

무선 Biotelemetry용 인체 이식형 안테나

A Scalp-Implantable Antenna for Wireless Biotelemetry

유형석*
(Hyongsuk Yoo)

Abstract - This paper demonstrates a scalp-implantable miniaturized antenna at the medical implant communication service (MICS) (402 - 405MHz) band. The antenna size is only 27.63 mm^3 ($8.5 \text{ mm} \times 6.5 \text{ mm} \times 0.5 \text{ mm}$), which is the smallest antenna for the MICS band. Miniaturization is achieved by using a symmetrical serpentine shaped radiating patch and placing open-end slots in the ground plane. In addition, co-axial feeding is used for excitation with a shorting pin connected between the radiator and ground. The antenna was simulated in a homogeneous skin model and in the human scalp. An experimental prototype of the proposed antenna was fabricated and measured in a skin-mimicking gel. Good agreement was obtained between the measurement and simulation results, showing a broad bandwidth of 49 MHz (from 395 to 444 MHz) for $|S_{11}|$ less than -10 dB and a maximum gain of -42.87 dBi. This gain is higher than the previous MICS antenna with respect to antenna size.

Key Words : Medical implant, Antenna, Wireless biotelemetry

1. 서 론

최근 인체 이식형 의료기기들이 무선 시스템과 접목하여 소형 및 의료 산업에서 많은 관심을 받고 있으며, 현재 임상용으로 승인을 받기 위해서 많은 연구가 되어 지고 있다[1-3]. 특히 혈당 측정기, 인공망막, 두개내압모니터링 등과 같은 비교적 아주 작은 의료장비들이 근래에 많은 발전을 가져오고 있다. 이러한 소형의 의료장비들의 특징은 인체 외부에 있는 시스템과 무선으로 통신하여야 하여야 하기 때문에 인체 내장형 안테나를 필요로 한다. 그리고 이식형 안테나는 인체내부에서의 이득 손실, 구조 크기, 생체적합성 등을 모두 만족시켜야 하는 비교적 까다로운 조건을 갖는다. 게다가, 인체 내부는 20-30 여개의 다양하고 복잡한 조직을 가지며 사람마다 그 특징이 다르기 때문에 인체 이식형 안테나 제작 시 복잡한 환경을 고려해야 한다. 최근 연구에서는 spiral 및 planar interted F 안테나 (PIFA) 구조들이 소형화 기술 측면에서 많이 사용되어 지고 있으며, open-end slot 형태의 접지면을 이용하여 소형화 및 광대역 효과를 가져오는 연구 또한 많이 이루어지고 있다[4].

본 논문에서는 새로운 구조의 Medical Implant Communication Service (MICS)용 PIFA 안테나를 제안하였다. 방사하는 patch의 구조를 open-end slot과 함께 효과적으로 디자인함으로써 MICS

밴드 대역에서의 아주 작은 구조의 안테나를 구현하였다. 예전 인체 이식형 안테나크기에 비해서 초소형 안테나 사이즈이며[3], 27.63 mm^3 ($8.5 \text{ mm} \times 6.5 \text{ mm} \times 0.5 \text{ mm}$)의 크기를 갖는다. 또한 비교적 넓은 49 MHz (395-444 MHz)의 대역폭을 가지며 안테나 사이즈에 비해 비교적 높은 최대 이득값인 -42.87 dBi를 가진다. 인체 두상을 구현하기 위하여 균질한 skin model을 이용하였으며, 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 인체 흡수율(SAR)도 분석하였다. 본 논문에서 제안된 안테나는 두개 내압모니터링을 위해서 안테나 설계 및 SAR 분석 되었지만, 다양한 이식형 안테나에서도 그 응용이 가능하리라 판단된다.

