

무선충전이 가능한 인체삽입형 센서 개발: 전자회로부

이재호¹ · 서동욱[†]

(Received May 17, 2018 ; Revised June 12, 2018 ; Accepted June 28, 2018)

Development of an implant sensor capable of wireless charging: Electric circuit part

Jae-Ho Lee¹ · Dong-Wook Seo[†]

요약: 4차산업혁명이 가속화되고, 의료혜택 취약환경인 원양어선이나 도서지역에서 생활하는 사람들의 원격의료에 대한 수요가 높아짐에 따라 인체삽입형 장치에 대한 연구가 관심을 끌고 있다. 본 논문은 인체의 피하지방에 삽입하여 심전계 (Electrocardiogram; ECG) 신호를 모니터링하기 위한 인체삽입형 장치 (Implantable Medical Device; IMD)의 개발방안 및 성능평가를 전자회로 측면에서 살펴보고자 한다. ECG 시뮬레이터를 이용하여 ECG 센서의 정상동작 여부를 확인하고, ECG 센서를 비롯한 SoB (System-on-a-board)는 활성모드에서 18.82 mW의 저전력을 소모한다. 인체삽입형 장치를 돼지고기나 인체모사물질인 팬텀에 넣은 경우 베이스스테이션과 2.4 ~ 2.5 m의 최대 통신도달 거리를 기록하였다. 본 개발에서는 인체삽입형 장치에 전원을 공급하기 위하여 리드선이나 1차전지가 아닌 무선으로 전력을 공급하여 2차전지를 충전시키는 구조를 적용하였다. 이러한 무선전력전송 효율은 정류기 효율까지 고려하여 약 30%로 측정되었다.

주제어: 인체삽입형 장치, 무선전력전송, 무선충전, 심전계신호, 인체통신

Abstract: With the arrival of the 4th Industrial Revolution, demands for telemedicine for people living in remote health-care service areas (e.g., an island or an ocean-going vessel) are increasing. Consequently, research on implantable medical devices has gained attention. This paper discusses the development and performance evaluation of implantable medical devices (IMD) in terms of their electronic circuits. An IMD is inserted into the subcutaneous fat of a human body to monitor electrocardiogram (ECG) signals. We checked the normal operation of an ECG sensor using a simulator, confirming that the system-on-a-board, including the ECG sensor, consumes 18.82 mW (low power) in active mode. When the IMD is placed in pork or a phantom, its communication with the base-station is recorded at a maximum distance of 2.5 m. To supply power to the IMD, we adopt a secondary cell, capable of being charged via a non-wired and non-battery wireless power. The efficiency of wireless power transmission is about 30 %, including the rectifier.

Keywords: Implantable medical device, Wireless power transfer, Wireless charging, Electrocardiogram, In-body communication

1. 서론

4차 산업혁명이 가속화됨에 따라 사람들의 생활공간을 중심으로 모든 물체에 센싱과 통신기능이 부여되는 IoT (Internet of Thing) 기술이 사회 저변으로 확대되고 있다. 이러한 기술의 적용대상은 단순한 사물에서 벗어나 사람의 생체신호를 센싱하는 기술로도 확장되어, 생활의 편의성에서 사람의 건강에까지 기술의 적용 범위가 확대되고 있다. 초기에는 손목시계를 중심으로 한 웨어러블 장치를 통하여 사용자가 직접 자신의 생활습관 개선에 노력을 기울이는 정도였지만, 원격의료 서비스의 요구가 높아짐에 따라 IoT 기기가 원격의료 기술의 핵심기술로 자리 잡았다. 원격의

료는 Figure 1과 같이 병원이 집중된 대도시로부터 원거리에서 생활하여 의료서비스 혜택 취약지역인 도서산간 지역 및 장시간 바다에서 생활하는 선원 등을 대상으로 원격으로 의료 서비스를 제공함으로써, 의료 서비스의 질을 제고하는 서비스이다.

