

# 광통신기반 인체삽입형 의료기기를 이용한 실시간 심전도 모니터링 시스템의 구현

최승규\*, 김우현\*, 김초희\*\*, 박성호\*\*, 이현주\*\*, 임해일\*\*, 조영효\*\*,  
최창현\*\*\*, 최혜린\*\*\*\*, 손일수<sup>o</sup>

## Real-Time ECG Monitoring System Using Optical Implantable Cardiac Monitor

Seung-Kyu Choi\*, Woo Hyun Kim\*, Chohee Kim\*\*, Sungho Park\*\*, Hyun Ju Lee\*\*,  
Haeil Lim\*\*, Younghyo Cho\*\*, Changhyeon Choi\*\*\*, Hyerin Choi\*\*\*\*, Ilsoo Sohn<sup>o</sup>

### 요 약

본 논문에서는 광통신 기반의 인체삽입형 심전도계(implantable cardiac monitor)를 이용하여 실시간으로 심전도를 모니터링하는 디지털헬스케어 시스템을 구현하였다. 인체삽입형 심전도계는 제한된 배터리 용량으로도 작동수명을 최대화하기 위해 LED 펄스를 이용하는 초 저전력 변조방식을 적용하였다. 체외의 광수신기는 전송받은 생체신호를 근거리 무선통신 기술을 이용하여 안드로이드 단말기로 전송한다. 원격으로 수집한 심전도 데이터는 안드로이드 단말과 서버에서 다양한 신호처리 방법을 통해 건강 이상유무를 판단하고 도식화한다. 제안하는 실시간 심전도 모니터링 시스템은 직접 구현한 하드웨어 프로토타입으로 검증하였다.

**Key Words** : Implantable Medical Device, Infrared, Bluetooth, Electrocardiogram

### ABSTRACT

In this paper, a digital healthcare system has been implemented to monitor electrocardiogram in real-time using implantable cardiac monitor based on infrared communication. In the implantable cardiac monitor, an ultra-low power modulation using LED pulse has been applied so it can maximize operating time under limited battery capacity. The optical receiver outside the body transmits the received bio-signal to the Android terminal using short-range wireless communication technology. The electrocardiogram data collected remotely is diagrammed and used in an Android device and a server so the system can detect health abnormalities through various signal processing methods. The proposed real-time electrocardiogram monitoring system has been verified with a hardware prototype.

※ 본 연구는 2017년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원(NRF-2017R1A5A1015596)과 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(NRF-2019R1A2C1090650).

• First Author: Seoul National University of Science and Technology, Dept. of Computer Science and Engineering, senkyu.choi@seoultech.ac.kr, 정희원

<sup>o</sup> Corresponding Author: Seoul National University of Science and Technology, Dept. of Computer Science and Engineering, isohn@seoultech.ac.kr, 종신희원

\* Seoul National University of Science and Technology, Dept. of Electrical and Information Engineering.

\*\* Seoul National University of Science and Technology, Dept. of Computer Science and Engineering.

\*\*\* Seoul National University of Science and Technology, Dept. of Mechanical and Automotive Engineering.

\*\*\*\* Seoul National University of Science and Technology, Dept. of Civil Engineering.

논문번호 : 202109-251-D-RE, Received September 23, 2021; Revised November 16, 2021; Accepted November 30, 2021

## I. 서론

사물인터넷(Internet-of-Things)은 사람이 아닌 사물 기기들 간의 무선통신을 의미한다. 이러한 사물인터넷 네트워크는 무선통신기술을 이용하여 구현하는 경우가 많으며, 그 후보 기술로 IEEE802.15.4, ZigBee, Bluetooth Low Energy, LoRa 등 다양한 기술들이 등장하였다<sup>1)</sup>. 최근에는 이러한 사물인터넷 기술을 의료기기에 적용하는 시도가 활발해지고 있다. 심전도(ECG), 뇌파(EEG), 근전도(EMG) 등 의료분야에서 중요한 생체 모니터링 시스템에 사물인터넷 기술을 적용하여 의료인과 환자에게 편의성 및 유연성을 제공하는데 공헌하고 있다<sup>2)</sup>. 본 논문에서는 가장 기본적인 생체 모니터링 중 하나인 심전도(ECG) 모니터링 시스템을 연구하여 사물인터넷 시스템으로 개발하는 것을 목표로 한다<sup>3)</sup>.

의료 및 진단분야에서는 가장 핵심적인 생체신호 중 하나인 환자의 심전도를 모니터링 하기 위해 다양한 방법이 개발되었다. 웨어러블 기기로서 스마트워치 형태의 심전도 측정기가 대중화되고 있다. 하지만 손목시계나 패치와 같이 몸 밖에서 측정하는 심전도 기기의 경우, 사람의 움직임, 피부의 접촉면 등 환경에 따라 많은 잡음이 끼게 되어 정확한 측정값을 얻는데 어려움이 있다<sup>4)</sup>. 이에 대한 해결책으로는 심전도 측정기를 신체 내부에 삽입하는 이식형(implantable) 의료 기기가 등장하였다. 이식형 의료기기의 경우 노이즈의 영향을 줄여서 측정의 정확성을 높일 수 있는 장점이 있다. 하지만, 부피와 무게 등의 제약으로 매우 작은 용량의 배터리만을 탑재할 수 있으며, 이 때문에 실시간 무선통신이 불가능하는 등 기능상 제약을 감수해야 한다. 이식형 심전도 측정기의 단점을 보완하기 위해서 무선전력 전송을 통해 이식형 심전도 측정기를 몸 밖에서 재충전하는 연구가 진행되고 있다<sup>5)</sup>. 또, 제한된 배터리의 수명을 늘려서 재시술이나 충전이 필요 없도록 기기의 동작전력을 최소화하는 저전력화 연구도 진행되고 있다<sup>6)</sup>.

본 논문에서는 이식형 심전도 측정기를 저전력화 하고 이식형 심전도 측정기를 이용해 몸 속에서 측정된 생체신호를 근거리 광통신 방식을 이용하여 몸 밖으로 안전하고도 효율적으로 전송하는 방법을 구현하였다<sup>7)</sup>. 몸 밖으로 전송된 생체신호는 안드로이드 단말을 이용하여 수집하고 도시하도록 하였다. 안드로이드 단말에서는 수집한 심전도의 파형을 분석하여 부정맥, 빈맥, 서맥 등 이상신호를 검출하도록 하였으며, 생체데이터를 원격 서버로 전송하여 관리함으로써

디지털헬스케어 시스템을 구현하였다.