2. 본 론

2.1 Antenna Design

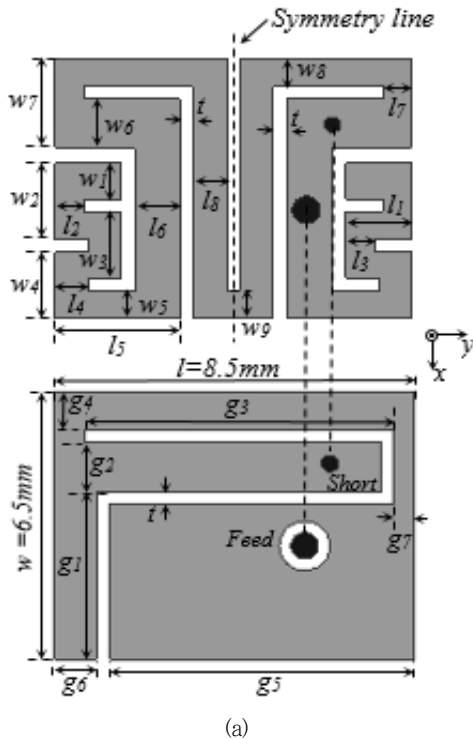
인체모델에서의 안테나 디자인을 위하여 SPEAG사의 SEMCAD X를 사용하였다. 그림 1에서 보는 것처럼, 제안된 이식형 안테나의 구조는 patch의 경우에는 symmetry 형태이며, MICS밴드에서의 대역폭과 높은 이득값을 구현하기 위해서 open-end slot을 그림과 같이 디자인하였다. 정확한 디자인 파라미터는 표1에서 보는 것과 같다. 생체적합성 물질인 Rogers 3010 ($\epsilon_r = 10.2$, $\tan \delta = 0.0035$, thickness = 0.25 mm)을 substrate 및 superstrate로 사용하였다. 그림 1(a)에서처럼 방사형 patch는 뱀모양의 구조를 가지며 중간지점을 경계로 대칭형 구조를 가진다. 0.6 mm의 coaxial feed를 가지며, 오른쪽에 short pin이 있다. 접지면은 갈

* Corresponding Author : School of Electrical Engineering,
University of Ulsan, Korea

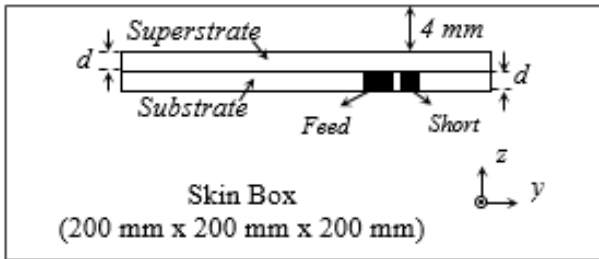
E-mail : hsyoo@ulsan.ac.kr

Received : November 6, 2015; Accepted : November 27, 2015

고리 모양을 가지고 이러한 구조는 안테나 소형화와 밀접한 관련이 있다.



(a)

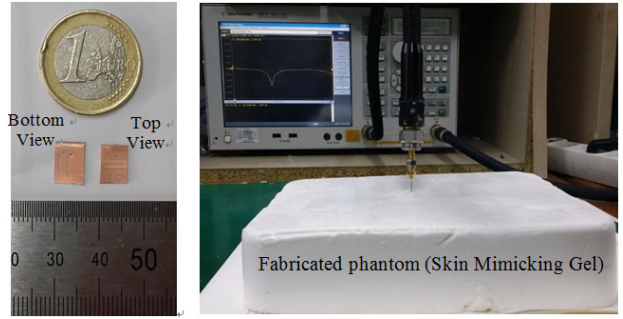


(b)

그림 1 제안된 안테나 모델 (a) 위쪽 아래쪽 방향 모양 (b) 균일한 피부 모델에 삽입된 안테나 측면 방향 모양

Fig. 1 Proposed antenna model: (a) Top and bottom views, (b) Side view of antenna implanted in homogeneous skin model (not to proper scale).

그림 2(b)는 균일한 피부 팬텀 모델에 이식된 안테나의 측면 방향을 나타낸다. 시뮬레이션 용 팬텀의 크기는 200 mm × 200 mm이며, 두개내압모니터링 시스템에 사용되는 인체의 머리사이즈와 비교적 유사하다. 안테나는 꼭대기 부위에서 4 mm 아래쪽에 삽입되어 있으며, 유전율과 도전율이 각각 $\epsilon_r = 46.74$, $\sigma = 0.69$ S/m인 팬텀 모델을 이용하였다. 정확한 인체 흡수율 (SAR)를 측정하기 위하여 34세의 Duke Model을 사용하였다.



(a) (b)

그림 2 (a) 제작된 안테나 (b) 피부 팬텀 모델을 이용한 실험 setup

Fig. 2 In vitro measurement: (a) fabricated antenna, (b) measurement setup

2.2 Simulation 및 Measurement 결과

제안된 안테나를 먼저 컴퓨터 시뮬레이션을 한 다음, 200 mm × 270 mm × 60 mm 크기의 피부팬텀을 이용하여 제작된 안테나의 성능을 실험하였다. 그림 2는 실험셋업과 제작된 안테나의 크기를 나타낸다. 제작된 안테나의 크기는 8.5 mm × 6.5 mm × 0.5 mm (27.63 mm³)으로 생체 이식형으로는 매우 적합하다. 젤 성질의 팬텀은 주파수 400 MHz에서 유전율 $\epsilon_r = 46.8$, 도전율 $\sigma = 0.735$ S/m 으로 실제 인체와 거의 같다[5, 6].

