

논문 2009-46SC-3-6

IEEE 802.15.4에 기초한 작은 동물을 위한 무선 심전도 감시 시스템

(Wireless Electrocardiogram Monitoring System for Small Animals
Based on IEEE 802.15.4)

김 동 식*, 진 주 연**, 조 미 영**, 남 도 현**

(Dong Sik Kim, Juyoun Jin, Mi-young Jo, and Do-Hyun Nam)

요 약

심전도는 심장이 박동할 때 발생하는 전압을 그래프로 기록한 것으로 사람이나 동물의 심장 상태를 알아보기 위해 매우 유용하다. 본 논문에서는 쥐와 같이 작은 동물의 실험용으로 사용이 가능한 심전도 측정 장치를 연구하고 구현하였다. 이는 치료 약물 개발에 있어서 부작용등의 관찰을 위해 매우 유용하다. 사람의 경우보다 매우 빠른 동물의 심전도를 측정하기 위하여 빠른 샘플링 주기와 처리 능력을 가지고 있으며, 일반적인 동물의 활동하는 동안에도 측정이 가능하도록 하기 위하여 몸에 부착이 가능한 초소형 모듈에 IEEE 802.15.4 기반의 무선으로 실시간 모니터링이 가능한 시스템을 구현하였다. 쥐와 같은 작은 동물에 적용하여 성공적으로 심전도를 얻을 수 있었다.

Abstract

Electrocardiogram (ECG) is a graphical record of the voltages generated during the heart beats, and is very useful in observing the status of the heart of the human or animals. In this paper, an ECG monitoring system is developed for the small animals, such as the rat. This system is very useful in monitoring the side effect of drugs. Since small animals have faster heart rate than the human case, the monitoring system has a faster sampling frequency and processing speed. Furthermore, for a realtime monitoring of the small moving animals, the system is composed of a small wireless ECG module, which is based on the IEEE 802.15.4 wireless physical layer. The developed wireless ECG system can successfully monitor the ECG of small animals, such as the rat.

Keywords: 심전도(ECG), IEEE 802.15.4

I. 서 론

심장의 근육은 수축과 이완을 규칙적으로 반복할 때

평생회원, 한국외국어대학교 전자정보공학부
(Department of Electronics and Information
Engineering, Hankuk University of Foreign
Studies)

** 학생회원, ** 정회원, 성균관대학교 의과대학
삼성서울병원 신경외과
(Department of Neurosurgery, Samsung Medical
Center Sungkyunkwan University School of
Medicine)

※ 본 논문은 2009년도 한국외국어대학교 학술연구비
지원에 의하여 연구되었음.

접수일자: 2008년12월3일, 수정완료일: 2009년5월7일

마다 미약한 전압을 발생하는데, 심전도(ECG, electrocardiogram)는 이러한 전압을 측정하여 시간에 대한 연속적인 파형으로 나타낸 것이다^[1]. 심장의 운동은 먼저 심장내에서 최초로 동결절이 흥분하게 되고 자극전도계의 경로를 거쳐서 심실근의 말초까지 전기적 흥분이 전도되는데 이 과정에서 동결절의 흥분은 전기적으로 매우 작기 때문에 심전도에서 파형으로써 나오지 않는다. 따라서 심전도에 나타나는 최초의 파는 심방수축에 의한 P파이며 심방에서 방실결합부를 통과하여 심실이 흥분하면 심전도에서 제일 큰 파인 QRS파가 그려지고 뒤이어 T파가 그려진다. 따라서 전형적인 심전도 파형은 심방의 수축으로 인한 P파와 심실의 작용

으로 인한 Q, R, S, T 파로서 3개의 상향의 파형(P파, R파, T파)과 2개의 하향의 파형(Q파, S파)으로 구성된다. 심전도는 심장의 상태를 신속하게 관찰할 수가 있으므로 특히 사람에게 어떤 원인으로 일어난 심근이상, 부정맥 그리고 심근경색 등과 같은 심장관련 질병을 진단하는데 기본적으로 쓰이고 있으며 근래에는 동물 실험에서도 심전도를 유용하게 이용할 수 있다. 즉 심질환에 관련된 유전자 연구 및 치료약물 개발에 있어서 쥐와 같은 작은 동물을 다양하게 이용하고 있으므로, 심질환의 연구에 있어서 연속적이고 장시간의 심전도를 측정하고 관찰할 수 있는 작은 동물을 위한 장치가 요구되고 있는 실정이다.