## II. 시스템 설계 및 구현

효과적으로 실시간 심전도를 모니터링하기 위해서 본 연구에서는 그림 1과 같이 인체삽입형 심전도장치(implantable cardiac monitor), 심전도 광수신기(ECG optical receiver), 모니터링을 위한 안드로이드 앱과 웹페이지로 구성한다. ECG 신호는 ECG Simulator를 통해서 생성하고, 인체삽입형 심전도장치의 2개의 전극을 연결한다. 인체삽입형 심전도장치는 센싱한 심전도 신호를 변조하여 광펄스 신호로 변환한 후, 광수신기로 방사한다. 광수신기는 수신한 광펄스 신호를 심전도신호로 복조하고, 이를 Bluetooth low energy 기술을 이용하여 원거리에 있는 안드로이드 앱으로 전송한다. 안드로이드 앱 구현을 통해 실시간으로 심전도신호를 도시하며, 심전도의 이상유무를 체크한다.

또한, 안드로이드 앱은 축적한 심전도 데이터를 서버와 통신하여 시계열 데이터베이스에 저장한다. 각 구성 요소의 상세구현은 하기 상세 절에서 자세히 설명하도록 한다.

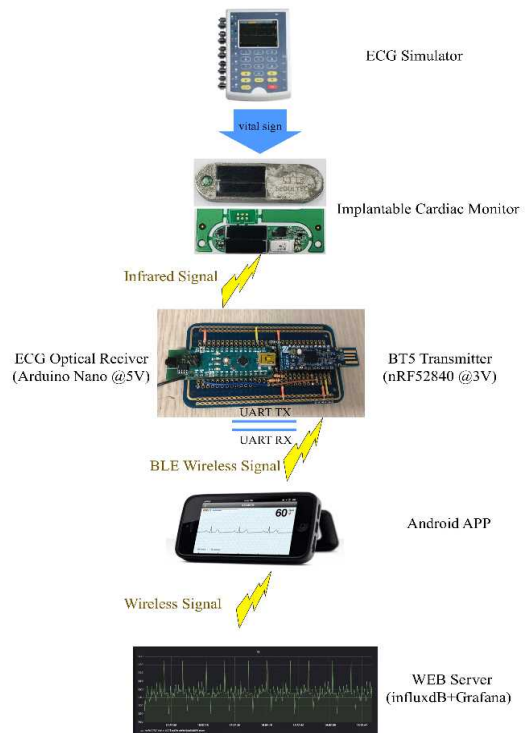


그림 1. 전체 시스템 설계 및 구현  
Fig. 1. Overall System Structure

### 2.1 인체삽입형 심전도장치 개발

본 절에서는 인체삽입형 심전도장치의 상세구현내용을 설명한다.

#### 2.1.1 Analog-Front-End 회로

인체삽입형 심전도 장치는 2개의 전극을 입력으로 설계되어 있다. 심전도를 측정하는 부분은 심장을 중심으로 최대한 이격되도록 한다. 인체삽입형 심전도 장치의 크기에 제약이 많으므로 이를 위해서는 얇고 긴 막대형 디자인으로 설계한다. 두 개의 전극은 심장을 중심으로 좌/우에 위치하도록 한다. 두 개의 전극으로부터 센싱된 심전도 신호는 차동증폭기를 거쳐 두 신호의 차이를 증폭한다. 체내에서 측정되는 신호의 크기는 mV 단위로 매우 미약하기 때문에, 이 신호를 다시 100배의 이득을 가지는 증폭기로 신호레벨을 상향한다. 이러한 증폭 과정에서 노이즈도 같이 증폭이 되기 때문에, 이후 low-pass filtering을 통해서 불필요한 고주파 노이즈와 60Hz 전원 노이즈 등을 필터링 한다. 이렇게 analog-front-end에서 센싱되고 증폭된 심전도 신호는 광펄스 기반의 변조를 위해 송신모듈로 전달된다.

#### 2.1.2 광펄스 기반 송신 모듈 개발

광펄스 기반 송신 모듈에서는 analog-front-end에서 측정된 심전도 신호를 광펄스를 이용하여 체외로 전송하는 역할을 수행한다. 인체삽입형 의료기기 무선통신의 가장 큰 걸림돌은 피부의 전자파 흡수로 인한 큰 전파 손실이다. 성공적인 데이터 전송을 위해서는 전송 전력을 높여야 하므로 결국 배터리 수명이 매우 단축된다. 이를 해결하기 위해 그림 2에서 나타나듯 사람의 피부 흡수율이 낮은 것으로 알려진 근적외선

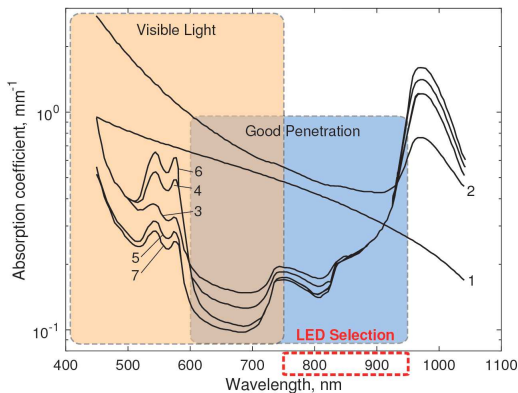


그림 2. 광신호 파장에 따른 피부흡수율  
Fig. 2. Skin Absorption versus Wavelength

스펙트럼은 600nm-950nm의 특정 파장을 이용한다. 이중 가시광선 영역은 외부 환경적 간섭에 취약하다는 점에서 380nm~750nm의 가시광선 스펙트럼은 피하고 근적외선 950nm의 파장을 방출하는 근적외선 LED를 이용한다.

LED는 빛을 방출할 때만 효율적으로 에너지를 소모하고 대기상태에서는 에너지 소모를 하지 않는다. 또한 LED 소자의 발전으로 on-off 스위칭 속도가 nano-second 단위로 매우 빠르기 때문에 에너지효율적으로 짧은 광펄스를 방출하기에 매우 적합하다. 이러한 특징을 이용하여 pulse-interval-modulation에 기반한 저전력 광펄스 변조 방식을 구현하여 최소한의 광펄스만으로 심전도 신호를 전송한다. RF 기반의 통신방식과 비교할 때, 동일 전송률 달성을 위해 더 적은 에너지를 소모하는 것과 안테나, 매칭회로 등의 부가적인 회로를 생략할 수 있는 점에서 구현면적을 절약할 수 있는 것이 매우 큰 장점이라고 할 수 있다.

