

논문 2014-51-6-31

블루투스-LE 기반 심전도/근전도/맥박 무선 모니터링 회로 및 시스템 구현

(Implementation of a Bluetooth-LE Based Wireless ECG/EMG/PPG Monitoring Circuit and System)

이 옥 준*, 박 형 열*, 신 현 철**

(Ukjun Lee, Hyeongyeol Park, and Hyunchol Shin[Ⓢ])

요 약

본 논문에서는 저전력 블루투스인 블루투스-LE를 기반으로 하여 심전도, 근전도, 맥박 신호의 무선 모니터링 시스템을 설계 및 구현하였다. 심전도와 근전도 신호를 얻기 위한 센서 인터페이스 아날로그 회로부는 상용칩을 이용하여 설계 및 제작하였다. 저전력 블루투스 통신 모듈로는 Texas Instruments에서 제공하는 CC2540DK를 이용하였다. 2개의 CC2540DK를 사용하여 각각 Peripheral과 Central 노드 역할을 하도록 했다. Peripheral은 획득한 아날로그 생체신호를 ADC를 이용해 디지털 신호로 변환한 후 무선으로 Central로 전송하는 역할을 한다. Central은 Peripheral로부터 데이터를 수신한 후 UART 통신을 통해 PC로 전송한다. 전송된 생체신호는 그래픽 사용자 인터페이스를 통해 파형 또는 결과값의 형태로 표시된다. 이와 같은 시스템은 블루투스 4.0기반 무선 생체신호 모니터링 헬스케어 시스템에 적극 활용될 수 있을 것이다.

Abstract

This paper presents a electrocardiogram(ECG), electromyogram(EMG), and Photoplethysmography(PPG) signal wireless monitoring system based on Bluetooth Low Energy (BLE). ECG and EMG sensor interface analog front-end circuits are designed by using off-the-shelf parts. Texas Instruments(TI)'s CC2540DK is used for BLE-based communication. Two CC2540DK modules are used as Peripheral and Central nodes. In peripheral device, vital signals are acquired by the analog front-ends and fed to ADC for analog-to-digital conversion. The peripheral transmits the data through the air to the central device. The central device receive the data and sends them to PC using UART. GUI is designed using Labview for displaying the acquired vital signals. The developed system can be used for future ubiquitous wireless healthcare system based on bluetooth 4.0.

Keywords : Bluetooth Low Energy (BLE), 생체신호, U-healthcare, ECG

I. 서 론

* 학생회원, ** 평생회원, 광운대학교 전파공학과

(Department of Wireless Communications Engineering, Kwangwoon University, Korea)

Ⓢ Corresponding Author(E-mail: hshin@kw.ac.kr)

※ 본 연구는 한국연구재단의 일반연구자지원사업 (2013053025) 및 지식경제부 정보통신산업진흥원의 대학 IT연구센터 지원사업(NIPA-2014-H0301-14-1008)의 연구결과로 수행되었음.

접수일자: 2014년04월07일, 수정일자: 2014년05월21일
수정완료: 2014년05월27일

급속한 노령화와 건강에 대한 관심 증가로 IT 융합 무선 의료 모니터링 기기에 대한 관심이 크게 증가하고 있다. 언제 어디서나 자신의 생체 상태를 측정하고 모니터링 할 수 있는 U-healthcare 서비스 실현을 위해서는 생체 신호 측정기술과 무선통신 기능이 결합된 무선 생체신호 모니터링 시스템 개발이 필수적이다. 이러한

기기들의 무선 전송 표준으로는 대개 블루투스, Zigbee, Wi-Fi 등이 사용된다. 이중에서 블루투스는 다른 전송 계층에 비해 에너지 효율이 높고, 다양한 Application Profile을 제공하며, 다양한 모바일 디바이스와의 폭넓은 호환성을 갖는 이상적인 통신 표준이다. 따라서 최근 개발되는 U-healthcare 기기들은 대부분 블루투스 무선을 기반으로 하고 있다.

블루투스 Special Interest Group(SIG)은 2010년에 기존의 블루투스 Basic Rate(BR) 및 Enhanced data Rate(EDR)보다 전력 소모량을 극소화한 블루투스 Low Energy(BLE)를 도입하고 이를 포함하는 새로운 표준인 블루투스 4.0을 선보였다. 표 1은 기존의 블루투스 BR/EDR과 BLE의 특징을 비교하고 있다^[1].

표 1에서처럼 BLE는 전력소모량을 최대 10분의 1 수준으로 줄여 장기간 배터리 교환 없이도 무선 통신이 가능하다. 이러한 BLE의 특징은 에너지 소비량을 줄이는 것이 중요한 이슈인 U-healthcare 기기에 적합하다 할 수 있다^[2]. 또한 스타-버스(star-bus) 토폴로지를 택해 이론상으로 무한개의 제품과 연결할 수 있어 일상생활에 사용되는 물품에 손쉽게 적용할 수 있게 되었다. 이 밖에도 통신거리의 증가, 낮은 duty cycle 등 에너지 효율을 증가 시키면서 무선접속 기능이 대폭 향상된 것을 볼 수 있다. 이러한 BLE의 특징은 안전성과 편의성이 중요한 U-healthcare 기기에 적합한 기술이다. 또한 블루투스 SIG는 체온계와 심박계 등의 헬스케어 기기들을 위한 응용 프로파일을 제공하여 블루투스4.0을 기반으로 한 U-healthcare 시장은 앞으로 더 확대될 것으로 전망된다.