표 1 정확한 안테나 사이즈 (단위: mm)

Table 1 Detailed dimension of proposed antenna (unit: mm)

Parameter	Value	Parameter	Value	Parameter	Value
l_1	1.5	w_2	1.8	g_3	7.3
l_2, l_7	0.65	w_3, w_4	1.55	g_4	0.95
l_3, l_8	0.75	w_5, w_8, w_9	0.65	g_5	7.2
l_4	1	w_6	1.15	g_6	1
l_5	2.85	w_7	2.1	g_7	0.5
l_6	1.05	g_1	4.05	d	0.25
w_1	0.85	g_2	1.2	t	0.3

그림 3은 시뮬레이션 상에서의 피부 팬텀, 인체 팬텀, 실험용 팬텀에서의 반사계수 ($|S_{11}|$)를 나타내며 MICS 밴드의 중심주파수 400 MHz 근처에서 공진하는 것을 알 수 있다. 실험에서의 반사계수는 약 -17 dB, 중심주파수는 415 MHz, 피부 팬텀(시뮬레이션)에서는 -28 dB, 중심주파수는 403 MHz 이며, 인체 모델(시뮬레이션)에서는 420 MHz에서 -20 dB의 반사계수를 각각 가진다. -10 dB 대역폭을 고려하면, 피부 팬텀은 52 MHz (377 - 429 MHz), 인체 모델은 49 MHz (395 - 444 MHz) 실험 팬텀에서는 66 MHz (384 - 450 MHz)이다. 특히, 인체 모델 시뮬레이션에서는 반사계수 값이 피부 팬텀보다 중심 주파수가 오른쪽으로 다소 이동한 것으로 보이는데, 이는 인체 모델이 더 많은 비균질성 물질

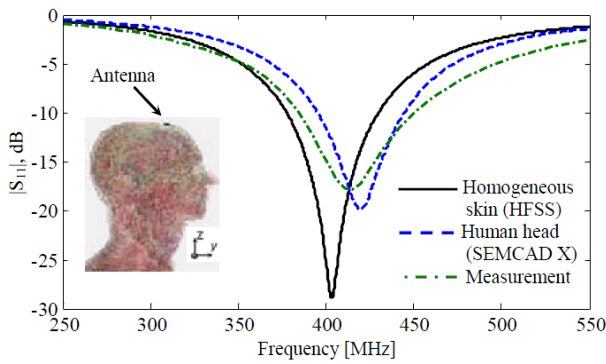


그림 3 균일한 피부 팬텀모델에 이식된 제안된 안테나의 반사계수 $|S_{11}|$ 비교

Fig. 3 Comparison of $|S_{11}|$ for the simulation setups of homogeneous skin model, human head model and experimental measurement

로 이루어 졌기 때문이다. 따라서 제작한 안테나를 실험할 경우 이러한 주파수의 변화를 튜닝하기 위해서는 갈고리 모양의 open-end slot과 short pin의 위치 선정이 매우 중요하다.

일반적으로 인체 이식형 안테나의 이득은 인체의 높은 손실계수로 인하여 상당히 낮다. 실제 MICS밴드에서 사용되는 안테나 이득은 -46 dBi에서 -24 dBi이다[3]. 그림 4에서처럼, 피부 팬텀, 인체 모델, 실험 팬텀에서의 최대 안테나 이득은 각각 -42 dBi, -42.87 dBi, -40.92 dBi이다.

안테나의 방사 패턴을 살펴보면 피부 팬텀과 실험 팬텀은 모두 균질한 팬텀이므로 상당히 유사함을 알 수 있다. 하지만 비교적 인체 모델은 다소 xy-plane상에서 왼쪽으로 기울어짐을 알