#### 2.1.3 솔라셀 에너지 하베스팅

인체삽입형 의료기기는 최초 삽입시술을 거쳐야 하며 이에 따른 비용과 불편이 수반된다. 특히 인체삽입형 의료기기의 경우는 기기의 공간에 대한 제약이 매우 심하기 때문에, 탑재하는 배터리의 용량을 많이 허용하기 어렵게 된다. 이러한 단점을 해결하기 위해 개발하는 인체삽입형 의료기기에는 솔라셀과 에너지하베스팅 회로를 구성하여 재수술 없이 외부에서 충전할 수 있도록 하였다. 인체삽입형 심전도계의 경우는 피부를 절개하고 포피 바로 밑 피하에 삽입하게 된다.

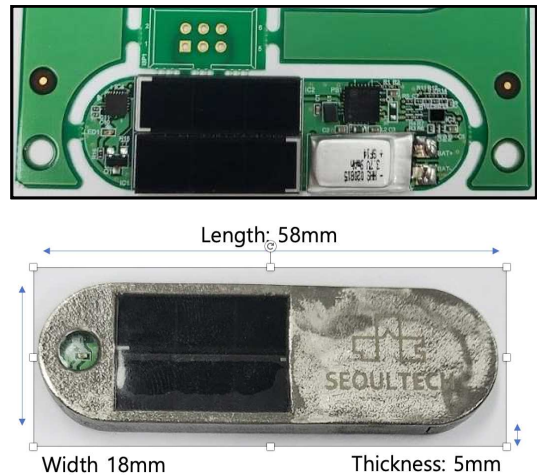


그림 3. 광학식 인체삽입형 심전도계 회로 및 외관  
Fig. 3. Optical Implantable Cardiac Monitor: Circuit & Case

사람마다 상이하기는 하나 일반적으로 사람의 피부는 수mm 정도의 두께를 가지며 일부 태양광이 소실되나, 피부에 삽입된 인체삽입형 의료기기까지 태양광이 전달되어 충전을 수행할 수 있다.

### 2.2 심전도 광수신기 개발

본 절에서는 그림 4에 나타난 것과 같이 인체삽입형 의료기기가 방사한 광펄스를 수신하여 심전도 신호를 복조하는 심전도 광수신기의 상세구현을 설명한다.



그림 4. 개발한 심전도 광수신기 장치  
Fig. 4. ECG Optical Receiver

#### 2.2.1 광펄스 수신부 구현

피부를 투과한 광펄스는 광수신기의 포토다이오드로 수신되어 전기신호로 변환된다. 이 미약한 전기 신호는 증폭기를 통해 수V 신호레벨로 증폭된 후, band-pass-filtering을 통해 불필요한 노이즈 신호를 제거한다. 이 아날로그 신호는 comparator를 통과하면서 on-off 펄스로 복원된다. 복원된 on-off 펄스들은 pulse-interval-demodulation에 의해서 복조되어 심전도 신호로 복원이 되게 된다. 이렇게 복원된 심전도 데이터를 원격모니터링 장치에 전송하기 위해 근거리 무선전송모듈을 사용한다.

#### 2.2.2 근거리무선전송모듈 구현

근거리무선전송모듈(이하 ‘BLE모듈’)은 Nordic사의 nRF52840 Dongle을 이용해 구현한다. nRF52840은 FPU가 있는 32비트 RISC ARM 64MHz Cortex-M4 CPU를 기반으로 구축된 SoC며, 높은 에너지 효율로 BLE(Bluetooth Low Energy)를 비롯한 블루투스5.2 다중 프로토콜들을 지원한다<sup>8)</sup>.

BLE모듈은 8비트 심전도 신호를 광수신기로부터 10ms간격(100Hz)으로 UART통신을 통해 전달받은 후, 그 값을 블루투스로 전송하는 역할을 맡는다. BLE모듈은 광수신기와 안드로이드 기기 사이에서 작동하며 심전도 값에 대한 가공과 전송을 중개한다.



그림 5. nRF52840 SoC와 nRF52840 dongle  
Fig. 5. nRF52840 SoC and nRF52840 dongle

#### (1) 무선전송 모듈 개발을 위한 Testbed 구성

nRF52840 DK는 nRF52840 SoC의 모든 기능을 활용 가능한 싱글 보드 개발 키트이다<sup>9)</sup>. DK는 Power Profiler Kit(PPK)<sup>10)</sup>과 연결되어 BLE모듈의 전류 측정 및 전력 소비 최적화를 위하여 사용한다. 측정된 결과는 DK와 연결된 PC에서 nRF Connect 프로그램을 통해 확인이 가능하다. PPK는 77kHz의 Sampling Rate로 측정이 가능해, 측정된 결과를 통해 블루투스 프로토콜 동작을 유추하기 충분하므로 개발과 디버깅에 유용하게 활용한다.

Arduino Uno<sup>11)</sup>는 광수신기의 역할을 대신해, UART로 테스트용 심전도 신호를 전송한다. 이 때 아두이노와 BLE모듈은 각 5V, 3V로 동작하므로 전압 레벨이 일치하지 않는다. 따라서 아두이노와 BLE모

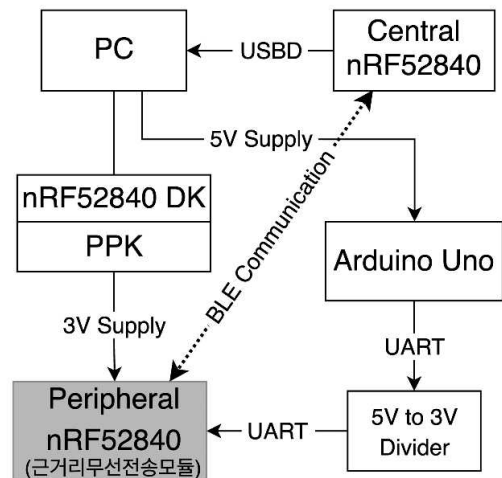


그림 6. 근거리무선전송모듈 개발환경 도식도  
Fig. 6. Schematic diagram for development environment of short-distance wireless transmission module

둘 사이에 Voltage Divider 회로를 구성한다.

Central로 동작하는 nRF52840 Dongle을 하나 더 개발했는데, 이 장치는 개발 과정에서 안드로이드 기기의 역할을 대신하게 된다. 이 동글은 블루투스로 심전도 데이터를 받아 PC USB시리얼 포트를 통해 파이썬으로 데이터를 확인할 수 있다.

또한 SoC의 프로그래밍과 디버깅에 있어 SEGGER J-LINK를 사용해 개발과정을 최적화했다.