표 1. 블루투스 BR/EDR과 BLE의 특징 비교
Table 1. Bluetooth BR/EDR and BLE characteristic comparison.

Technology	Bluetooth BR/EDR	Bluetooth low energy
Radio Frequency	2.4GHz	2.4GHz
Range	10 to 100 meters	10 to 100+meters
Power consumption	15-20mW	1.5-2mW
Latency(from non connected state)	100ms	<3ms
Network topology	Scatternet	Star-bus
Nodes/Active Slaves	7/ 16777184	Unlimited

기존의 U-healthcare 시스템 연구들은 주로 블루투스 BR/EDR, Zigbee 모듈을 기반으로 하였다^[3~6]. 따라서 본 논문에서는 U-healthcare 기기에 적합한 BLE를 기반으로 심전도(ECG), 근전도(EMG), 맥박(PPG) 신호의 무선 모니터링 시스템을 설계 하고 구현하고자 하였다. BLE통신을 위해서는 Texas Instrument(TI)사의 CC2540 Development Kit (CC2540DK)를 사용하였으며^[7], 블루투스 프로파일 구현을 위해 모듈을 사용하는 방법 대신 CC2540DK의 8051 MCU 프로그래밍을 통해 블루투스 통신 프로파일을 구현하였다. 또한 ECG, EMG 신호를 얻기 위한 센서 인터페이스 회로를 소형화를 위해 상용칩을 이용하여 설계 제작하였다. 본 논문의 II장에서는 설계한 시스템의 구조를 설명하고, 생체 신호의 획득을 위해 설계한 회로와 BLE 통신을 위해 작성한 구동 소프트웨어에 대해서 기술하였다. 마지막으로 III장에서는 결론을 기술하였다.

II. 설계 및 구현

그림 1은 개발하고자 하는 BLE 기반 ECG, EMG, PPG 신호의 무선 모니터링 시스템의 구성도이다. 2개의 CC2540DK를 사용하여 각각 Peripheral과 Central의 역할을 하도록 했다. Peripheral은 아날로그 생체신호를 검출하고 디지털 신호로 변환하여 무선으로 Central 소자로 전송한다. Central 소자는 수신 받은 데이터를 Universal Asynchronous Receiver Transmitter(UART) 방식을 사용하여 RS-232 포트를 통해 PC로 전송한다. 이러한 PC 기반의 생체신호 무선 전송시스템은 네트워크를 경유하여 더 다양한 U-healthcare 서비스를 제공할 수 있다.

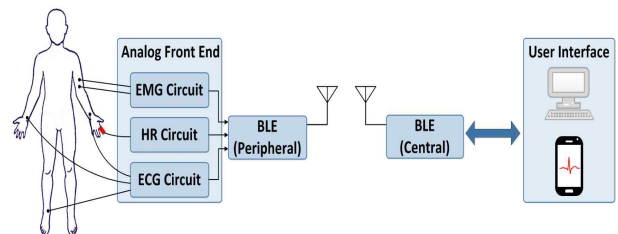


그림 1. BLE 기반 생체신호 모니터링 시스템 전체 구성도
Fig. 1. Bio-signal monitoring system based on Bluetooth LE.

1. 아날로그 회로

그림 2는 ECG 신호를 획득하기 위한 회로도이다. ECG 회로는 크게 Instrumentation Amplifier(IA), Driving Right-Leg(DRL) 회로, Pre-Amplifier, Sallen-Key 저역 통과 필터, Post Amplifier로 구성하였다. IA는 Analog Devices社의 AD620을 사용하였고, DRL 회로에 사용된 Opamp는 Analog Devices社의 OP97을 사용하였다. 나머지 회로의 Opamp는 TI社의 TL084를 사용하였다. 또한 ECG 회로에 사용된 모든 증폭기의 공급 전압은 $\pm 3V$ 를 사용하였다.

양팔에서 얻어진 ECG 신호는 고주파의 간섭을 막기 위해 R_1 과 C_1 으로 이루어진 저역통과필터를 거쳐 IA로 들어가게 된다. R_1 은 $4.7k\Omega$ C_1 은 $1nF$ 을 사용하여 $33.86kHz$ 의 차단 주파수를 갖도록 하였다.

