팬텀이므로 상당히 유사함을 알 수 있다. 하지만 실제 심장 실험에서는 시뮬레이션 값보다 다소 줄어든 안테나 이득을 알 수 있다.

인체의 안전고려(RF safety)를 위하여, 1 g, 10 g SAR 값을 중심 주파수인 400 MHz에서 그림 2(a)에서의 환경에서 계산하였다. 1 g, 10 g SAR 규정을 만족시키는 최대 허용 전력은 각각 3.9 mW, 31.8 mW이다. 일반적으로 이 값은 인체 삽입형 의료기기에서 요구되는 출력 전력보다 훨씬 큰 값이므로 결과적으로 훨씬 낮은 SAR를 가지게 된다. 실제 제안된 접지면구조로 인하여 안테나 이득이 올라가서, 인체 조직으로 방사되는 전력이 작아져 SAR값이 결과적으로 줄어든다고 할 수 있다.

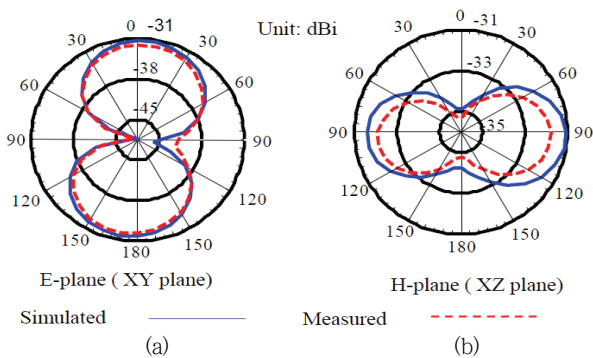


그림 4 (a) 시뮬레이션 및 측정된 전장면 방사 패턴 (b) 시뮬레이션 및 측정된 자장면 방사 패턴

Fig. 4 (a) Simulated and measured E-Plane radiation pattern (b) Simulated and measured H-Plane radiation pattern

3. 결론

본 논문에서는 무선 모니터링, 무선 충전, 전력 보존을 위한 세 가지 밴드 안테나를 제안하였다. 밴드 주파수를 조절하기 위해서 T-shaped slot형태의 접지면을 이용하였으며, 접지면 slot은 안테나 이득, 대역폭을 향상시켜주며, 인체 흡수율(SAR)을 감소시킬 수 있었다. 생체적합성 고려를 위해 superstrate를

사용하였으며, 실제 3D 프린트된 캡슐 안에 구부린 형태의 안테나로 시뮬레이션 및 실험값으로 그 성능을 평가하였다. 인체 흡수율 및 비교적 만족할 만한 안테나 이득 및 대역폭을 구현하였다. 본 제안된 안테나는 심장안에 삽입되기 위해서 안테나 설계 및 SAR 분석 되었지만, 다양한 이식형 안테나에서도 그 응용이 가능하리라 판단된다.

감사의 글

This work was supported by the Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Education, Science and Technology (2016R1D1A1A09918140).

References

- [1] V. Y. Reddy, D. V. Exner, D. J. Cantillon, R. Doshi, T. J. Bunch, G. F. Tomassoni, et al., "Percutaneous implantation of an entirely intracardiac leadless pacemaker" *N Engl J Med.*, vol. 373, no. 12, pp. 1125-35, Sep. 17, 2015.
- [2] D. W. Reynolds, G. Z. Duray, R. Omar, K. Soejima, P. Neuzil, S. Zhang, et. al., "A Leadless Intracardiac Transcatheter Pacing System," *N Engl J Med.*, vol. 374, no. 6, pp. 533-541, Feb. 11, 2016.
- [3] A. Kiourti, K. A. Psathas, and K. S. Nikita, "Implantable and ingestible medical devices with wireless telemetry functionalities: A review of current status and challenges," *Wiley Bioelectromagn.*, pp. 1-15, Jan. 2015.
- [4] M. W. Baker and R. Sarpeshkar, "Feedback analysis and design of RF power links for low-power bionic systems," *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 1, no. 1, pp. 28-38, Mar. 2007.
- [5] N. Neihart and R. Harrison, "Micropower circuits for bidirectional wireless telemetry in neural recording applications," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 52, pp. 1950-1959, Nov. 2005.
- [6] S. Smith, T. Tang, and J. Terry, "Development of a miniaturised drug delivery system with wireless power transfer and communication," *Inst. Eng. Technol. Nanobiotechnol.*, vol. 1, pp. 80-86, Oct. 2007.
- [7] M. Ghovanloo and K. Naja, "A wireless implantable multichannel microstimulating system-on-a-chip with modular architecture," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehab. Engl.*, vol. 15, pp. 449-457, Sep. 2007.
- [8] L. Wu, Z. Yang, E. Basham, and W. Liu, "An efficient wireless power link for high voltage retinal implant," in *Proc. Biomed. Circuits Syst.*, pp. 101-104, 2008.

저 자 소 개



유형석 (Hyongsuk Yoo)

2003년 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 졸업. 2004~2009년 University of Minnesota 전기공학과 졸업(공학석사, 박사). 2009~2010년 Center for Magnetic Resonance Research(CMRR), University of Minnesota, Post-Doctor 연구원. 2010년~2011년 Cardiac Rhythm Disease Management, Medtronic, USA, MRI 연구원. 2011년~현재 울산대학교 전기공학부 부교수

E-mail : hsyoo@ulsan.ac.kr4