(2) 무선전송 모듈 동작절차

BLE모듈은 115200 baud rate로 작동하며 UART 통신을 위해 광수신기와 RX/TX 핀이 크로스 연결된다. RX, TX 핀은 BLE모듈에서 각 29, 31번 핀에 연결되지만, 이 과제에서는 UART Receive(RX)만 고려된다. UART 작업이 시작되면 RXD Signal들을 Queuing할 6Bytes 크기의 FIFO를 구현하고, 순차적으로 UART값을 RXD 레지스터로 이동시킨다. RXD 레지스터가 준비되었다면 RXDRDY 이벤트를 발생해 CPU가 감지할 수 있도록 한다. 이후 상위 계층에서 구현한 핸들러가 호출되어 읽은 UART 값에 대한 처리를 한다. UART 핸들러의 보편적인 동작은 logging과 같은 문장 단위의 정보 처리이므로, 개행 혹은 캐리지리턴과 같이 문장의 마침을 알리는 문자가 등장하면 내부 수신 버퍼를 초기화하고 적절한 동작을 하는 것이 일반적이다. 하지만 이 과제에서는 단일 시간 축에서의 1Byte 심전도 신호만 다루면 되므로 위에서 언급한 문장 종결 조건을 따르지 않도록 최적화했다. 이 작업을 통해 UART 채널을 비교적 깨끗하게 유지할 수 있고 추가적인 전력소모 감소 효과도 확인했다.

따로 CTS, RTS 라인을 구성해 흐름제어를 할 수 있지만, 이 과제에서는 필수적인 부분이 아니므로 CTS, RTS 라인이 항상 활성 상태를 유지하는 것처럼 작동한다. 또한 패리티 비트를 추가하지 않아도 무결성에 문제가 없고, 오히려 패리티 비트를 추가했을 때 Capacity가 낮아지는 등 오버헤드가 발생하므로 패리티 체크는 하지 않는다.

(3) 블루투스 송신

S140 SoftDevice는 Bluetooth® 인증을 받은 BLE 프로토콜 스택으로 nRF52840에서 사용할 수 있다. S140은 이미 컴파일된 상태로 제공되므로 작성한 코드와 함께 플래싱하게 된다. 이런 특징으로 인해 블루투스 프로토콜을 사용하는 경우, APP 레이어에서 호출해 사용하기만 하면 정상적인 작동을 보장받을 수 있다.

심전도 신호를 블루투스 전송하는 부분의 특징으로는 심전도 신호 10개를 한 청크로 묶어 전송한다는 점이다. UART 수신으로 심전도 신호를 획득할 때 마다 그 값을 블루투스 TX버퍼에 누적하고, 버퍼가 10개의 심전도 신호로 모두 찼다면 한꺼번에 블루투스 전송하게 된다. 이 과정은 전력소모 이슈와 관련이 있고, 후술할 저전력 구현에서 자세히 다룬다.

(4) 무선전송 모듈의 저전력화

배터리로 동작하는 웨어러블 디바이스의 형태이므로 BLE모듈의 개발에서 전력 효율을 최우선으로 놓았다. 유의미한 방법은 다음과 같다.

BLE모듈의 Regulator를 DC/DC모드로 동작하도록 하는 것이다. SDK에서는 Default Regulator를 LDO모드로 동작한다. DC/DC모드로 동작하도록 하면 추가적으로 소모전류를 줄일 수 있다. 일반적으로 DC/DC모드는 noise성분을 많이 수반하지만 이에 따른 성능저하는 확인되지 않았다. 유의할 점으로 DC/DC모드는 SoftDevice와 이벤트 인터럽트를 초기화한 후 호출되어야 한다.

심전도 신호를 10개씩 묶어 문자열 형태로 100ms(10Hz)마다 전송하도록 한다. 100Hz 빈도의 UART RX신호 마다 블루투스 전송을 시도하면 블루투스 전송 주기(connection interval)가 짧아진다. PPK 상에서 connection interval 시에 소모전류는 5~7mA에 달한다. 따라서 청크 단위로 전송을 시도하면 전력소모를 줄일 수 있다.

최종적으로 BLE모듈은 그림 7과 같이 약 550µA~650µA를 소모한다.(connection interval이 30ms일

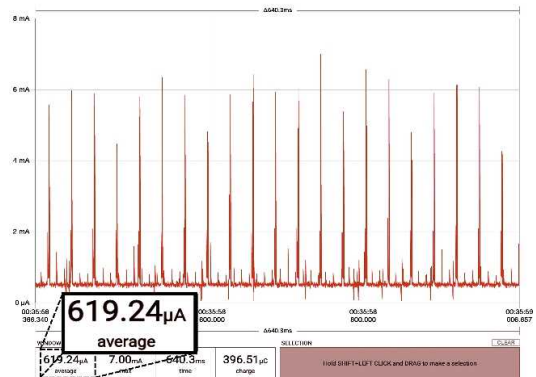


그림 7. 근거리무선전송모듈(nRF52840 동글)소모전류 측정 결과(30ms conn\_interval)  
Fig. 7. Current consumption of nRF52840 dongle(30ms conn\_interval)

때 기준)

### 2.3 원격 모니터링 장치 개발

원격 모니터링 장치는 Android 운영체제를 기반으로 Kotlin 언어로 구현하였다.

본 절에서는 BLE 모듈로부터 수신한 심전도 데이터를 환자 및 의료진이 실시간으로 확인할 수 있도록 하는 원격 모니터링 장치(안드로이드 앱, 웹 서버)의 구현에 대해 설명한다.

#### 2.3.1 안드로이드 앱

측정된 심전도 데이터가 전송되는 과정에서 발생한 노이즈를 필터링해 보다 정확한 데이터를 추출하도록 구현하였다. 스마트폰 내부 저장소 및 웹 서버에 저장하고 정제된 데이터를 바탕으로 실시간 심전도 그래프 및 평균 심전도 수치를 화면에 표시하며 비정상적인 심전도 유형을 자동으로 감지해 위급 상황 시 환자, 보호자 및 의료진에게 문자 및 팝업 알림으로 환자의 심장 건강 관련 이상 징후를 파악할 수 있도록 하는 데에 그 목적이 있다.

앱의 전체적인 흐름도는 그림 8과 같다.