AD620은 $1kHz$ 에서 Common-Mode Rejection Ratio(CMRR)가 $100dB$ 이상이고 입력 전압 노이즈가 $9nV/\sqrt{Hz}$ 이다. 따라서 AD620은 세기가 약한 생체신호의 입력에 주로 쓰인다. AD620의 이득은 다음의 식 (1)로 결정된다. 본 설계에서는 R_G 는 $1k\Omega$ 을 사용하여 50 의 이득을 갖도록 하였다.

$$G = 1 + \frac{49.4k\Omega}{R_G} \quad (1)$$

DRL 회로는 오른손, 왼손 입력의 공통 모드 간섭(Common-Mode Interference)과 DC 오프셋을 제거하기 위하여, 공통 모드 신호의 반전 형태를 피침자의 오른쪽 다리에 공급함으로써 간섭을 상쇄시키는 회로이다 [8]. DRL 회로에 사용된 OP97은 $20\mu V$ 의 낮은 오프셋 전압, $108dB$ 이상의 CMRR을 갖는 고정밀 Opamp이다.

DRL 회로는 공통 모드 전압에 대해서 전압이득 $100(=R_5/R_4=1M\Omega/10k\Omega)$ 을 갖고, $2.34Hz(f_c=1/(2\pi \times R_5 \times C_3) = 1/(2\pi \times 10M\Omega \times 68nF))$ 에서 저역통과 차단 특성을 갖는다.

IA를 통해 증폭된 ECG 신호는 Pre-amplifier를 통해 다시 증폭된다. Pre-amplifier의 입력에는 고역통과필터를 사용하여 IA출력신호의 오프셋 전압을 제거하였다. $1M\Omega$ C_2 와 $4.7\mu F$ R_7 으로 구성된 고역통과필터는 $0.33Hz$ 의 차단주파수를 갖는다. 오프셋을 제거한 신호는 비반전 증폭기를 이용하여 ECG 신호를 증폭시켰고, C_5 를 추가해 저역통과필터의 특성을 갖게 하였다. 비반전 증폭기의 이득은 $11(=1+R_9/R_8=1+330k\Omega/33k\Omega)$ 로 설계하였고, $482Hz(f_c=1/(2\pi \times R_9 \times C_5)=1/(2\pi \times 330k\Omega \times 1nF))$ 의 차단주파수를 갖도록 하였다.

Pre-amplifier를 통해 증폭된 ECG 신호는 Notch filter로 전달된다. 인간의 몸은 상용전원($220V, 60Hz$)에 항상 노출되어 있기 때문에 ECG 신호에 $60Hz$ 의 잡음이 섞이게 된다. 따라서 Notch filter를 사용하여 ECG 신호에 섞여있는 $60Hz$ 의 잡음을 제거하였다. Notch filter는 Twin-T 구조로 설계하였으며 Quality factor(Q)를 높이기 위해 feedback 용도의 Opamp를 추가하여 구성하였다. Notch filter의 차단주파수는 다음의 식 (2)로 결정된다.

$$Notch = \frac{1}{2\pi R_{10} C_7} = \frac{1}{2\pi \cdot 1M \cdot 270p} = 58.95Hz \quad (2)$$

Notch filter를 거친 ECG 신호는 Sallen-Key 저역통과필터의 입력으로 들어간다. 심전도 신호는 일반적으로 $100Hz$ 이하의 주파수 범위를 갖는다. 따라서 저주파

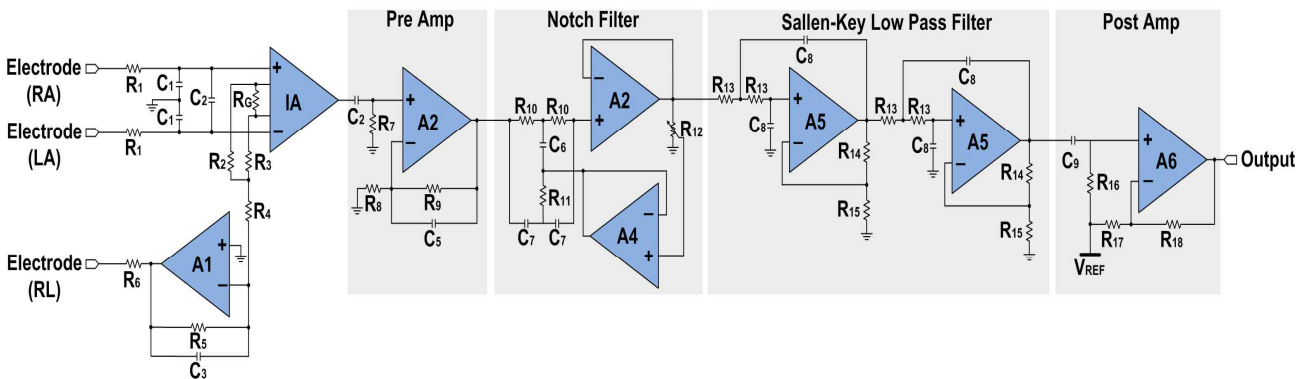


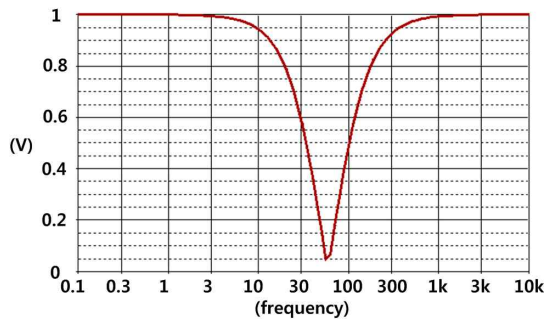
그림 2. ECG 신호 획득 아날로그 회로
Fig. 2. ECG signal acquisition analog circuit.