원격의료를 위한 기본조건은 대상인 사람의 생체신호를 정확하게 수집하여 의료인에게 전달함으로써 의료의 시공간적 접근성을 높이고 만성질환자 등에 대한 관리를 강화하는 것이다. 생체신호는 일반적으로 매우 약하기 때문에, 생체신호 센서들은 주로 사람의 몸 위에 부착하여 측정한다. 따라서 부정맥 신호를 모니터링하기 위한 심전도

[†] Dong-Wook Seo (ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9449-7772>): Department of Radio Communication Engineering, Korea Maritime and Ocean University, 727, Taejong-ro, Yeongdo-gu, Busan, 49112, Korea, E-mail: dwseo@kmou.ac.kr, Tel: 051-410-4427

¹ Electronics and Telecommunications Research Institute (ETRI), E-mail: jhlee1229@etri.re.kr, Tel: 053-670-8058

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>), which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

(ECG; electrocardiogram) 센서들은 주로 패치형태로 개발되어 사용되고 있다[1][2]. 패치형태의 ECG 센서는 사람의 피부에 부착 하여야 하기 때문에, 불편할 뿐 아니라, 부정맥 처럼 평소 생활하는 도중 간헐적으로 일어나는 경우에 대해서는 정확한 진단이 어렵다. 이러한 이유로 생체신호 센서를 인체내에 직접 삽입하여 생체신호를 획득하는 연구들이 진행되고 있다[3][4]. 현재 상용화된 인체삽입형 장치의 대부분은 1차전지로부터 전원을 공급받고 있다. 하지만 1차전지는 제한된 동작 수명을 가지고 있어, 수술을 통하여 인체삽입형 장치를 인체에 삽입한 후 일정기간이 경과한 다음 재수술을 통하여 1차전지를 교환할 필요가 있다. 이러한 반복적인 수술은 인체삽입 장치의 감염 등의 문제뿐만 아니라 환자들에게 심리적/육체적 부담으로 작용하여 이 장치가 반드시 필요한 환자들에게 적용하는데 어려움이 있다. 따라서 최근에는 이러한 문제를 해결하기 위하여 무선전력전송 (wireless power transfer; WPT) 기술을 인체삽입형 장치에 적용하는 연구가 진행되고 있다[5]-[11].

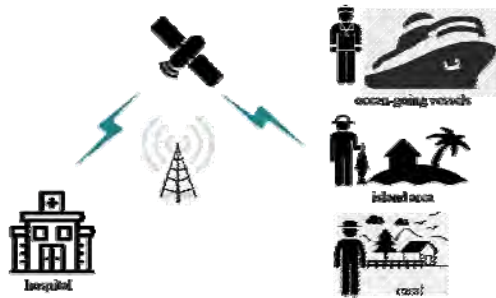


Figure 1: Concept of telemetry and main target people

기존의 인체삽입형 센서 (implant sensor)는 크게 모니터링, 치료, 보조의 3가지로 분류된다[12]. 모니터링은 특정 질환을 가진 환자를 대상으로 환자의 생체신호 중 일부를 센싱하여 감시하는 목적으로 루프 레코더 (loop recorder)와 같이 심장박동을 기록하는 장치가 대표적인 예이다. 치료 목적의 인체삽입형 센서의 예로 심박조율기 (pacemaker)와 척수자극기 (dorsal stimulator) 등이 있다. 이러한 센서는 심장이나 신경에 직접적인 전기 자극을 주는 형태로 구동된다. 마지막으로 보조 목적의 경우 청각이나 시각 기능이 좋지 않은 사람에게 외부의 소리나 빛을 전기적 신호로 변경하여 청신경이나 시신경에 전기적 신호를 가함으로써 청력이나 시력을 보완해주는 역할이다. 치료목적이나 보조목적의 경우 특정한 장애나 질병으로부터 고통을 받고 있는 사람에게 적용되는 반면 모니터링 목적의 경우 일반인들 대상으로까지 확대가 가능하다. 이러한 목적의 인체삽입형 센서는 도심지에서 멀어 의료서비스를 받기 어려운 도서산간지역에 사는 사람 또는 장기간 선박에서 근무하는 선원 등과 같은 의료서비스 취약지역에 거주하는 사람들에게 적용함으로써, 원격지에서도 사람들의 건강상태를 확인할 수 있는 장점이 있다.

기존의 무선전력전송 기술이 적용된 ECG 인체삽입형 장치들은 주로 외부에서 전력이 전달될 때만 동작하는 경우가 대부분이다[5][6]. 본 논문에서는 무선전력전송기술을 적용하여 2차전지를 충전함으로써 상시적으로 ECG 신호를 탐지할 수 있는 인체삽입형 장치를 제안하고, 개발한 결과에 대하여 논하고자 한다.