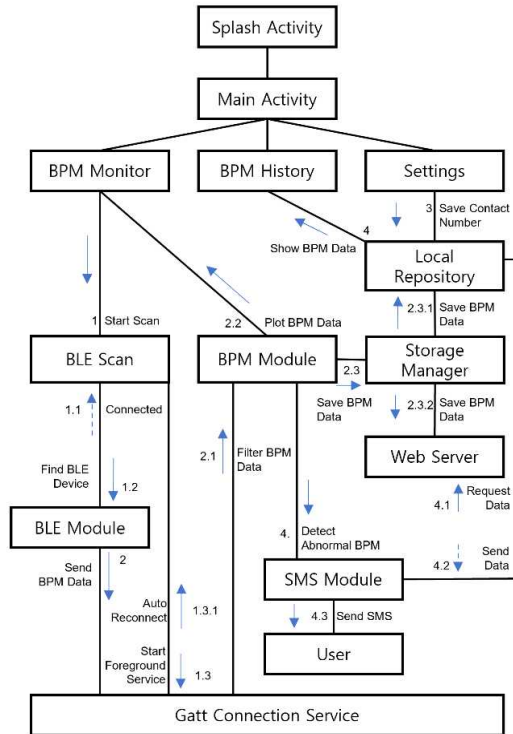


그림 8. 애플리케이션 전체 흐름도  
Fig. 8. Structure of Application functions

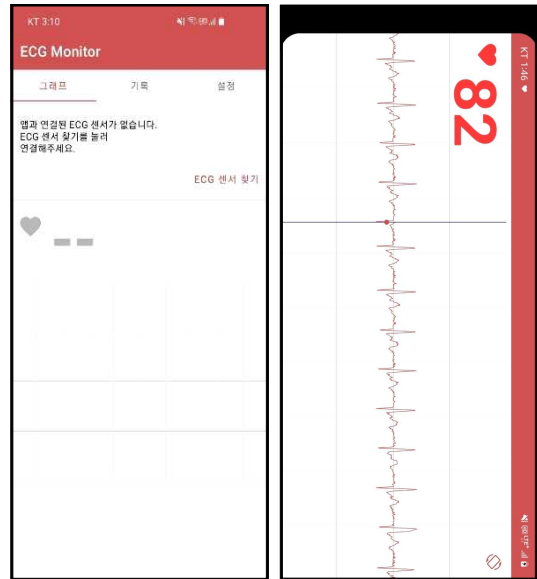


그림 9. (좌). Main 화면 심박수 확인  
Fig. 9. (Left). Main screen for bpm1  
그림 10. (우). Main 화면 심박수 확인2  
Fig. 10. (Right). Main screen for bpm2

처음 앱을 실행해 스플래시 화면을 거쳐 Main 화면에 도달하면 상단의 3개의 탭을 통해 해당하는 각 화면을 볼 수 있다. BPM은 Beats per minute의 약자로 분당 심박수를 의미한다. 화면에서는 실시간 BPM 그래프 확인, 날짜 별 BPM 기록 그리고 환경 설정을 확인할 수 있다. 실시간 BPM 그래프 탭 그림 9와 그림 10은 BLE 모듈 Scanning 및 Connecting 그리고 데이터의 Plotting을 담당한다.

환자의 심전도를 측정하기 위해 항상 연결을 유지해야 하는 앱의 특성상, 한번 모듈과 연결되면 그것을 관리하는 Foreground Service를 실행하게 해서 연결을 의도적으로 해제하거나 스마트폰이 종료되지 않는 한 연결이 끊겨도 자동으로 재연결해 지속되도록 했다.

연결 뿐 아니라 데이터의 필터링, 저장, 평균값 계산, 웹 서버로의 전송, 이상 징후 감지도 이 Foreground Service에서 실행된다.

날짜 별 BPM 기록 탭(그림 11)은 스마트폰의 내부 저장소에 저장된 데이터를 바탕으로 날짜 별 심전도 기록을 보여준다. 환경 설정 탭(그림 12)에서는 환자의 이름, 푸시 알림 및 문자 알림 설정 여부, 이상 징후 감지 시 문자 알림을 보낼 연락처를 설정할 수 있다.

부정맥이 발생하게 되면 팝업 알림으로 본인확인할 수 있으며 그림 13과 같이 연결된 연락처에 문자

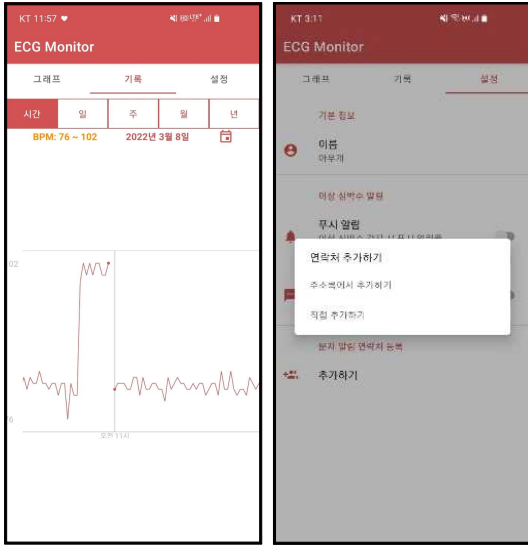


그림 11. (좌). 날짜별 BPM기록 탭  
 Fig. 11. (Left). BPM History tab by Date  
 그림 12. (우). 환경설정 연락처 추가  
 Fig. 12. (Right). Settings: adding contacts

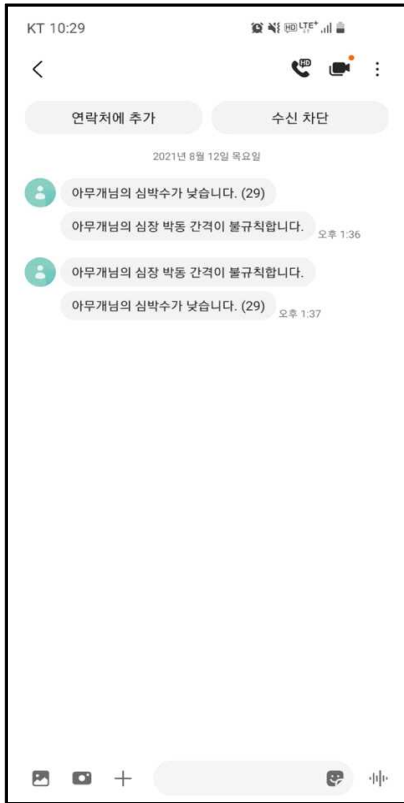


그림 13. 부정맥 문자 알림  
 Fig. 13. Arrhythmia Text message Alarm

발신으로 심박수 상황을 알릴 수 있다.

연결된 모듈과의 연결을 강제로 해제하고 앱을 종료하면 앱이 완전히 종료된다.