사람의 심전도 측정은 심전계(electrocardiograph)라는 장비를 사용하여 이루어지는데, 일반 성인의 경우 맥박 수는 분당 60-100회 정도이다. 그러나 작은 동물일수록 맥박 수가 올라가서 쥐(mouse(20-30g)) 또는 rat(150-300g))의 경우는 일반 성인보다 약 5배 정도 높은 300-500회 정도가 된다. 따라서 쥐의 심전도를 측정하기 위해서는 동물용 특수 심전계를 사용해야 한다. 그러나 쥐의 경우 상대적으로 심전계의 부피가 워낙 크므로 심전도 측정을 위해서는 쥐를 마취시켜서 움직이지 못하도록 고정을 시키는데, 이러한 경우 마취를 위한 약물로 인하여 맥박 수가 정상보다 내려가게 되는 등, 정확한 심전도 측정이 힘들다. 더욱이 통상적으로 활동하는 동안의 심전도를 측정하는 것은 매우 힘들다. 따라서 마취와 같은 인위적인 과정을 거치지 않고 쥐와 같은 동물의 심전도를 측정하기 위해서는 작은 쥐에 부착이나 이식이 가능하도록 초소형의 모듈 형태를 가져야 하며 무선으로 언제든지 관련 데이터의 실시간 송수신이 가능하고, 동시에 인체용보다 5배 이상의 샘플링 속도를 가지는 고속 측정 시스템이 필요하다.

기존의 사람용 심전계는 크기가 크고 휴대가 용이하지 않아 사람의 심전도를 측정하기 위해서는 장비를 보유하고 있는 병원으로 가야하며 측정하는 동안에는 측정을 받는 사람은 활동에 크게 제약을 받는다. 따라서 사람이 일반적인 활동 중에 심전도를 측정하기 위하여 개발된 것이 홀터(Holter) 모니터이다. 이는 휴대가 가능하여 사람 몸에 부착하여 24시간 또는 그 이상의 시간 동안의 심전도 기록이 가능하다. 이러한 홀터 모니터를 일상생활에서 착용하고 다니면서 심전도를 저장했다가 다시 병원으로 가서 그 기록을 분석하여 심장의 이상 유무를 확인한다. 그러나 홀터 모니터는 고가이며

실시간으로 심장의 상태를 관찰해야 하는 환자에게는 적합하지 않다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 최근에는 무선으로 실시간 심전도를 관찰할 수 있게 하는 장비들의 개발이 활발히 진행되고 있다^[2-4]. 이는 유비쿼터스 헬스(u-health)라는 관점에서 저가격의 다기능 센서 노드로 구성된 무선 의료용 센서 시스템의 연구 개발의 필요성과 함께 각광 받는 분야로 떠오르고 있다.

본 논문에서는 참고문헌 [2~4]에서 언급한 사람의 심전도 측정뿐만 아니라 쥐와 같은 동물의 심전도를, 동물이 일반적인 활동 상태에서도 측정이 가능한, 무선 심전도 측정 시스템을 구현하였다^[5-6]. 이는 의학이나 생물학에서의 동물 실험을 위하여 중요한 역할을 할 것이다. 참고문헌 [5]에서 개발된 동물실험용은 일반 무선 통신 기술을 사용한 반면, 본 심전계에서는, 3단자에서 측정된 파형을 무선으로 전송하기 위하여 ZigBee의 물리 계층인 IEEE 802.15.4 무선 기술을 이용하였다. 이러한 무선 기술은 근거리 통신과 유비쿼터스 컴퓨팅을 위한 기술로 초소형, 저 전력 무선 시스템을 실현할 수 있으며 동시에 여러 마리의 동물로부터의 실시간 심전도 데이터의 전송을 가능하게 해준다. 또한 동물들이 실제 움직이는 동안의 심전도 기록을 획득하기 위해 이 모듈을 부착시키거나 몸 안에 삽입하여 자유롭게 운동이 가능하도록 초소형의 모듈 형태로 구현하였다. 본 논문에서 개발한 심전계의 특징을 정리하면 다음과 같다.

- 건전지로 작동하는 단일 전원 저 소비 전력 시스템
- 작은 동물을 위한 초소형 모듈
- 맥박 수가 빠른 동물을 위한 고속 시스템
- 저가의 시스템

실시간으로 전송되는 심전도 데이터는 윈도우 기반의 컴퓨터로 수신이 되어, 디지털 신호 처리 기법에 의하여 잡음 등이 제거되고 시간에 대한 신호로 표시가 된다. 또한 기존 연구^[6]에서의 표본 주파수는 2,000Hz 이었으나, 본 연구에서는 이를 다시 두 배정도 올려서 4,094Hz의 고속으로 심전도 측정이 가능하도록 하였다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 제 II장에서는 본 심전도 측정시스템의 전체적인 구성과 하드웨어 측면에서의 각 부분의 상세한 작동 원리를, 제 III장에서는 모듈과 컴퓨터에서의 각 프로그램에 대하여 논하였다. 제 IV장에는 본 심전계 모듈을 쥐에 대하여 실험한 결과를 소개하였으며, 마지막 장에서는 본 논문에 대한 결론과 앞으로 연구할 방향에 대하여 언급하였다.