2. 인체삽입형 센서 시제품

Figure 2는 ECG 신호를 모니터링을 위한 전체 시스템의 개념도해를 나타낸다. ECG 센서는 인체의 피하지방층에 삽입되어 ECG 신호를 센싱하여, MedRadio (medical device radio communication service) 주파수 대역을 통하여 체외의 베이스스테이션으로 센싱 정보를 전달한다. 베이스스테이션은 ECG 신호를 모으고, 인체삽입형 장치의 2차전지 전압 레벨이 낮을 때 무선으로 전력을 공급해주는 역할을 한다. 최종적으로 사용자는 단말기를 통하여 수집된 신호를 모니터링하거나 진단하게 된다.



Figure 2: ECG monitoring system diagram

Figure 3과 Figure 4는 제작한 인체삽입형 장치의 시제품과 상세 구성도를 각각 나타낸다. 이 장치의 전체 크기는 19.4 mm × 55.4 mm × 9 mm 이고, 앞면에는 체외의 베이스스테이션과 무선통신을 위한안테나 및 무선충전용 코일이 위치해 있고, 측면에는 각종 전자회로들이 직접화된 SoB (system-on-a-board)가 있다. 후면에는 2차전지가 위치해 있으며, 전체 시스템은 패키지 소재로 밀봉 되어있다. 먼저, 앞면의 무선충전용 코일로부터 전력을 수신받아 2차전지를 충전시킨다. 또한 임플란트 장치는 후면의 케이스 위에 위치한 전극으로부터 ECG신호를 센싱하여 전면의 안테나로 베이스스테이션으로 데이터를 전달하는 역할을 한다.



Figure 3: Developed ECG implant device prototype (a) front view and (b) rear view

인체삽입형 장치가 한 번의 충전으로 장시간의 동작을 하기 위해서는 가능한 큰 용량의 2차전지가 필요하다. 이러

한 2차전지 일반적으로 용량이 클수록 큰 부피를 차지하기 때문에 전체 인체삽입형 장치의 형상은 2차전지에 의해서 결정된다. 또한, 하나의 보드위에 전자회로를 최대한 집적화함으로써, ECG 센서, 통신 및 컨트롤부, 무선충전 수신부를 소형보드상에 구현하였다.

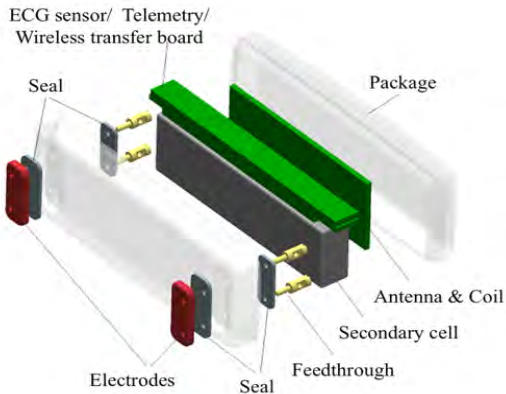


Figure 4: Configuration of the implant device prototype

안정적인 차동 ECG 신호를 획득하기 위해, 2개의 전극 사이 거리는 수 cm 이상이 되어야 한다. 따라서 SoB에서 길이방향으로 제작되어 2차전지의 옆면에 위치시켰다.

한편, 무선통신을 위한 안테나와 무선충전을 위한 코일은 사이즈가 클수록 더 큰 유효면적을 가지기 때문에 최대한 크게 만들어야 안테나 이득이 높고, 충전용 코일의 품질계수가 높아진다. 제한된 공간에서 안테나와 코일의 사이즈를 최대로하기 위하여 2차전지 앞면에 안테나와 코일을 통합 설계함으로써 전체 장치의 두께도 최소화하였다. 이와 같이 개발한 인체삽입형 장치 시제품의 각 구성품에 대한 자세한 개발 방법 및 성능 평가 결과에 대해 다루도록 한다.

3. 인체삽입형 장치 개발 및 성능평가

Figure 5는 개발한 SoB의 사진으로, 해당 SoB에는 ECG 센서, MCU (main control unit), 온도센서, RF송수신기, 무선 전력전송 수신부가 50 mm × 5 mm의 크기의 보드에 직접화되어 있다. 본 장에서는 SoB의 각 구성요소에 대하여 구현과정을 설명하도록 한다.