(1) 노이즈 필터링

물리적인 아날로그 ECG 신호를 디지털 신호로 변환하게 될 경우 노이즈가 발생해 ECG 신호를 분석하는데 영향을 끼친다. 적절한 제어가 이루어지지 않는다면 정확한 분석에 있어 어려움이 생길 수 있기 때문에 입력된 신호는 구현한 대역 통과 필터 (band-pass filter)를 통해 처리하였다. 초기 신호에 고주파 성분의 노이즈가 없으면 결과 값에서도 신호가 좋아질 수 없다는 점과 대역 통과 필터에서 저주파를 상당히 낮게 설정할 경우 원 신호의 평탄한 부분이 왜곡되어 사라질 수 있는 부분을 염두에 뒀고 다수의 테스트를 거쳐 low-cut-off를 0.3Hz, high-cut-off를 50Hz으로 결정하였다.

(2) 부정맥 탐지

본 논문에서는 서맥, 빈맥, 조기수축 3가지의 부정맥을 다룬다. 탐지시점으로부터 10분 동안의 데이터를 기반으로 부정맥 여부를 판단한다. 정상인의 심박수는 안정하고 있을 때 분당 50~100회로 정의되어 있다. 이때 분당 50회 미만으로 저하되면 서맥, 100회 이상인 경우는 빈맥이라고 말한다. 빈맥과 서맥은 BPM을 통해 분당 심장박동이 몇 번 일어나는 지를 비교하여 구현하는 알고리즘을 사용했다. 서맥은 50BPM은 1분에 50회의 심장박동이 일어나게 되어 R-R interval이 1.2초를 초과하고 빈맥은 100BPM으로 R-R interval이 0.6초보다 미만일 때로 부정맥을 파악한다<sup>12)</sup>.

조기수축은 정상 맥박과 심박이 불규칙적으로 나타나며 짧은 R-PEAK가 나타나는 것이 특징으로 부정맥 가운데 가장 흔하다. 부정맥 데이터에서 QRS 복합체를 감지하는 능력이 높은 Pan & Tompkins 알고리즘을 이용하여 R-PEAK를 감지하기 해 조기수축을 감지하였다. 비정상적인 부정맥 리듬을 검출하였다.

2.3.2 Web Server

BLE 모듈에서 1초에 100회의 ECG 데이터를 전송해 안드로이드 단말이 수신하게 되는 경우 시간의 흐름과 함께 심전도 데이터를 저장해야 한다. 24시간동안 전송하는 경우 864만개의 방대한 데이터가 DB에 저장되기 때문에 확장가능성, 저장 공간 효율성, 조회 성능 필요성도 고려해야 한다. 심장의 전기적 활동을

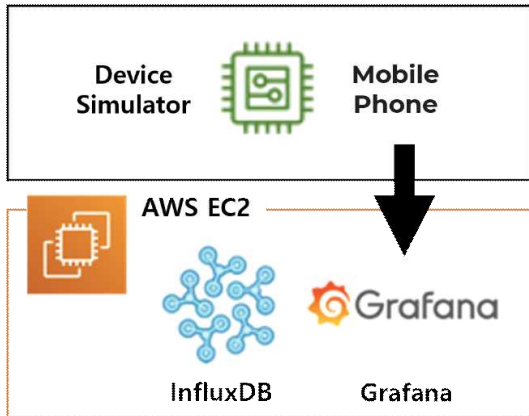


그림 14. 웹서버 구조도  
Fig. 14. Structure of Web Server

저장한 ECG데이터는 시간의 흐름에 따라 기록하여 특정 주기마다 측정된 데이터의 저장기간을 설정하고 다뤄야하기 때문에 시계열 데이터 베이스가 적합하다. 위 상황을 고려하여 InfluxDB와 Grafana가 사용되었다.

InfluxDB는 시계열 데이터베이스로, 데이터는 시간 오름차순으로 추가되어 ECG 데이터를 관리하기 좋으며 클러스터링을 이용한 확장을 지원한다. 또한 데이터 압축이 가능한 TSM(Time Structured Merge) Tree 형식으로 스토리지 엔진을 사용하여 높은 수신 속도로 모니터링 할 수 있다. Grafana는 오픈소스 대시보드 서비스로 influx DB와 연동되어 시계열 Metric Data를 시각화 한다. 다양한 데이터 소스와 플러그인(Plug-in) 연동을 통해 핵심 로직인 ECG 측정, 이상감지, 노이즈 필터의 대시보드도 활용할 수 있다.

안드로이드 단말에서 측정된 ECG 데이터를 Aws ec2 서버로 전송하고 InfluxDB에 저장하여 Grafana로 시각화 하는 경우 BLE 모듈의 수신, ECG 데이터 처리에 효율적이라는 장점을 가진다. 이러한 Web Server를 통해 기기가 항상 연결되어 있는 상황이 아니어도 데이터를 다룰 수 있게 된다<sup>[3]</sup>. 인터넷만 연결되어 있으면 웹기반으로 서버에 쉽게 접속할 수 있기 때문에 언제든 환자의 상태를 파악할 수 있어 의료인 혹은 보호자에게 도움을 주게 된다.

### III. 모의실험

안전성의 문제로 인체삽입형 심전도계를 직접 피부에 삽입하는 대신 심전도를 생성하는 기기를 적외선 송신기에 연결하여 실험하였다.

그림 15에서 보이는 장비들 중 왼쪽 위에 보이는

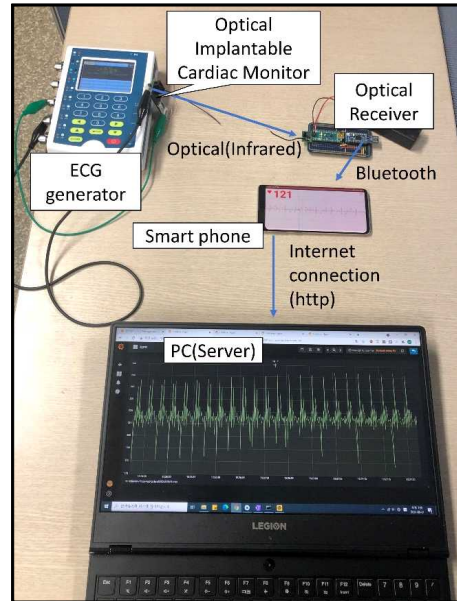


그림 15. 빈맥을 테스트하는 장면  
Fig. 15. Testing tachycardia

장비가 심장파형 생성기이고 그 바로 옆에 초록색과 검은색 전선으로 연결되어있는 작은 장비가 적외선 송신기이다. 그 장비에서 보낸 신호가 오른쪽 위 배터리에 연결되어있는 장비로 전송이 되고 블루투스를 통해 스마트폰으로 데이터를 전달한다. Android 라이브러리 Retrofit으로 HTTP통신을 통해 웹서버로 심전도 데이터를 전송하여 InfluxDB에 저장하고 Grafana로 심전도를 확인해 노이즈 필터링과 부정맥 탐지에 대한 정확도를 높였다.