II. 동물용 초소형 심전도 측정 시스템

개발한 심전도 측정 시스템은 그림 1에서 보는 바와 같이 무선 심전계 모듈과 컴퓨터 제어부로 구성 되어있는데, 먼저 전체적인 구성과 작동 원리에 대하여 설명하면 다음과 같다. 무선 심전계 모듈의 구성은, 동물로부터 심장의 전기적 신호의 검출 및 증폭을 위한 생체 신호증폭기(bio amp), 즉 계측부(instrument), 아날로그 신호의 디지털 변환을 위한 AD 변환기와 간단한 신호 처리 및 제어를 위한 프로세서로 구성된 제어부, 무선 전송을 위한 무선 송수신부로 되어 있다(그림 1 참조).

이러한 무선 심전계 모듈의 작동 원리를 간단히 정리하면 다음과 같다. 동물의 몸체에 부착된 2개의 단자인 LA(left arm)와 RA(right arm)에서 오는 약한 전기적 신호를 계측부의 계측증폭기가 증폭을 시킨다. 이때 60Hz의 전원 잡음 등에 최대한 영향을 덜 받도록 하기 위해 RLD(right leg drive) 단자를 연결한다. 증폭된 심전도 신호는 MCU(micro processor unit)에 내장된 AD 변환기에 의해서 디지털 신호로 변환되고 패킷 단위의 데이터로 구성된다. 이러한 데이터는 직렬 통신 인터페이스를 통하여 ZigBee를 지원하는 RF 소자에 입력되고 무선으로 전송된다. 무선으로 전송된 심전도 데이터는 컴퓨터 제어부의 무선 송수신부로 수신되고 윈도우 기반의 일반 컴퓨터에 심전도를 도시한다. 아울러 컴퓨터 제어부는 심전도를 분석하여 평균 맥박 수, 부정맥 등에 관한 정보를 추출해낸다.

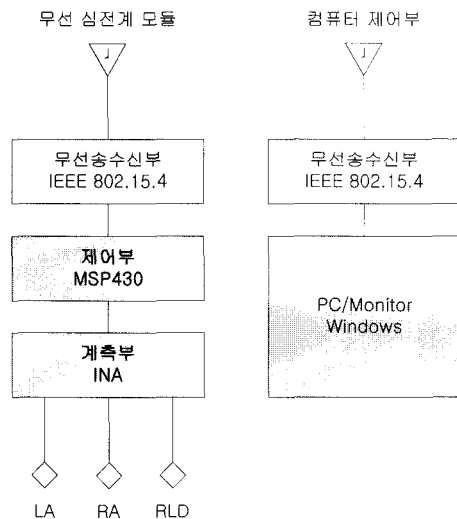


그림 1. 심전도 측정 시스템 구성도(3단자 시스템)
Fig. 1. Electrocardiogram monitoring system (3-lead system).

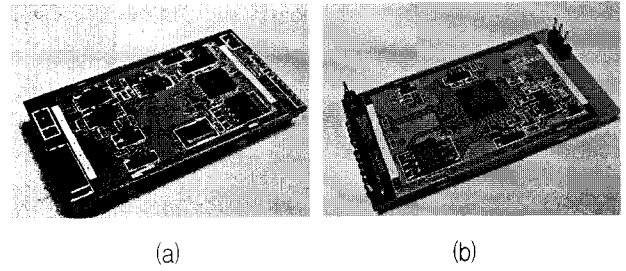


그림 2. 제작된 무선 심전계 모듈 (a) 모듈의 윗면(계측부와 제어부) (b) 모듈의 아랫면(무선송수신부)
Fig. 2. Designed wireless ECG module (a) Top part of the module (Instrumentation and control parts) (b) Bottom part of the module (RF transceiver part)

그림 2에는 본 논문에서 구현한 무선 심전계 모듈을 소개하였다. 쥐와 같이 작은 동물의 몸에 부착시켜 심전도를 측정하기 위해 41x23mm 크기의 초소형으로 설계, 제작하였다. 그림 2(a)는 윗면으로 계측부와 제어부가 있으며 왼쪽에 무선 송수신을 위한 2.4GHz 용 안테나가 있다. 그림 2(b)는 아랫면인데 무선송수신부가 있다. 다음 절부터 이러한 심전계 모듈의 각 부분에 대하여 자세히 설명을 하였다.