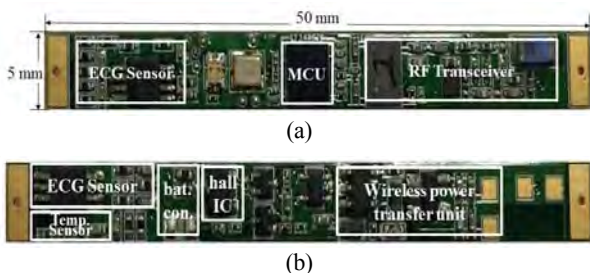


Figure 5: Developed SoB for the ECG sensing, telemetry, and wireless power transfer receiving

3.1 센서부

사람의 심장에 의해 발생하는 전기적 전위차를 획득하기 위해서 2개 이상의 전극이 서로 다른 등전위선에 위치해야 한다. 즉, 2개 이상의 전극은 최소 수 cm 이상 떨어져 있어야 한다[13]. 2개의 전극 사이의 거리에 따른 ECG 신호 측정의 통하여, 안정적인 ECG 신호는 2개의 전극이 최소한 35 mm 이상의 거리만큼 떨어져 있을 때 가능하였다. 이러한 이유로 Figure 5에서와 같이 SoB의 양쪽 끝에 전극을 위치시켰다.

ECG 센서의 블록다이어그램을 Figure 6에 나타내었다. 심장에 의해 발생하는 전기적 전위는 1 ~ 5 mV의 매우 낮은 전위 레벨을 가지기 때문에 입력 차동신호를 증폭하기 위하여 TI사의 INA333의 계측 증폭기 (instrumentation amplifier)를 사용하였다. 고역필터 (high pass filter)와 저역필터 (low pass filter)를 연속으로 배치하여 ECG 신호관련 주파수 대역만을 필터링하고, 60 Hz의 전력선 노이즈를 제거하기 위하여 노치필터 (notch filter)를 사용하였다. ECG 센서의 출력신호는 MCU의 ADC (analog digital converter) 포트로 들어간다.

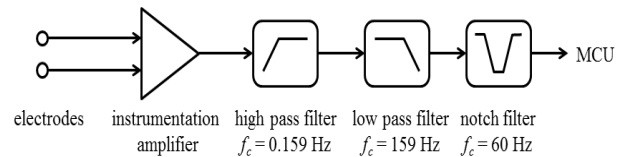


Figure 6: Block diagram of the ECG sensor

ECG 센서의 ECG 신호 수신과 전력소모를 측정하기 위한 측정셋업은 Figure 7과 같다. ECG 시뮬레이터가 ECG 신호를 모사하면, SoB 중 ECG 센서부만 전원을 인가하여 ECG 센서의 출력을 오실로스코프로부터 정상적으로 표시되는지 살펴보고 그 때 ECG 센서부의 입력 전류와 전압을 측정하였다. 전원공급기를 통하여 ECG 센서에 전달하는 전류는 0.3 ~ 0.4 mA이고 전압은 3 V로 약 1 mW의 전력을 ECG 센서에서 소모한다.

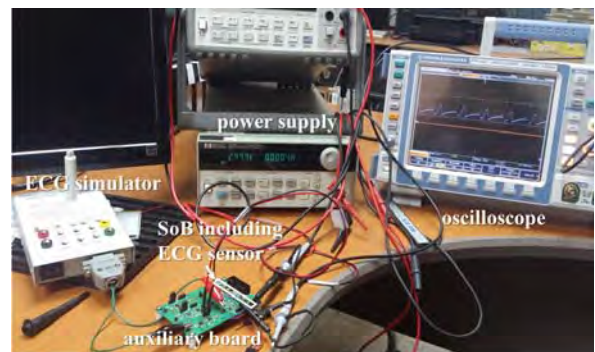


Figure 7: Experiment setup for the ECG sensing and the power consumption

한편, Murata사의 NCP 시리즈 부품을 이용하여 인체삽입형 장치 내부의 온도를 측정하고, 전압분배회로를 이용하여 2차전지의 전압 레벨을 측정한다.

3.2 무선통신 및 제어부

Figure 8은 SoB의 블록 다이어그램이다. 그림에서와 같이 ECG, 온도, 배터리 전압 센서들로부터의 아날로그 출력들은 MCU의 ADC 포트들로 입력된 후 디지털 신호로 변환된다. MCU는 입력받은 센싱 데이터들을 처리하고 저장하는 역할을 한다. 또한, MCU는 SPI (serial peripheral interface bus) 프로토콜을 이용하여 각종 센서를 비롯하여 MCU를 제어한다. MCU와 RF 송수신기는 각각 TI사의 MSP430과 Microsemi사의 ZL70102가 사용하였다. MCU를 선택함에 있어 저전력 소모가 최대 고려사항이었다.