영역에서 널리 사용되는 능동필터 중 하나인 Sallen-Key 저역통과필터를 사용하여 고주파를 차단시켰다. Sallen-Key 저역통과 필터는 필터의 증폭률에 따라 Q값을 조절할 수 있으며 그 식은 식 (3)과 같다^[9].

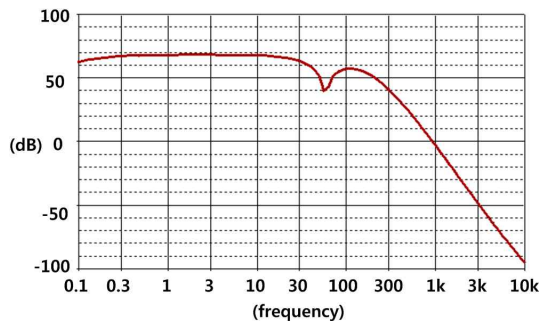
$$G = 1 + \frac{R_{14}}{R_{15}}, Q = \frac{1}{3 - G} \quad (3)$$

또한 Sallen-Key 저역통과필터의 차단주파수는 R_{13} 과 C_8 의 값에 의해 결정되며, 차단주파수가 159 Hz ($f_c = 1/(2\pi \times R_{13} \times C_8) = 1/(2\pi \times 100\text{k}\Omega \times 0.01\mu\text{F})$)가 되게 설계하였다. 이렇게 설계한 Sallen-Key 저역통과필터 2개를 이어 차단주파수에서 신호가 40 dB/decade로 감소되도록 하였다.

Sallen-Key 저역통과필터를 통과한 ECG 신호는 마지막으로 Post-amplifier의 입력으로 들어간다. CC2540DK에 있는 ADC의 입력신호 범위는 0V부터 3V까지이다. 따라서 Post-amplifier에서는 V_{REF} 의 값을 조절하여 ECG 신호의 DC 레벨을 0V에서 3V 사이의 중간 값을 갖도록 하였다. 또한, 이득을 2.5



(a)



(b)

그림 3. 심전도 회로 시뮬레이션 결과: (a)Notch filter AC 시뮬레이션, (b)심전도 회로 AC 시뮬레이션

Fig. 3. ECG circuit simulation result: (a)Notch filter AC simulation, (b)ECG circuit AC simulation.

$(1 + R_{18}/R_{17} = 1 + 100\text{k}\Omega/39\text{k}\Omega)$ 로 만들어서 최종적인 증폭기 역할도 하도록 하였다. 이렇게 얻어진 ECG 신호는 Peripheral 역할을 하는 CC2540DK와 연결된다.

그림 3은 설계된 ECG 회로의 시뮬레이션 결과이다. 시뮬레이션은 Pspice를 활용하여 수행하였다. 그림 3(a)는 Notch filter의 AC 시뮬레이션 결과이다. 시뮬레이션 결과를 통해 60Hz 성분이 제거됨을 확인 할 수 있다. 그림 3(b)는 ECG 회로의 AC 시뮬레이션 결과이다. ECG 회로의 이득은 약 68dB가 나왔다. 또한 ECG 신호의 주파수 대역에 맞게 필터링 된 것을 확인할 수 있다.

EMG 획득 회로는 그림 2의 ECG 획득 회로에서 DRL 부분을 제거한 나머지 부분과 똑같은 구성을 하고 있다. 다만 EMG 신호는 일반적으로 500 Hz이하의 주파수 대역을 갖기 때문에 Sallen-Key 저역통과필터의 R_{13} 과 C_8 의 값을 조절하여, 차단주파수가 482 Hz ($f_c = 1/(2\pi \times R_{13} \times C_8) = 1/(2\pi \times 330\text{k}\Omega \times 1\text{nF})$)가 되게 설계하였다

PPG 신호는 락싸社의 반지형 맥파센서 PPG (Photo Plethysmo Graphy) RP520을 사용하여 검출하였다. RP520의 블록도는 그림 4와 같다^[10]. 센서의 LED에서 나온 빛을 손가락에 조사하여 반사되는 광량을 포토다이오드(Photodiode)로 검출한다. 반사된 광량은 I-V변환기를 통해 전압으로 변환된다. I-V변환기의 출력은 신호 증폭 회로의 입력으로 들어가고, 증폭된 신호는 5.6 Hz의 차단주파수를 갖는 저역통과필터를 거쳐 완전한 PPG 신호를 얻게 된다. RP520의 공급전압 VDD는 3V를 사용하여 PPG 신호가 0V에서 3V 사이에 나오도록 하였다.