1. 계측부: 심전도 신호 검출 및 증폭

계측부는 모듈 윗면(그림 2(a))의 좌측에 위치하고 있는데, 특별히 건전지 사용을 위하여 회로는 3.0V인 단일 전원에 저전압으로 구동되도록 설계하였다. 이를 위하여 rail-to-rail I/O 형태의 증폭기들을 사용하였다. 인체나 동물로부터의 전기적 신호 검출을 위한 2개의 전극으로부터 전달되는 심전도의 전기 신호는 보통 1mVpp의 미약한 전위차를 가지고 있다. 이러한 두 단자 간의 미약한 신호의 전위차를 측정하기 위해서 차동 입력을 가지는 차동 증폭기가 필요한데, 이중에서, CMRR(common mode rejection ratio)이 우수한 계측증폭기(instrumentation amplifier)를 사용하였다. 본 논문에서는 TI의 INA326을 사용하였다^[7]. 이 계측증폭기는 정지 시 소비전력이 2.4mA로 매우 낮다. 또한 전극과 회로 간에 연결된 전선으로 유입되는 60Hz 등의 잡음을 최대한 줄이기 위하여 전위 인가 단자에 기준 전압을 인체나 동물에 인가할 필요가 있는데^[8], 이를 위해 2개의 연산증폭기(operational amplifier)를 사용하였다. 그러나 건전지를 사용하여 검출부에만 접지를 사용하는 회로의 경우 이러한 가이드(guard) 단자를 사용하지 않을 수도 있는데, 이때는 보다 작은 모듈 구성이 가능할

것이다. 계측증폭기의 출력은 아날로그 적분기를 거쳐 다시 계측증폭기의 입력으로 인가시키는데, 이는 미약한 신호의 증폭을 위해 DC 성분을 제거하기 위한 것으로, 움직이는 심전도의 전기 신호의 평균이 기준 전압이 되도록 해준다. 이 적분기의 시정수를 조정하여 측정 단자와 인체간의 저항의 변화에 따른 심전도의 중앙 복귀 시간을 회로적으로 조정하였다. 시정수를 작게 하면 복귀 시간이 매우 빠르지만 심전도 파형에서 느리게 변화하는 부분에 왜곡을 줄 수 있다. 일반적으로 이러한 역할을 하는 계측증폭기의 증폭도는 낮게 잡으므로, 본 장치에서는, 계측증폭기의 증폭도를 약 5정도가 되게 해서, 1mVpp인 입력 신호가 5mVpp가 되며 마지막으로 종단 연산증폭기에서 이러한 신호를 약 200배 더 증폭시켜서 1Vpp의 신호로 만들어준다. 즉 전체적으로 계측부에서는 1000배의 증폭을 수행한다. 이렇게 증폭된 신호의 평균은 기준 전압인 1.5V가 되며, 이때 종단 연산증폭기는 anti-aliasing 역할을 하는 일종의 저대역 통과 필터 역할도 하는데 -3dB 대역폭은 약 180Hz가 된다. 이렇게 증폭되고 필터링된 신호는 AD 변환기로 입력된다.

2. 제어부: AD 변환 및 제어

제어부는 모듈 윗면(그림 2(a))의 우측에 위치하고 있으며, 심전도 기록 저장을 위하여 별도의 EEPROM을 연결하였다. 사용된 EEPROM의 크기는 512kbit로 심전도 신호를 4,096Hz로 샘플링을 할 경우 약 8초의 심전도 데이터를 저장할 수 있다. 계측부에서 출력된 심전도 신호는 MCU의 AD 변환기로 입력된다. 일반적으로 QRS complex에서 온전한 R 파형을 얻기 위해서는 사람의 경우 최소한 200Hz의 표본주파수가 요구된다. 본 논문에서의 AD 변환기 resolution은 10bit이며, 샘플링 주파수는 사람의 경우는 그 주기를 512Hz로, 동물의 경우는 사람의 경우보다 8배 빠른 4,096Hz로 하였다. 각 표본은 2byte에 해당되며 이러한 데이터는 MCU의 DTC(data transfer controller)에 의하여 메모리의 일정 영역에 순차적으로 저장된다. 정해진 개수의 데이터가 모이면 패킷 단위의 무선 전송을 위하여 sequence count 등이 포함된 헤더 등을 추가하여 IEEE 802.15.4의 물리층을 가지고 있는 무선송수신부로 전송한다. 이때 직렬통신포트(UART)를 사용하는데 속도는 115.2kbps이다. MCU의 주 클럭은 2MHz의 주파수를 가지는데 모듈의 소형화를 위하여 내부의 발진기를 이

용하며, 정확한 시간이 요구되는 샘플링 주파수는 32.768kHz의 수정진동자로 발진시킨 보조 클럭을 통하여 만든다. 본 논문에서 사용한 MCU는 3.0V의 전원에서 300uA의 매우 낮은 동작 전류를 가지는 것으로 TI의 MSP430 계열의 것을 사용하였다^[7].

3. 무선송수신부: IEEE 802.15.4기반 무선 송수신

MCU에서 디지털 신호화된 심전도 데이터는 일정한 패킷 단위로 모아서 직렬통신포트를 통하여 무선송수신부로 보낸다. 무선송수신부는, RF 소자, 수정진동자, 기억장치, 안테나 등으로 구성되어있는데, RF 소자와 기억장치는 그림 2(b)에서 보는 바와 같이 모듈 아랫면에 위치하고 있으며, 수정진동자와 안테나는 그림 2(a)에서 보는 바와 같이 모듈 윗면에 있다. 본 논문에서는 Radiopulse의 Mango(MG2400)라는 RF 소자를 사용하였는데^[9], 이 소자는, IEEE 802.15.4의 물리층을 가지고 패킷 단위의 데이터를 전송한다. 또한 내부에는 Intel사의 8051기반의 MCU가 있어서 MAC 프로토콜을 포함한 ZigBee의 모든 스택이 올라간다. 안테나는 소형으로 쥐에 장착하기에 용의하도록 하였다. 무선 송수신거리는 본 목적의 경우 실내에서 10미터 내외가 되므로 특별히 수신단에 별도의 LNA(low noise amplifier)나 송신단에 파워앰프를 추가하지 않았다.