다음으로 디지털 데이터는 베이스스테이션으로 RF 링크를 통하여 무선으로 전달되어야 한다. 다양한 주파수 대역 중에서 MedRadio 주파수 대역은 미국연방통신위원회 (FCC; Federal Communications Commission)에서 인체삽입형 의료장치의 데이터 전송을 위하여 401 ~ 406 MHz으로 지정한 주파수 대역이다[14]. 사용한 ZL70102 RF 송수신기는 MedRadio 주파수 대역에서 무선통신을 위하여 사용되고, 송수신기가 슬립모드 (sleep mode)에 있는 경우 활성모드 (active mode)로 기동시키기 위하여 추가적으로 2.45 GHz 대역이 사용된다. 따라서, Figure 8에서 보는 것과 같이 각 대역의 안테나가 필요하다. 2.45 GHz 대역의 안테나로는 상용 칩안테나를 사용하였으며, MedRadio 대역 안테나는 상용 안테나를 구하기 어려워 인쇄기판형 안테나를 직접 설계하여 사용하였다.

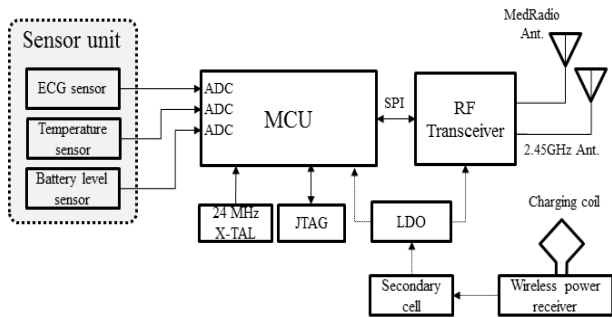


Figure 8: Block diagram of the SoB

인체삽입형 장치는 제한된 배터리 용량으로 동작하기 때문에, 저전력 소모가 가장 중요한 요소이다. 전력소모를 측정하기 위해, Figure 9와 같이 RF 송수신기가 활성모드인 경우와 슬립모드인 경우 2차전지가 공급하는 DC전류를 측정하였다. 2차전지의 DC 공급전압이 3.0 V이기 때문에 전력소모는 활성모드와 슬립모드에서 각각 18.82 mW와 0.09 mW으로 예측할 수 있다. 따라서 200 mAh 용량의 2차전지로 ECG 신호를 연속적으로 모니터링한다면 한번 충전으로 약 32시간 (= 200 mAh / 6.27 mA) 동작할 수 있다. 활성모드와 슬립모드의 동작시간을 적절하게 배분하면 한번의 충

전으로 충분히 긴 시간 센서를 동작시킬 수 있다.

인체삽입형 장치의 또 다른 성능척도는 최대 통신도달거리이다. Figure 10와 같이 책상위에 임플란트 장치와 베이스스테이션을 놓고 측정한 최대 통신거리는 4.2 m이다.