그림 5는 설계한 생체신호 센서들의 측정 결과이다. 그림 5(a)는 ECG 신호의 측정결과다. 심전도 신호는 기본적으로 착석하여 가만히 있는 상태에서 정확한 측정이 가능하며, 양 손목과 발목에 전극을 부착하는 표준 사지유도법(standard limb lead)을 활용하여 측정하였

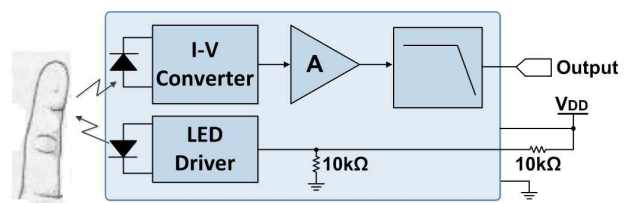


그림 4. PPG 센서 블록 다이어그램
Fig. 4. Block diagram of PPG sensor.

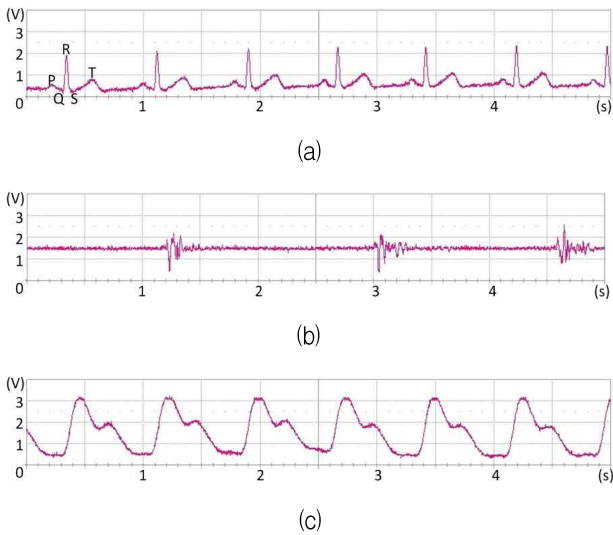


그림 5. 생체 신호 센서의 측정 결과:
(a)ECG 신호, (b)EMG 신호, (c)PPG 신호
Fig. 5. Bio signal sensor measurement result:
(a)ECG signal, (b)EMG signal, (c)PPG signal.

다. 3개의 전극의치를 바꾸면 61채널의 ECG 신호를 얻을 수 있어 보다 정밀한 진단이 가능해진다. 측정을 통해 ECG 신호의 특징인 P, Q, R, S, T파가 정상적으로 측정되는 것을 확인할 수 있다. 이러한 P, Q, R, S, T 파의 시간 간격을 통해 심장 질환을 진단할 수 있게 된다. 그림 5(b)는 EMG 신호의 측정결과다. 손목의 근육부위에 두 개의 전극을 근접하게 부착하고 주먹을 쥐 때 생기는 EMG 신호를 측정하였다. 힘을 줄 때 EMG 신호가 제대로 생기는 것을 확인할 수 있다. 이렇게 확인된 EMG 신호를 통해 근육의 움직임 여부를 확인할 수 있어 U-healthcare 산업에 다양하게 응용될 수 있다. 그림 5(c)는 RP520을 통해 얻은 PPG 신호이다. PPG 신호는 손가락의 혈액량에 따라 변화하게 된다. 일정 시간 동안 PPG 신호의 최대값이 뜨는 개수를 세어 분당 맥박수를 계산하게 된다.

2. BLE 무선 모듈

CC2540DK는 8051 MCU의 소프트웨어 프로그래밍을 통하여 GPIO나 ADC, UART, 통신 인터페이스 등을 제어할 수 있다. 8051 MCU는 C언어를 지원하는 IAR Embedded Workbench 컴파일러를 통해 프로그래밍할 수 있다. 이러한 소프트웨어 개발 기반의 CC2540DK는 5개의 중요 부분, 즉 BLE 프로토콜 스택, Operating System Abstraction Layer(OSAL), Hardware Abstraction

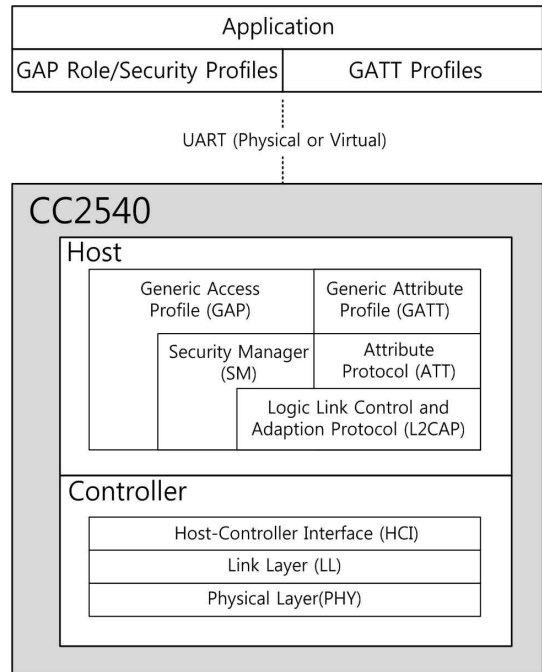


그림 6. BLE 프로토콜 스택^[11]
Fig. 6. BLE protocol stack^[11].

Layer(HAL), 프로파일, 어플리케이션 으로 구성되어 있다^[10].