III. 심전도 도시 및 분석

1. 심전도 파형 도시

디지털로 변환된 심전도 데이터는 제어부의 MCU로부터 무선송수신부의 RF 소자로 전송이 되고 IEEE 802.15.4 무선인터페이스를 통해 원격의 컴퓨터 제어부로 전송된다. 패킷 단위로 수신된 데이터는 샘플링 간격에 맞춰 컴퓨터의 윈도우 화면에 시간에 대한 심전도로 나타낸다. 사람과 같이 느린 심전도인 경우에는 표본 주파수가 512Hz, 쥐와 같이 빠른 심전도인 경우에는 4,094Hz로 샘플링 된 데이터를 컴퓨터 모니터에 도시한다. 도시하기 전에 적절한 저역 및 고역통과 필터와, 실내 주위의 전원으로부터 들어오는 주파수 60Hz 또는 50Hz의 잡음을 제거하기 위한 노치 필터가 필요하다^[10]. 또한 필요에 따라 일정 기간의 심전도 기록을 저장하고 분석하는 기능을 가진다.

그림 3은 심전도 신호를 보기 위해 MFC를 사용하여 구성한 윈도우 프로그램 인터페이스이다. 그림 3에서 A

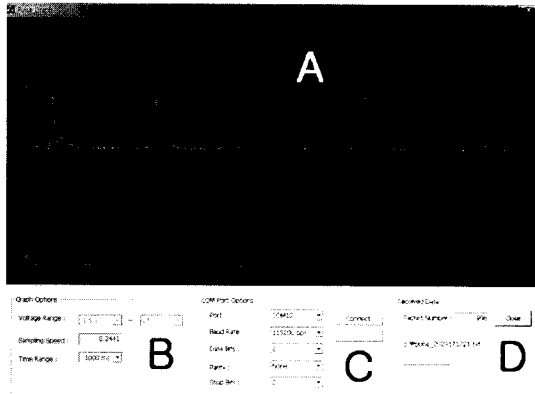


그림 3. 윈도우 기반의 컴퓨터에서 쥐의 심전도 도시 (표본 주파수: 4,096Hz, 0.1sec/DIV)

Fig. 3. Plot of the rat ECG based on Windows. (sampling frequency: 4,096Hz with 0.1sec/DIV)

는 심전도를 도시하는 창이며, B는 샘플링 속도와 시간 및 전압 축 범위를 지정해 주는 부분이고, C는 통신 포트, baud rate, 데이터 비트 등의 무선 모듈과의 통신을 하기 위한 설정 상수를 입력하는 부분이고, D는 패킷 단위로 들어오는 데이터의 sequence count를 나타내고 임의로 데이터를 파일로 저장할 수 있는 기능을 가지고 있는 부분이다. 데이터가 무선으로 전송되는 과정에서 패킷 손실이 발생하면, 심전도 도시를 위한 데이터를 0으로 만들어 주며, 손실이 있었음을 알린다. 하나의 데이터 패킷은 25byte로 구성되어 있는데, start bit을 위한 1byte, address를 위한 1byte, sequence count를 위한 2byte, 10개의 표본을 위한 20byte, 그리고 end bit를 위한 1byte로 구성되어 있다. 즉 한 패킷인 25byte를 보낼 때, 10개의 데이터를 전송하므로 따라서 최소 전송률은 표본 주파수가 4,094Hz이므로, 10,235bytes/sec (=4,094x25/10) 또는 81,880bps가 된다. 여기에 무선으로 전송하면서 필요한 헤더 정보가 IEEE 802.15.4의 MAC 프로토콜에 기초하여 추가된다. 이러한 데이터를 제어부의 MCU는 무선송수신부에 직렬통신으로 전달하므로 이때의 baud rate는 115,200bps를 사용한다.

2. 디지털 필터

측정된 심전도 신호에는 여러 잡음이 존재하는데, 기본적으로는 저역통과필터를 사용하여 고주파 잡음을 제거하여 깨끗한 파형을 얻는다. 이때 샘플링 주파수의 25-50%이하의 컷오프 주파수를 사용하는데, 이는 200-1kHz 정도에 해당한다. 또한 전원으로부터 들어오는 60Hz의 잡음을 제거하기위하여 60Hz 노치필터 또는

컴플터를 사용하는데, 쥐의 심전도 경우처럼 높은 주파수 성분을 가지는 경우에는 이러한 필터가 오히려 파형에 왜곡을 만들게 된다. 따라서 심전도 신호를 측정할 때 이러한 잡음이 근본적으로 들어가지 않도록 주의해야 한다. 또한 파형이 0 volt 중심에 오도록 하기 위하여 0.3Hz 정도의 컷오프 주파수를 가지는 고역통과필터를 사용한다.