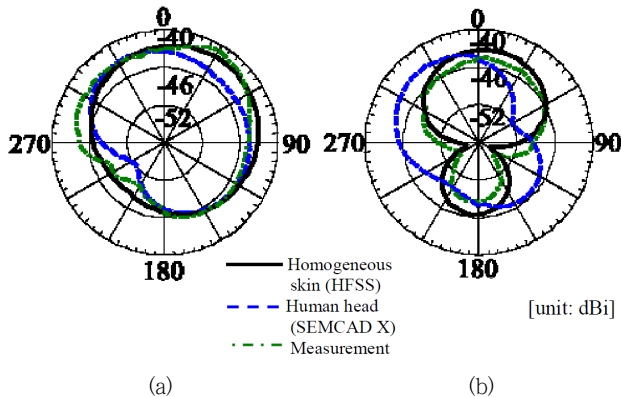


그림 4 균일한 피부 팬텀모델에 이식된 제안된 안테나의 시뮬레이션 및 측정된 (a) Elevation (xz-plane) and (b) Azimuthal (xy-plane) far-field 이득 방사 패턴

Fig. 4 (a) Elevation (xz-plane) and (b) Azimuthal (xy-plane) far-field gain radiation patterns of proposed antenna for the simulation setups of homogeneous skin model, human head model and experimental measurement

수 있다. 실험용 팬텀크기가 시뮬레이션의 팬텀보다 작았기 때문에 좀 더 높은 안테나 이득이 나오는 것을 알 수 있다. 인체 모델 시뮬레이션 상에서의 -42.87 dBi 이득 값은 32.7 mm^3 크기의 안테나[3]가 가지는 -45 dBi 보다 크다는 것을 알 수 있다.

인체의 안전고려 (RF safety)를 위하여, 1 g, 10 g SAR 값을 중심 주파수인 405 MHz에서 계산하였다. 1 W의 입력값을 사용하였으며, 이 값의 의미는 표 2에서처럼 1.6 W/Kg (안전규정)의 1g SAR는 1.82 mW, 2 W/Kg (안전규정)의 10 g SAR는 21.19 mW를 말한다. 이 SAR값들은 MICS 밴드에서의 SAR 규정값 보다 훨씬 낮은 값을 알 수 있다[7].

표 2 제안된 안테나의 Peak spatial-average SAR 값 (1 W input power)

Table 2 Peak spatial-average SAR values of the proposed antenna for 1 W of input power

1g SAR (W/Kg)	10g SAR (W/Kg)	Max. allowable power within 1g SAR limit (mW)	Max. allowable power within 10g SAR limit (mW)
878.9	94.36	1.82	21.19

3. 결 론

본 논문에서는 biotelemetry 통신을 위한 초소형 인체 이식형 MICS 안테나를 제안하였다. 안테나의 소형화 및 광대역화를 위하여 short pin과 open-end slot을 이용하였으며, 생체적합성 고려를 위해 superstrate를 사용하였다. 균질한 피부 팬텀을 이용하여 시뮬레이션 및 실험값으로 그 성능을 평가하였으며, 인체 흡수율 및 비교적 만족할 만한 이득값을 구현하였다. 본 제안된 안테나는 두개내압모니터링을 위해서 안테나 설계 및 SAR 분석 되었지만, 다양한 이식형 안테나에서도 그 응용이 가능하리라 판단 된다.

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 (2013R1A1A2060266).

References

[1] Karacolak, T., Hood, A.Z., Topsakal, E.: 'Design of a Dual-Band Implantable Antenna and Development of Skin Mimicking Gels for Continuous Glucose Monitoring'

- IEEE Trans. Microw. TheoryTech.*, 2008, 56, (4), pp. 1001 - 1008.
- [2] Soora, S., Gosalia, K., Humayum, M. S. and. Lazzi G., 'Comparison of two and three dimensional dipole antennas for an implantable retinal prosthesis', *IEEE Trans. Antennas Propag.*, 2008, 56, (3), pp. 622 - 629.
- [3] Kiourti, A., Nikita, K. S. 'Implantable Antennas: A Tutorial on Design, Fabrication, and In Vitro/In Vivo Testing,' *IEEE Microw. Magazine*, 2014, 15, (4), pp. 77 - 91.
- [4] Li-Jie X., Yong-Xin G., Wen W., 'Dual-Band Ground,' *Antennas and Wireless Propag. Lett, IEEE*, 2012, 11, pp. 1564 - 1567.
- [5] Gabriel, C., Gabriel, S., and Corthout, E., 'The dielectric properties of biological tissues,' *Phys. Med. Biol.*, 1996, 41, pp. 2231 - 2293.
- [6] Seongjin, K., Kyeol, K., Jaehoon, C., 'Design of a Miniaturized High-Isolation Diversity Antenna for Wearable WBAN Applications,' *Journal of electromagnetic engineering and science*, Mar. 2013, 13, (1), pp. 28 - 33.
- [7] Francesco, M., 'Implantable antennas for biomedical applications', PhD thesis, EPFL, Lausanne, Sept. 2011.

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.kr