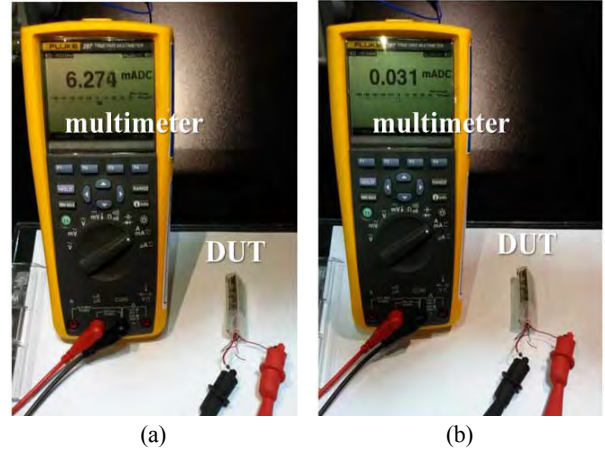


Figure 9: Experiments for measuring the power consumption

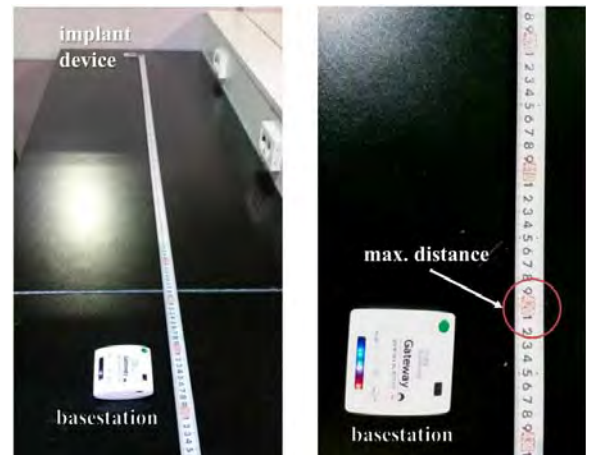


Figure 10: Experiments for measuring the maximum communication range on a desk

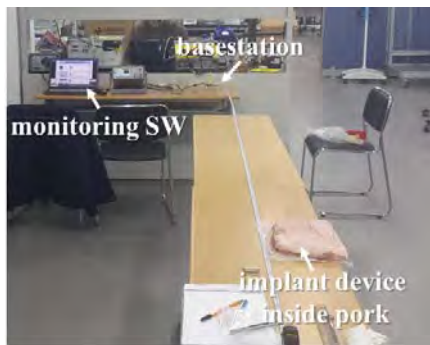
하지만, 인체삽입형 장치는 인체내에 위치하기 때문에 인체와 유사한 전기적 특성을 갖는 매질에서 최대 통신거리 측정이 필요하다. Figure 11에서와 같이 인체삽입형 장치를 400 MHz 팬텀과 돼지고기 (삼겹살 부위)에 넣어 최대 통신도달 거리 시험도 추가로 실시하였다. 제작한 팬텀의 구체적인 재료비와 주파수 특성은 [15]에서 기술한 것과 동일하며, 돼지고기는 사람과 유사한 조직으로 판단하여 측정에 사용하였다. 시험결과 인체모사물질인 팬텀과 돼지고기의 피부층에 인체삽입형 장치를 넣은 경우 베이스스테이션과 각각 2.4 m와 2.8 m 의 최대통신거리가 측정되었다. 이와 같이 통신도달거리가 다른 이유는 인체삽입형 센서를 팬텀에 넣은 경우 공기밖으로 나가기 전 팬텀의 두께가 약 5 cm 정도인 반면, 돼지고기에 넣은 경우는 돼지피부층의 두께가 약 3 cm 정도이어서, 전파전력이 공기중으로 방사

되기전 각 매질에서의 손실에 의한 감쇠가 다르기 때문으로 판단된다. 그러나 본 시험을 통하여 인체삽입형 장치가 체내에 이식되더라도 베이스스테이션이 2.4~2.8 m내의 거리에 있으면 생체신호를 무선으로 전달하는 것이 가능하다는 의미이다.

추가적으로, 임플란트 장치에서 베이스스테이션으로의 데이터 전송속도 (data rate)를 측정하였다. Figure 12에서 보는 것과 같이 최대 127 kbps 전송속도를 가진다. ECG 신호의 대역폭이 160 Hz이기 때문에 127 kbps는 ECG 모니터링에 충분한 전송속도라 판단할 수 있다[16].



(a)



(b)

Figure 11: Experiment setup for measuring the maximum communication range when the implant device is (a) in the phantom and (b) in pork

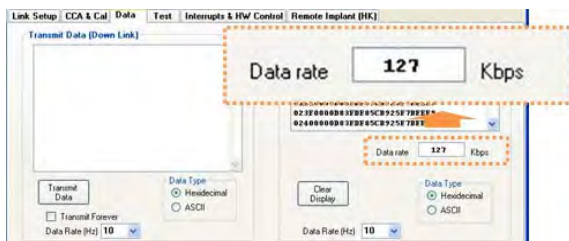


Figure 12: Maximum data rate test result

3.3 무선전력전송 수신부

무선전력전송 수신부의 전체 구성도는 Figure 13과 같다. 외부의 13.56 MHz 주파수의 전력을 수신코일로부터 수신하여 무선전력전송 수신부에 DC 전력으로 변환하여 2차전지를 충전시킨다. 송신 및 수신 코일들은 동작주파수인 13.56 MHz에서 최대의 품질계수를 가지도록 두 개

층 각 한번의 턴으로 총 두 개턴 구조로 설계되었다. L형 매칭회로는 2가지의 기능을 가지고 있다. 먼저, 시스템을 동작주파수에서 공진시키는 기능을 하고, 수신코일의 임피던스를 전파정류기의 입력 임피던스로 변환시키는 기능을 수행한다.