IV. 심전도 측정 실험

심전계 모듈의 하드웨어, 펌웨어, 윈도우 프로그램 등의 개발 및 실험을 위하여 그림 4에 소개한 검증 보드를 제작하였는데, 실험을 위한 인터페이스와 프로그래밍을 용이하게 하기 위하여 그림 2의 실제 심전계 모듈 보다는 크기를 크게 하여 제작하였다. 검증 보드 하단의 왼쪽이 계측부이고 하단 우측은 제어부, 상단에는 무선송수신부를 위한 ZigBee 무선 모듈이 있다^[11]. 이 무선 모듈은 실험성능을 높이기 위하여 수신단에 LNA와 송신단에 파워앰프를 각각 별도로 부착하였다. 프로그램 환경은 JTAG으로 디버깅이 가능하고 ISO232C를 통한 일반 컴퓨터와 직렬 통신이 가능하다.

그림 5는 이러한 검증 보드를 사용하여 쥐의 심전도를 측정하는 실험으로, 실험용 동물로는 300g 정도의 수컷 SD rat을 사용하였으며, ketamine(50mg/kg)과 xylazine(5mg/kg)을 복강내 투여하여 마취를 시키는데, 심전도 표준사지 유도법 중 제 II 유도 방식을 이용하였다. 마취된 쥐를 양와위로 눕혀 고정시킨 후 파하주사침형전극을 이용하여 앞다리의 양쪽에 계측증폭기의 두 차동 입력 단자(LA, RA)를 연결하고 왼쪽 뒷다리에 전

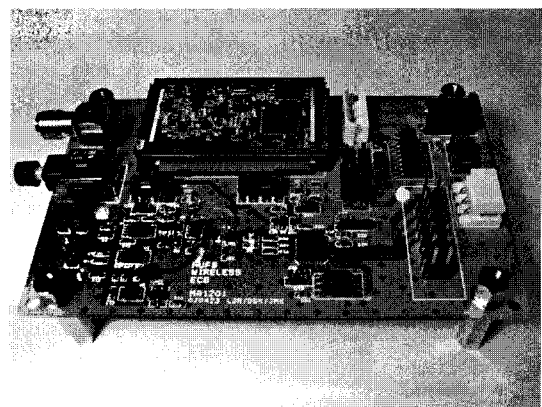


그림 4. 제작한 무선 심전계 모듈의 검증 보드
Fig. 4. Designed evaluation board for the wireless ECG module.

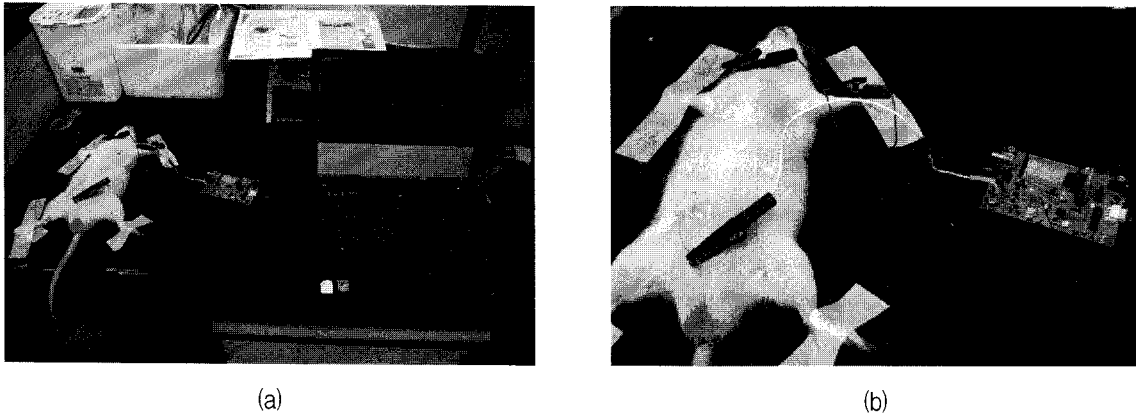


그림 5. 쥐의 심전도 관찰 실험 (a) 실험 중인 쥐와 컴퓨터 (b) 쥐와 검증 보드
 Fig. 5. Monitoring of the rat ECG (a) Rat under the test and the computer (b) Rat and the evaluation board.