그림 6은 BLE의 프로토콜 스택을 나타내고 있다. BLE 프로토콜 스택은 크게 host와 controller로 나뉜다. Host는 Physical Layer(PHY), Link Layer(LL), Host-Controller Interface(HCI)로 구성되어 있다. PHY layer는 2.4GHz의 ISM(Industrial Scientific Medical) 대역에서 1Mbps의 frequency-hopping GFSK(Gaussian Frequency-Shift Keying)을 이용한다. LL은 5개의 상태(standby, advertising, scanning, initiating, connected)로 동작하며, 연결된 상태에서는 master와 slave 중 하나의 역할을 갖는다. HCI layer는 소프트웨어 Application Program Interface(API)와 하드웨어 인터페이스(UART, USB)를 통해 host와 controller 사이의 통신수단을 제공한다. 이러한 HCI layer를 통해 BLE는 외부의 마이크로컨트롤러나 PC와 통신할 수 있다.

Host는 Logic Link Control and Adaptation Protocol(L2CAP), Security Manager(SM), Attribute Protocol(ATT), Generic Access Profile(GAP), Generic Attribute Profile(GATT)로 구성되어 있다. L2CAP layer는 서비스 정보를 상위 계층으로 전달하기 위해 data encapsulation을 수행한다. SM layer는 키 분배(key distribution)와 페어링 방식을 정의하고, 다른 디

바이스와 데이터 교환을 안전하게 하는 함수를 제공하여 BLE의 보안 기능을 강화시킨다. ATT 프로토콜은 디바이스를 어떤 “특성(attribute)”으로 노출시킬지 정한다. 여기서 ATT의 역할은 LL layer와 무관하며, 디바이스는 언제든지 “server”와 “client”가 될 수 있다. GAP layer는 BLE 디바이스가 어플리케이션 또는 프로파일과 바로 연결할 수 있게 해준다. 또한 BLE 디바이스의 검색 및 연결, 보안 절차를 수행한다. GATT는 두 디바이스 간에 명령, 요청, 응답, 지시, 알림, 확인 등의 데이터를 전송을 ATT를 사용하여 수행한다. 다시 말해 BLE 디바이스들은 GATT를 사용하여 데이터 통신을 한다. 그림 6에서 보이듯이 PC와 같은 어플리케이션과 CC2540DK는 주로 GAP와 GATT를 통해 데이터 통신을 한다. 그렇기 때문에 본 논문에서는 GAP와 GATT를 주로 수정하여 프로그래밍 하였다.

기본적인 BLE 프로토콜 스택 이외에도 OSAL, HAL, 프로파일, 어플리케이션 또한 CC2540DK의 소프트웨어 개발에서 중요한 부분이다. OSAL은 PC의 operating system(OS)과 비슷한 역할을 하며, 수행하는 이벤트를 셋업하는 역할을 한다. HAL은 GPIO, UART, ADC, LED와 같은 칩이나 보드에 있는 하드웨어 인터페이스를 제어하는 역할을 한다. TI社에서는 BLE 프로토콜 스택을 object code로 제공하는 것에 비해, OSAL과 HAL은 full source code를 제공한다. 이러한 OSAL과 HAL을 이용하여 이벤트를 셋팅하고, ADC와 UART 통신을 할 수 있도록 프로그래밍 하였다. 또한 TI社에서는 SimpleBLEPeripheral, SimpleBLECentral과 같은 기본적인 프로파일과 어플리케이션을 제공한다. 따라서 이러한 프로파일들을 바탕으로 하여 프로그래밍을 하였다.

그림 7은 프로그래밍한 CC2540DK의 8051 MCU 코드 알고리즘이다. 먼저 디바이스를 초기화시킨 다음에 osal_set_event, osal_start_timerEX 함수를 활용해 수행할 이벤트를 셋팅한다. 다음으로 GAP를 활용해 Central과 Peripheral의 연결 작업을 수행한다. Central과 Peripheral의 연결과정은 다음과 같다. 먼저 Central 보드에서 장치 탐색을 한다. Peripheral의 advertising 신호를 Central에서 받아 프로파일 계층으로 전달되면, 연결 수립 단계에 들어간다. Peripheral의 주소를 GAP 계층으로 전달하여 연결이 완료되면, 서로 연결을 암호화 하거나 키 교환을 한다. 이렇게 GAP에서 연결 작업