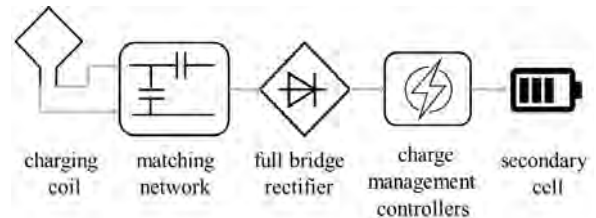


Figure 13: Block diagram of the wireless power transfer receiving unit

인체삽입형 장치는 피하지방층에 삽입되고, 충전 시 송신코일은 피부층 바로 위에 위치하기 때문에, 최대 무선전력전송 거리는 약 20 mm에 불과하다. 따라서 우리는 매칭회로를 20 mm 거리에서 최대의 전력전송효율 (PTE; power transfer efficiency)을 가지도록 설계하였다.

AC전력을 DC전력으로 변환하는 전파정류기는 Avago사의 HSMS2828으로 구현하였고, Microchip사의 MCP73831 선형 충전제어기 (linear charge management controller)를 이용하여 2차전지를 충전 및 제어하고, LED를 통하여 충전상태를 살펴볼 수 있도록 하였다.

일반적으로 생체조직은 자성을 띠지 않기 때문에 무선전력전송을 인체 외부에서 내부로 한다고 해도 자기장이나 전력전송효율에 직접적인 영향을 끼치기 어렵다. 그럼에도 불구하고 우리는 Figure 14와 같이 돼지고기를 이용하여 무선충전 실험을 수행하였다. LED 점등여부를 이용하여 무선충전이 정상적으로 동작하는지 확인하였다. 정확한 충전전력과 전력전송효율을 측정하기 위해, Figure 15와 같이 충전제어기의 출력 전압 및 전류를 측정하였다. 20 mm 거리에서 충전전력은 75.66 mW (= 19.767 mA × 3.8257 V)이다. 충전효율을 측정하기 위해 충전소스로 사용한 함수발생기의 최대가용전력은 250 mW이기 때문에, 최종 전력전송효율은 30.26%이다. 일반적으로 전력전송효율과 수신코일의 크기는 비례관계에 있기 때문에 수신코일이 크면 클수록 전력전송효율이 증가한다.



Figure 14: Wireless charging test in pork at distances of (a) 10 mm and (b) 20 mm

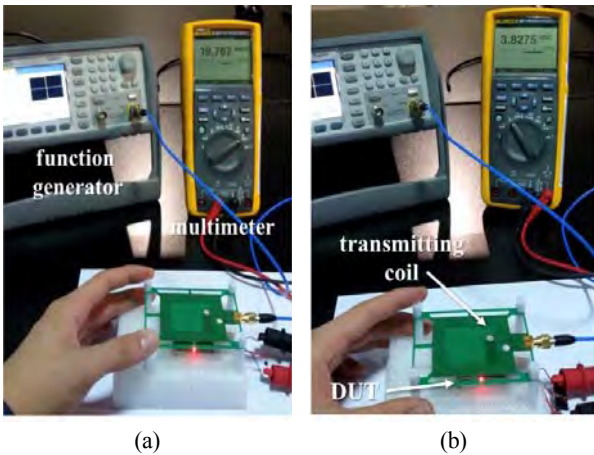


Figure 15: Measurement setup for (a) charging current and (b) voltage of the secondary cell

4. 결 론

본 논문에서는 원격의료의를 위해 인체내에 삽입하여 사람의 ECG 신호를 모니터링하는 시스템 중 인체삽입형 장치의 개발과정 및 성능평가 결과에 대하여 설명하였다. 개발한 인체삽입형 장치는 ECG 시뮬레이터를 이용하여 ECG 센서부가 ECG 신호를 정상적으로 센싱하는지 확인하였고, ECG 신호를 센싱하는 동안 1 mW의 저전력 소모 특성을 보였다. 한편, MedRadio 대역을 통한 무선통신시스템은 공기 중에서는 4.2 m의 통신도달거리를 보였으나, 인체삽입형 센서를 팬텀과 돼지피하층에 삽입한 경우에는 약 2.4 ~ 2.8 m의 통신도달거리를 보였다. 이때 최대 데이터 전송속도는 127 kbps 임을 확인하였다. 한편, 인체삽입형 장치의 전체 SoB가 활성모드인 경우 충전력 소모는 18.82 mW로 저전력 소모 특성을 보였다.