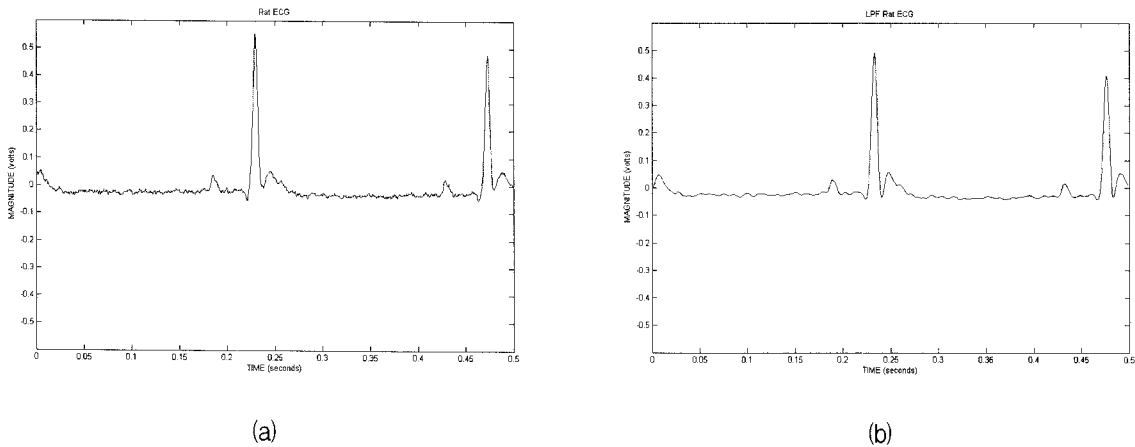


그림 6. 쥐의 심전도(표본 주파수: 4,096Hz, 0.05sec/DIV)
 (a) 원 ECG 신호 (b) 저역필터를 통과한 ECG 신호($f_c = 200\text{Hz}$)
 Fig. 6. ECG curve of the rat (sampling frequency: 4,096Hz, 0.05sec/DIV).
 (a) Original ECG signal (b) Low-pass filtered ECG signal ($f_c = 200\text{Hz}$)

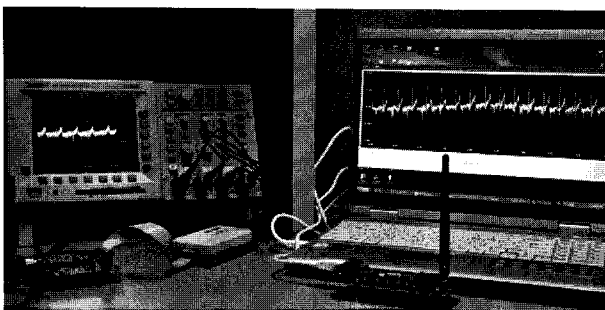


그림 7. 심전도 신호의 무선 전송 및 도시의 예
 Fig. 7. Wireless transmission of the ECG signals.

위 인가 단자(RLD)를 연결한 후 회로와 연결하여 심전도를 측정하였다(그림 5(a)). 그림 6에는 측정된 쥐의 심전도를 도시하였다. 그림 6(a)는 AD변환을 통해 얻은 원신호이며 그림 6(b)는 컷오프 주파수를 200Hz로 설정

한 3차 Butterworth 저역통과 필터로 처리한 결과이다.

그림 7은 전체적인 심전도 시스템의 작동을 묘사하고 있는데, 심전도 신호를 받아 증폭하고 무선으로 전송 후 다시 수신해서 윈도우에 도시하는 실험을 나타내고 있다. 왼쪽의 오실로스코프에는 생체신호증폭기인 계측부에서 검출되고 증폭된 아날로그의 심전도 신호를 도시하고 있으며, 오른쪽의 컴퓨터에서는 수신된 심전도를 도시하고 있다. 그림 8은 본 논문에서 제작한 심전도 시스템으로 IEEE802.15.4를 기반으로 한 무선으로 쥐의 심전도를 측정하는 실험을 나타낸 것으로 그림 6의 결과에서 보듯이 빠른 맥박수를 가지는 쥐의 심전도 관찰이 가능함을 알 수 있었다. 또한 무선을 통하여 성공적으로 실시간의 데이터를 전송할 수 있다는 사실을 확인하였다.

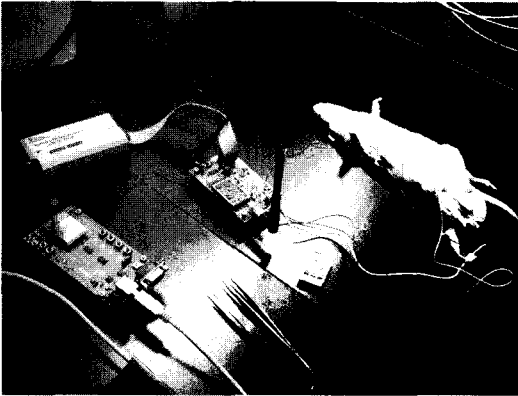


그림 8. 개발된 무선 심전계 모듈을 이용한 쥐의 심전도 신호 관찰 실험(좌측: 컴퓨터와 연결된 무선송수신부, 중앙: 검증 보드, 우측: 실험용 쥐)