서맥과 빈맥을 테스트를 했을때 정상적으로 분당 박동수를 측정한 후 경고 문자를 보내는 것을 확인했고 부정맥의 경우도 경고 문자를 잘 보내지만 정상적인 파형일 때도 보내는 걸 파선 매개변수의 조정이 필요한 것으로 판단됐다.

### IV. 인체삽입형 의료기기 실제환경 적용

그림 16에서는 제안하는 광학식 인체삽입형 심전도계를 실제 인체에 적용하는 시나리오를 나타낸다. 광학식 인체삽입형 심전도계는 피부 바로 밑에 삽입한다. 광학식 인체삽입형 심전도계는 내장되어 있는 두 개의 전극을 통해 심전도신호를 읽어내며, 광 펄스로 인코딩되어 체외로 전송된다. 전송된 생체신호는 광수신기를 거쳐 모니터링 장치로 전달되며 최종적으로 원격 심전도 모니터링 기기에서 심전도 정보를 수



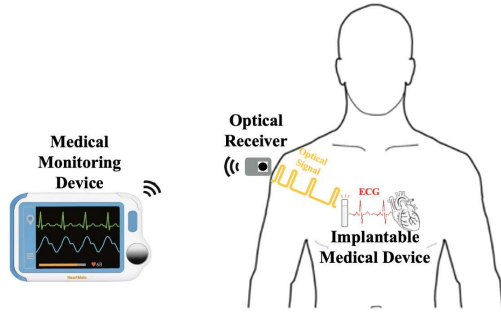


그림 16. 광학식 인체삽입형 심전도계 적용 시나리오  
 Fig. 16. Application Scenario of Optical Implantable Cardiac Monitor

집하고 확인하게 된다.

제안하는 광학식 인체삽입형 심전도계 프로토타입에서는 배터리 교체에 의한 불편을 해소하기 위해 태양광에 의한 재충전이 가능하도록 솔라셀을 탑재하였다. 그러나 일반적으로 삽입형 심전도계를 삽입하는 위치인 심장 부근에 솔라셀이 위치하는 경우 의복에 의해 햇빛을 가릴 수 있으며 이로 인하여 배터리 재충전 효율이 떨어질 수 있다. 이러한 솔라셀 충전효율의 감소는 다양한 환경요소에 따라 영향을 받기 때문에 정량적으로 측정하는 것이 어렵다. 한 연구에서는 솔라셀이 그림자에 가려졌을 때 효율이 75%정도 감소한다고 알려져 있기도 하다.<sup>[14]</sup> 얇은 조직의 옷을 입고 맑은 날 야외에 있을 경우 충전이 가능하지만 두꺼운 옷으로 피부를 가렸을 경우에는 자연적인 충전이 불가능할 것으로 예상된다. 제안하는 한가지 대안은 태양광 스펙트럼과 가장 유사한 광원인 할로겐 램프를 활용하여 실내에서도 배터리를 충전하는 것이다. 또는 상용 페이스메이커처럼 햇빛에 비교적 노출이 잘 될 수 있는 위치인 가슴 상부와 목 근처에 인체삽입형 심전도계를 삽입하여 자연적으로 충전되는 상황이 유도하는 것도 대안이 될 수 있다.<sup>[15]</sup>

인체에서 발생하는 심전도 전기 신호는 수 mV 단위로 매우 미약하므로 측정된 심전도 신호 품질은 전극의 접촉면에서 발생하는 노이즈, 근육의 움직임에 의한 아티팩트, 주변 전기장치로부터 들어오는 전기적 노이즈 등에 매우 민감하다. 따라서, 실제 적용환경에 맞게 필터를 최적화하여 설계할 필요가 있다. 한가지 긍정적인 측면은 체내에 삽입되는 인체삽입형 의료기기의 경우 배터리로 동작하며 전자기파를 흡수하는 인체조직에 둘러 쌓여 있기 때문에 주변의 60Hz 전원 노이즈의 영향을 상대적으로 적게 받는다.

본 연구에서 개발한 광학식 인체삽입형 심전도계 프로토타입은 제한된 내장배터리 용량으로 동작하기 때문에 배터리 동작 시간과 태양광에 의한 재충전 효율이 매우 중요하다. 제한된 크기 때문에 프로토타입에는 9mAh 용량이 작은 LiPo 배터리가 탑재되었다. 실제 동작 환경에서 프로토타입이 소모하는 전류를 측정한 결과 3.7V 동작전압에서 약 45µA 정도의 전류를 소모하였다. 이를 바탕으로 완충시 배터리 동작 수명을 계산해 보면  $9\text{mAh} / 0.045\text{mA} / 24\text{hour/day} = 8.3 \text{ days}$ 로 예상된다. 한편, 태양광에 의한 솔라셀 충전성능을 실험하였다. 야외에서는 실험 환경을 통제하는 것이 쉽지 않기 때문에 실내에서 태양광 스펙트럼과 유사한 할로겐램프(25W)를 사용하여 충전시간을 측정하였다. 약 20cm 거리에서 배터리를 충전한 결과 배터리 잔량이 없는 상태에서 완충시까지 약 2시간이 걸리는 것으로 측정되었다. 위의 실험 결과를 바탕으로 하면 인체삽입형 심전도계는 일주일 사용 후 약 2시간 정도 배터리 충전을 하는 사용 시나리오를 생각해 볼 수 있다.

## V. 결 론

본 논문에서는 광통신 기반의 인체삽입형 심전도계를 이용하여 측정된 생체신호를 몸 밖으로 전송하고 이를 실시간으로 모니터링하는 시스템을 개발하였다. 체외의 광수신기에서 수신한 광신호를 복호하여 무선으로 안드로이드 단말로 전송하고 도시하였으며, 이를 서버에 저장하고 신호처리하여 이상신호를 실시간으로 검출할 수 있음을 프로토타입 시스템과 모의실험으로 검증하였다.

후속연구에서는 하드웨어 설계를 고도화하여 인체삽입 심전도계와 체외 광수신기를 더 저전력화하고 소형화하는 연구를 진행할 예정이다. 또, 원격데이터 수집장치에서 이상신호 검출을 위한 알고리즘을 개선하여 이상신호 검출의 정확성을 향상시킬 것이다. 공개된 심장 부정맥 데이터를 활용하여 인공지능 알고리즘으로 학습하고 적용하면 생체데이터의 이상신호 검출의 정확도를 더욱 향상시킬 수 있을 것으로 예상된다.