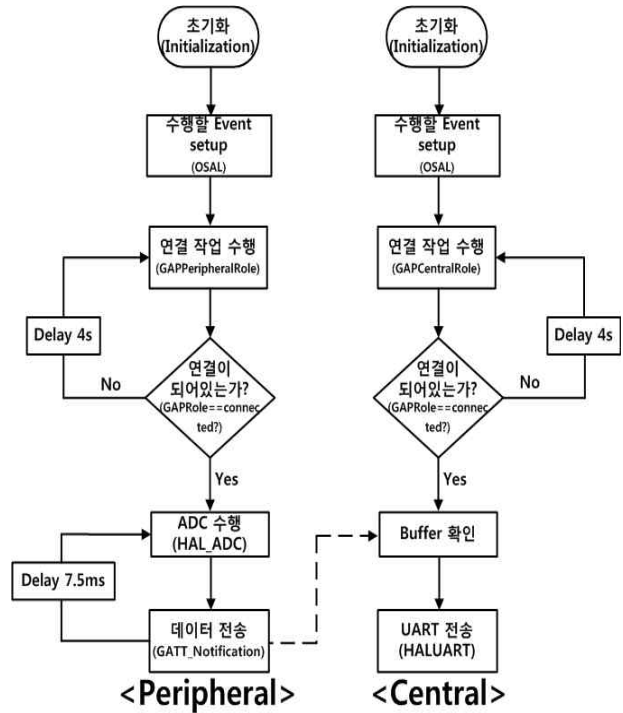
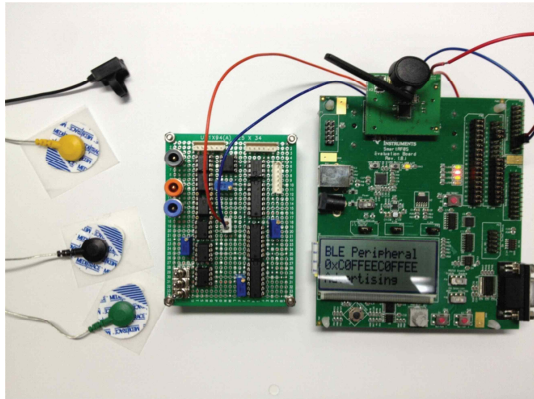


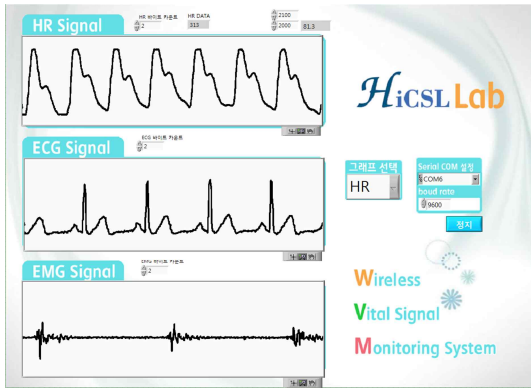
그림 7. BLE 기반 생체신호 무선 모니터링 시스템 동작 순서도
 Fig. 7. Flow chart of BLE based bio signal wireless monitoring system.

수행을 완료한 후, 연결이 되어있는지 확인한다. 이때 연결이 되어있지 않다면 이벤트를 수행하지 않고, 4초 후에 다시 연결 작업을 수행하도록 하였다. 연결이 된 것이 확인이 되면, Peripheral은 HAL_ADC 함수를 이용해 아날로그 생체신호를 ADC를 이용해 디지털신호로 변환한 뒤 GATT_Notification 함수를 이용해 Central로 전송하는 이벤트를 수행한다. 이 이벤트는 7.5msec 마다 계속 반복하도록 프로그래밍 하였다. Central에서는 Peripheral에서 전송된 데이터를 buffer를 통해 확인한 후 HALUART함수를 이용해 UART 통신을 하여 PC로 전송하는 이벤트를 수행한다.

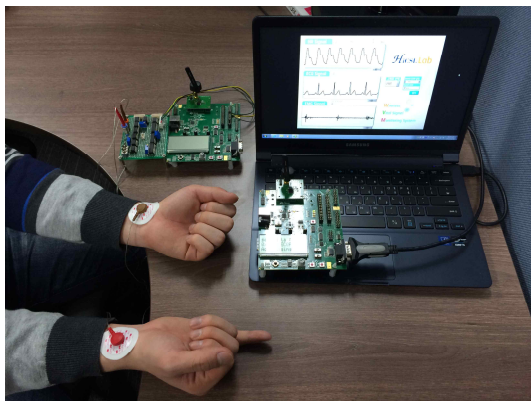
그림 8은 구현된 BLE 기반 생체신호 모니터링 시스템의 모습이다. 그림 8(a)는 구현된 생체신호 센서와 CC254DK를 연결한 모습이다. 그림 8(b)는 PC에서 구현된 Graphic User Interface(GUI)이다. PC로 전송된 생체신호 데이터는 National Instruments社의 LabView를 사용하여 GUI를 만들었다. GUI는 ECG, EMG, PPG 신호의 파형이 그대로 나오게 구성하였으며, PPG 신호를 활용해 분당 맥박수를 계산하여 나오게 했다. 그림 8(c)는 구현된 BLE 기반 생체신호 모니터링 시스템을



(a)



(b)



(c)

그림 8. 구현된 BLE 기반 생체신호 무선 모니터링 시스템: (a)생체신호 센서와 CC2540DK, (b)GUI, (c)시스템을 활용한 ECG 측정

Fig. 8. Implementation of BLE based bio signal wireless monitoring system: (a)bio signal sensor and CC2540DK, (b)GUI, (c)Measure of ECG signal using system.

이용하여 ECG 신호를 측정하는 모습이다.