Fig. 8. Experiment of the wireless transmission of the rat ECG signals using the developed wireless ECG module (left: RF transceiver part connected with the computer, center: the evaluation board, right: the rate under the test)

VI. 결 론

본 논문에서는 사람과 같이 느린 속도의 심전도만을 측정했던 기존의 무선 심전도 측정 시스템과는 달리 쥐와 같이 빠른 속도의 심전도를 측정할 수 있도록 하여 동물 실험에 사용이 가능한 무선 심전계를 개발하였다. 쥐와 같이 활동 중인 동물의 심전도에 대한 보다 정확하고 신뢰 있는 데이터의 전송을 위하여 초소형이면서 IEEE 802.15.4 기반의 무선기술을 이용하여 데이터의 송수신이 가능하도록 하였다. 앞으로, 컴퓨터에서 받은 심전도 기록을 다각도로 분석할 수 있는 알고리즘의 연구 및 프로그램 작성이 수행될 예정이며, 아울러 약물개발에 있어서 쥐를 사용하여 부작용을 관찰하는 실험 시스템을 구축하여 본 장치의 유용성을 확대할 예정이다.

참 고 문 헌

- [1] M. Raju, "Heart rate and EKG monitoring using the MSP430FG439," *Texas Instruments, SLAA280*, Oct. 2005.
- [2] A. B. Dolgov and R. Zane, "Low-power wireless medical sensor platform," in *Proc. Int. Conf. IEEE Eng. Medicine, Biology Society*, New York City, USA, Aug. 2006.
- [3] T. R. F. Fulford-Jones, G.-Y. Wei, and M.

Welsh, "A portable, low-power, wireless two-lead EKG system," in *Proc. Int. Conf. IEEE Eng. Medicine, Biology Society*, New York City, USA, pp. 2141-2144, Aug. 2006.

- [4] S. A. Taylor and H. Sharif, "Wearable patient monitoring application (ECG) using wireless sensor networks," in *Proc. Int. Conf. IEEE Eng. Medicine, Biology Society*, New York City, USA, pp. 5977-5980, Aug. 2006.
- [5] Telemetry Research, telemetryresearch.com, Jan. 2009.
- [6] 김동식, 이지호, 신권수, 유이진, 최수임, 남도현, "동물 실험을 위한 초소형 고속 무선 심전도 측정 시스템," *대한전자공학회 신호처리합동학술대회 논문집*, 제 20권 1호 2007년.
- [7] Texas Instruments, www.ti.com, Jan. 2009.
- [8] H. W. Ott, *Noise Reduction Techniques in Electronics Systems*, 2nd. ed. New York: John Wiley & Sons, 1988.
- [9] Radiopulse Inc., www.radiopulse.co.kr, Jan. 2009
- [10] A. V. Oppenheim and R. W. Shafer, *Discrete-Time Signal Processing*. New Jersey: Prentice Hall, 1989.
- [11] Automan Inc., www.automan.co.kr, Jan. 2009

저 자 소 개



김 동 식(평생회원)
 1986년 서울대학교 제어계측 공학과 학사 졸업.
 1988년 서울대학교 제어계측 공학과 석사 졸업.
 1994년 서울대학교 제어계측 공학과 박사 졸업.

1998년~1999년 미국 인디애나주 Purdue대학교 ECE 조교수

2000년~현재 한국외국어대학교 전자정보공학부 교수.

<주관심분야 : 신호처리, 영상처리, 계측 및 RF 회로>



조 미 영(정회원)
 2008년 강원대학교 동물자원학과 학사졸업
 2008년~현재 충북대학교 의학과 석사과정 중

<주관심분야 : U-health, 의료기기>



진 주 연(정회원)
 2001년 제주대학교 수의학과 학사졸업
 2003년 제주대학교 수의학과 석사졸업
 2008년 제주대학교 수의학과 박사졸업

2006년~2007년 제주한라대학 임상병리학과 시간강사 (과목: 생화학)

2006년~2008년(주)유라팜 연구개발부 선임연구원

2008년~현재 삼성생명과학연구소 Post Doc.
 <주관심분야 : U-health, 의료기기>



남 도 현(정회원)
 1988년 서울대학교 의학과 학사졸업
 1997년 서울대학교 의학과 석사졸업
 2001년 서울대학교 의학과 박사졸업

1988년~1993년 서울대학교병원 신경외과 인턴 및 전공의

1993년~1996년 육군, 군의관

1996년~1997년 서울대학교병원 신경외과 전임의

1997년~현재 삼성서울 병원 신경외과 전문의

1999년~2003년 성균관대학교 의과대학 조교수

2002년~2004년 Dept of Cancer Biology, MD

Anderson Cancer Center POST-DOC

2003년~2008년 성균관대학교 의과대학 부교수

2009년~현재 성균관대학교 의과대학 교수

<주관심분야 : U-health, 의료기기>