## References

- [1] J. Lee, M. Dong, and Y. Sun, "A preliminary study of low power wireless technologies: ZigBee and Bluetooth Low Energy," 2015

- ICIEA*, pp. 135-139, 2015, doi:10.1109/ ICIEA. 2015.7334098.
- [2] H. H. Strey, P. Richman, R. Rozensky, S. Smith, and L. Endee, "Bluetooth low energy technologies for applications in health care: Proximity and physiological signals monitors," *2013 10th Int. Conf. and Expo on Emerging Technol. Smarter World (CEWIT)*, pp. 1-4, 2013, doi: 10.1109/CEWIT.2013.6851347.
- [3] J. Kim, J.-S. Kim, C. Ryu, J.-H. Kim, and K.-H. Park, "Real-time monitoring of ECG signal under ubiquitous environment," *J. KICS*, vol. 38B, no. 9, pp. 728-735, Sep. 2013.
- [4] D. Hemapriya, P. Viswanath, V. M. Mithra, S. Nagalakshmi, and G. Umarani, "Wearable medical devices – Design challenges and issues," *2017 Int. Conf. IGEHT*, pp. 1-6, 2017, doi: 10.1109/IGEHT.2017.8094096.
- [5] J. Kim, et al., "A wireless power transfer based implantable ECG monitoring device," *Pohang Univ. Sci. and Technol.*, Feb. 2020.
- [6] M. F. Rahman, "Ultra-low-power optical wireless communication for implantable medical device," *Seoul National Univ. Sci. and Technol.*, Aug. 2021.
- [7] J. Massad, "Cyber, social and communication failures in the implantable medical device ecosystem," *2020 IEEE ISTAS*, pp. 484-488, 2020, doi:10.1109/ISTAS50296.2020.9462213.
- [8] Nordic Semiconductor, *nRF52840 Dongle*, Dec. 21, 2021, <https://www.nordicsemi.com/-/media/Software-and-other-downloads/Product-Briefs/nRF52840-Dongle-product-brief.pdf?la=en&hash=8DDD17CCF2E574021A06A05C71B46C505D492361>
- [9] Nordic Semiconductor, *nRF52840 DK*, Dec. 21, 2021, <https://www.nordicsemi.com/-/media/Software-and-other-downloads/Product-Briefs/nRF52840-DK-product-brief.pdf?la=en&hash=5D78D8104D4FC04D539BDBACFBB5150F34487447>
- [10] Nordic Semiconductor, *Power Profiler Kit*, Dec. 21, 2021, <https://www.nordicsemi.com/-/media/Software-and-other-downloads/Product-Briefs/PowerProfilerKit-product-brief.pdf?la=en&hash=81DB9B626015BEB68F135F23A3F8CB9A3804F4BA>
- [11] Arduino, *UNO R3 overview*, Dec. 21, 2021, <https://docs.arduino.cc/hardware/uno-rev3>
- [12] K. H. Kim, S. W. Lee, and J. Y. Kim, "Detection algorithm of cardiac arrhythmia in ECG signal using R-R interval," *J. Satellite, Inf. and Commun.*, vol. 9, no. 1, pp. 85-89, Mar. 2014.
- [13] H. K. Kim and J. S. Cho, "Design and implementation of real-time ECG monitoring system for personal health records," *J. Semiconductor & Display Technol.*, vol. 11, no. 3, pp. 45-50, Sep. 2012.
- [14] C. Brown, *Shading Losses in PV Systems, and Techniques to Mitigate Them*, Dec. 21, 2021, <https://www.aurorasolar.com/blog/shading-losses-for-pv-systems-and-techniques-to-mitigate-them/>
- [15] M. V. Tholl, H. G. Akarçay, H. Tanner, T. Niederhauser, A. Zurbuchen, M. Frenz, and A. Haeblerlin, "Subdermal solar energy harvesting – A new way to power autonomous electric implants," *Applied Energy*, vol. 269, 2020, 114948, ISSN 0306-2619, <https://doi.org/10.1016/j.apenergy.2020.114948>. (<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0306261920304608>)

최 승 규 (Seung-Kyu Choi)



2021년 2월 : 신한대학교 컴퓨터 공학과 학사 졸업  
 2021년 3월~현재 : 서울과학기술대 컴퓨터공학 석박사통합 과정 재학  
 <관심분야> 임베디드, 사물인터넷, 컴퓨터그래픽스

김 우 현 (Woo Hyun Kim)



2022년 2월: 서울과학기술대학교 전기정보공학과 학사 졸업  
2022년 3월~현재: 서울과학기술대 컴퓨터공학 석사과정 재학  
<관심분야> 무선통신시스템, IOT, 컴퓨터 비전

임 해 일 (Haeil Lim)



2017년 3월~현재: 서울과학기술대학교 컴퓨터공학과 재학  
<관심분야> 빅데이터 분석

김 초 희 (Chohee Kim)



2021년 7월~현재: 네이버 웹툰 Android 앱 개발자  
2022년 2월: 서울과학기술대학교 컴퓨터공학과 학사 졸업  
<관심분야> Android 앱 개발

조 영 호 (Youngho Cho)



2019년 3월~현재: 서울과학기술대 컴퓨터공학과 재학  
<관심분야> 소프트웨어 개발/아키텍처, 백엔드시스템

박 성 호 (Sungho Park)



2018년 9월~현재: 서울과학기술대학교 컴퓨터공학과 재학  
<관심분야> 웹서버 프로그래밍, 모바일 프로그래밍

최 창 현 (Changhyeon Choi)



2021년 8월~현재: 카카오모빌리티 서버개발자  
2022년 8월: 서울과학기술대 기계자동차공학과 졸업(예정)  
<관심분야> 클라우드 인프라, 자동화

이 현 주 (Hyun Ju Lee)



2018년 2월~현재: 서울과학기술대학교 컴퓨터공학과 재학  
<관심분야> 인터넷 서비스, 사물인터넷

최 혜 린 (Hyerin Choi)



2018년 3월~현재: 서울과학기술대학교 건설시스템공학과 재학  
<관심분야> 무선통신 네트워크

손 일 수 (Illsoo Sohn)



2003년 2월 : 서울대학교 전기공학사

2005년 2월 : 서울대학교 전기컴퓨터공학부 공학석사

2009년 8월 : 서울대학교 전기컴퓨터공학부 공학박사

2009년 9월~2010년 9월 : The University of Texas at Austin postdoc 연구원

2010년 11월~2012년 7월 : LG전자 선임연구원

2012년 8월~2013년 8월 : KT 매니저

2013년 9월~2017년 2월 : 가천대학교 전자공학과 조교수

2017년 2월~현재 : 서울과학기술대학교 컴퓨터공학과 부교수

<관심분야> 무선통신시스템, 분산네트워크 최적화