무선전력전송은 돼지고기를 이용하여 동작여부를 확인하였고, 무선충전 시 충전제어기가 배터리를 충전하는 전압 및 전류를 측정하여 약 30%의 무선전력전송 효율을 보였다.

인체삽입형 장치는 전자회로만으로 동작하는 것이 아니라 동작환경의 특성 상 소재와 각 구성요소들간 결합이 중요한 시스템이다. 본 논문에서는 전자회로를 중심으로 그 특성 및 개발과정에 대해 살펴보고, 추후 제출할 논문에서 통신용 안테나 및 코일 설계 기법, 패키징, 및 열분석과 같은 시스템 통합 측면에서 살펴보도록 한다.

후 기

이 논문은 2017학년도 한국해양대학교 신진교수정착연구사업 신진교수정착연구비의 지원을 받아 수행된 연구임.

References

[1] D. Yamamoto, S. Nakata, K. Kanao, T. Arie, S. Akita, and K. Takei, "All-printed, planar-type multi-functional wearable flexible patch integrated with ac-

celeration, temperature, and ECG sensors," 2017 IEEE 30th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), 2017.

[2] K. Zheng, S. Chen, L. Zhu, J. Zhao, and X. Guo, "Large area solution processed poly (Dimethyl siloxane)-based thin film sensor patch for wearable electrocardiogram detection," IEEE Electron Device Letters, vol. 39, no. 3, pp. 424-427, 2018.

[3] J. Y. Lucisano, T. L. Routh, J. T. Lin, and D. A. Gough, "Glucose monitoring in individuals with diabetes using a long-term implanted sensor/telemetry system and model," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 64, no. 9, pp. 1982-1993, 2017.

[4] A. Yakovlev, S. Kim, and A. Poon, "Implantable biomedical devices: Wireless powering and communication," IEEE Communications Magazine, vol. 50, no. 4, pp. 152-159, 2012.

[5] J. H. Lee, "Human implantable arrhythmia monitoring sensor with wireless power and data transmission technique," Austin Journal of Biosensors & Bioelectronics, vol. 1, no. 2, 2015.

[6] J. H. Lee, "Miniaturized human insertable cardiac monitoring system with wireless power transmission technique," Journal of Sensors, vol. 2016, 2016.

[7] J. S. Ho, A. J. Yeh, E. Neofytou, S. Kim, Y. Tanabe, B. Patlolla, R. E. Beygui, and A. S. Y. Poon, "Wireless power transfer to deep-tissue microimplants," Proceedings of the National Academy of Sciences, vol. 111, no. 22, pp. 7974-7979, 2014.

[8] S. Kim, J. S. Ho, L. Y. Chen, and A. S. Y. Poon, "Wireless power transfer to a cardiac implant," Applied Physics Letters, vol. 101, no. 7, 2012.

[9] Q. Xu, D. Hu, B. Duan, and J. He, "A fully implantable stimulator with wireless power and data transmission for experimental investigation of epidural spinal cord stimulation," IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 23, no. 4, pp. 683-692, 2015.

[10] R. Karuppuswamy, K. Arumugam, and S. Priya M. "Folded architecture for digital gammatone filter used in speech processor of cochlear implant," ETRI Journal, vol. 35, no. 4, pp. 697-705, 2013.

[11] Y. Zhao, M. Nandra, C. C. Yu, and Y. C. Tai, "High performance 3-coil wireless power transfer system for the 512-electrode epiretinal prosthesis," 2012 IEEE Annual International Conference Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012.

[12] T. Sun, X. Xie, and Z. Wang, Wireless Power

Transfer for Medical Microsystems, Springer, 2013.

- [13] John G. Webster, Medical Instrumentation: Application and Design, 4th edition, Wiley, 2009.
- [14] Medical Device Radiocommunications Service (MedRadio), <https://www.fcc.gov/>, Accessed September 27, 2017.
- [15] J. H. Lee and D. W. Seo, "Design of miniaturized and bandwidth enhanced implantable antenna on dielectric/ferrite substrate for wireless biotelemetry," IEICE Transactions on Communications, vol. E100-B, no. 2, pp. 227-233, 2017.
- [16] J. Gomez-Clapers and R. Casanella, "Wireless ECG and heart rate monitoring using dual ground dry electrodes," 17th Symposium IMEKO TC 4, 3rd Symposium IMEKO TC 19 and 15th IWADC Workshop Instrumentation for the ICT Era, Kosice, Slovakia, 2010.