최근에는 스마트폰을 어플리케이션으로 하여 GUI를

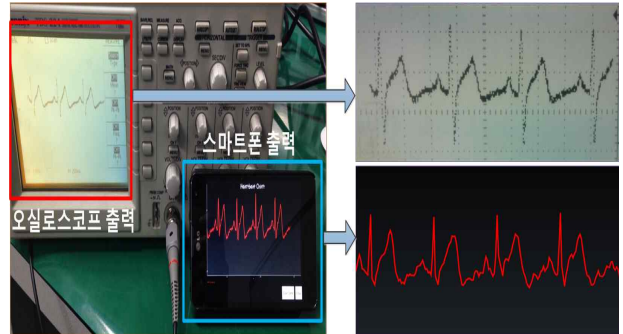


그림 9. 스마트폰에서의 ECG 신호 출력 화면

Fig. 9. ECG signal output screen at smart phone.

구성하기 위한 선행 연구를 진행하였다^[12]. 그림 9는 선행연구를 통하여 ECG 신호를 스마트폰에서 출력한 것이다.

III. 결 론

최근 생체신호를 활용한 U-healthcare 산업은 사용자의 편의를 위해 저전력과 소형화가 중요한 이슈이다. 따라서 본 논문에서는 저전력 무선통신 표준인 블루투스-LE을 기반으로 하여 ECG, EMG, PPG 신호의 무선 획득 회로 및 시스템과 관련 소프트웨어를 프로그래밍하여 PC로 모니터링할 수 있는 시스템을 구현하였다. 개발된 결과는 앞으로 블루투스 4.0기반 무선 생체신호 모니터링 시스템 개발에 적극 활용될 수 있을 것이다.

REFERENCES

- [1] K. Byeon, S. Lim, B. Lee, J. Yun, Bluetooth Low Energy Wireless Technology, HONGRUNG PUBLISHING COMPANY, 2010.
- [2] A. Milenkovic, C. Otto, and E. Jovanov, "Wireless sensor networks for personal health monitoring: Issues and an implementation," Computer communications, vol. 29, no. 13-14, pp. 2521 - 2533, Aug. 2006.
- [3] G. Ryu and H. Choi, "Implementation of U-Healthcare Systems for Chronic Disease Management", Journal of The Institute of Electronics and Information Engineers, vol. 51, no. 1, pp. 233-240, Jan. 2014.
- [4] S. Lee, S. Woo and G. Ryu, "A Study on Distributed Gateway for The Bio-Signal Management in U-healthcare", Journal of The

- Electronics Engineers of Korea, vol. 49-IE, no. 2, pp. 58-64, Jun. 2012.
- [5] Y. Go, J. Kim, E. Lee, H. Kim, "Design and Implementation of Wireless Temperature Measurement Management System", IEIE Summer Conference, pp. 1535-1538, Jul. 2013.
- [6] H. Park, B. Jeon, W. Park, S. Park and S. Lee, "Smart-clothes System for Realtime Privacy Monitoring on Smart-phones", Journal of Korea Multimedia Society, vol. 16, no. 8, pp. 962-971, Aug. 2013.
- [7] Texas Instruments, "2.4-GHz Bluetooth® low energy System-on-chip", <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cc2540.pdf/>
- [8] K. Jin, A Practice of Biomedical Electronics Circuits Design, Sehwa, 2008.
- [9] R. Schaumann, M. E. Van Valkenburg, Design of Analog Filters, *Oxford University Press*, 2001.
- [10] Laxtha, "RP520", <http://www.laxtha.com/>
- [11] Texas Instruments, "Texas Instruments CC2540/41 Bluetooth® Low Energy Software Developer's Guide V1.3", <http://ti.com/>
- [12] W. Nam, H. Choi, D. Lee, S. Park, H. Jung, U. Lee, J. Choi and H. Shin, "Implementation of Bluetooth Based Wireless ECG Monitoring System", IEIE Fall Conference, pp. 316-317, Nov. 2013.

 저 자 소 개



이 욱 준(학생회원)
 2013년 광운대학교 전파공학과
 학사졸업.
 2013년 3월~현재 광운대학교
 석사 과정 재학중
 <주관심분야: Compressed Sensing,
 생체신호 증폭기>



박 형 열(학생회원)
 2013년 광운대학교 전파공학과
 학사졸업.
 2013년 3월~현재 광운대학교
 석사 과정 재학중
 <주관심분야: Wien Bridge
 Oscillator, RF 송수신기 모듈>



신 현 철(정회원)
 1991년 2월 KAIST 전기 및 전자
 공학과 공학사
 1993년 2월 KAIST 전기 및 전자
 공학과 공학석사
 1998년 2월 KAIST 전기 및 전자
 공학과 공학박사
 1997년 4월~1997년 10월 독일 DaimlerBenz
 Research Center 연구원
 1998년 1월~2000년 삼성전자 System LSI 선임
 연구원
 2000년 4월~2002년 4월 미국 UCLA 박사 후
 연구원
 2002년 5월~2003년 8월 미국 Qualcomm
 선임연구원
 2010년 8월~2011년 8월 미국 Qualcomm
 Corporate R&D Visiting Faculty
 2003년~현재 광운대학교 전자융합공학과 교수
 <주관심분야: RF/Analog/Microwave Integrated
 Circuits and Systems>