체온측정용 온도 센서 및 모니터링 텔레메트리 시스템 구현

이정현 · 성기웅* · 김명남** · 조진호***†

Development for body temperature sensor and monitoring telemetry system

Jyung Hyun Lee, Ki-Woong Seong*, Myoung-Nam Kim**, and Jin-Ho Cho***†

Abstract

Typically, the vital signs that are representing the state of human body, are the body temperature, sphygmus, respiration and blood pressure. The body temperature is the result of metabolic regulation and human steady-state body temperature is maintained from 35.9 to 37.4 °C by heat regulatory center. The body temperature is indicative of infection and especially it should be monitored to requiring intensive care patients or after surgical patients. But, measuring of body temperature to a heavy workload on nursing staff has been recognized. And, the health service of nurse is limited by simple tasks such as the measurement and record of vital sign. In this paper, the body temperature monitoring telemetry system was proposed to prove the recoding and transmission of body temperature patch system according the standard(ISO TS11073-92001). We proposed the transmission protocol to suit the MFER(medical waveform format encoding rules). The telemetry patch system was implemented and it was verified by experiments.

Key Words : body temperature, telemetry system, MFER

1. 서 론

인체의 상태를 알려주는 활력징후(vital sign)로 체온, 맥박, 호흡 그리고 혈압을 일반적으로 사용한다. 인간의 신체는 항상성 기전을 통하여 모든 활력징후가 일정한 정상 범위 내에 있도록 조절되며, 활력징후의 변화는 항상성 기전의 변화를 의미함으로 활력징후를 통해 사람의 건강상태 변화를 쉽게 확인할 수 있다.

체온은 가장 기초적인 인체 내 대사활동의 결과로 정상상태의 인간 체온은 체온조절중추에 의해 35.9 °C 부터 37.4 °C 의 범위를 유지한다. 이 정상체온은 개인에 따른 차이가 있지만 평균 정상체온에서 0.3 °C~0.6 °C

이내의 차이를 보이면 정상치로 간주한다. 그러나 체온이 44 °C 이상이거나 34 °C 이하이면 호흡중추의 손상, 조직 단백질의 파괴 및 체내 효소의 비활성화 등에 의해 생존을 위협받게 된다. 이러한 체온은 감염의 지표가 되기도 하며 특히, 수술환자와 집중치료가 필요한 환자의 경우에는 매우 민감하게 변화를 확인하여야한다.

전통적으로 체온의 측정은 유리체온계를 사용하였으나 현재는 전자체온계, 고막체온계(적외선체온계), 체온감지 패치 등이 적용되고 있다. 그러나 자동 체온 측정 장치들은 대부분 부피가 크고 이동이 어려워 환자들의 활동을 제한하거나 좁은 병상에 설치가 어려운 문제가 있다. 일반적으로 입원환자의 경우에는 하루에 4~6회 이상 체온을 측정하게 되며 수술 직후의 환자의 경우에는 환자의 상태에 따라 한 시간에 한 번씩의 측정이 이루어지기도 한다. 이러한 체온 측정은 간호인력에게 과중한 업무량으로 인식되고 있으며 활력징후의 측정 및 기록과 같은 단순 업무의 수행에 과도한 시간을 낭비하여 다양한 의료 서비스가 제한되는 문제가 있다.

상기와 같은 문제를 해결하기 위해 근래에는 USN(ubiquitous sensor network), 무선 통신 등을 이용한 체

경북대학교병원 의공학과(Dept. of Biomedical Engineering, Kyungpook National University Hospital)

*경북대학교 첨단감각기능회복장치연구소(Advanced research center for recovery of human sensibility, Kyungpook National University)

**경북대학교 의학전문대학원 의공학교실(Dept. of Biomedical Engineering, School of medicine, Kyungpook National University)

***경북대학교 IT대학 전자공학부(School of Electronic Engineering, College of IT Engineering, Kyungpook National University)

†Corresponding author : jhcho@ee.knu.ac.kr

(Received : September 1, 2010, Revised : September 27, October 11 2010 Accepted : October 15, 2010)

온 측정 패치의 연구가 활발히 수행되고 있다. 기존의 체온 측정 패치는 체온을 측정하여 이를 무선으로 전송하여 기록하도록 되어 있으나, 기록 방법이 표준화되어 있지 않으며 무선 전송장치와 신호처리부가 나뉘어져 있어 부피와 전력소비 면에서 약점이 있다.

병원 내 온도 측정에 관한 연구로는 2006년 김 등^[1]의 RFID와 USN을 이용한 혈액 온도 관리시스템이 있으나 이는 혈액 팩의 온도관리에 관한 것으로 인체의 체온측정과는 직접적인 연관이 없으며 이 등^[2]이 발표한 유비쿼터스 헬스케어 위한 센서 네트워크 기반의 체온측정 시스템은 플랫폼 구축과 소프트웨어 구현에 초점이 맞추어져 있어 구현한 측정 장치를 환자에게 직접 적용하기 어려운 크기를 가지는 문제가 있었다.

2008년 우 등^[3]의 연구에서는 실제로 인체에 부착가능한 체온 측정패치를 설계 및 구현 하였으며 특히, 센서의 측정 정확도와 착용상의 편의를 위한 센서 모듈의 연구가 우수하여 실제 상용화 가능한 수준의 결과를 발표하였다. 그러나 전송 데이터 포맷과 저장에 대한 부분은 의료 데이터 저장 표준을 따르고 있지 않음으로 우 등의 연구 결과를 의료현장에 적용할 경우 표준화 되지 않은 데이터의 전송으로 인하여 실제 의료 환경에서 환자 정보 기록을 별도의 인력이 수행하여야 하는 부가적인 작업이 발생된다.

2009년 이 등^[4]은 MICS 표준에 기반을 둔 무선 텔레메트리 시스템을 발표하였으나 MICS 표준은 생체내 부에서 외부로의 데이터 전송에 관한 규약이며 현재 의료용 기록 데이터는 2007년 제정된 ISO TS11073-92001을 따라야 함으로 이 등이 개발한 시스템을 체온 측정용 패치시스템에 적용하는 것은 바람직하지 않다.

본 논문에서는 기존 체온 측정 패치의 문제점인 기록 방법의 표준화를 위하여 ISO TS11073-92001에서 정한 MFER(medical waveform format encoding rules)에 적합한 전송프로토콜을 제안하고 이를 마이크로컨트롤러에 내장된 송신기를 통해 전송하여 MFER 규정에 부합하도록 저장하는 체온측정용 온도센서 및 모니터링 텔레메트리 시스템을 구현하고 실험을 통하여 구현 시스템을 검증하였다.

2. 실험시스템 설계 및 구현

2.1. 체온 측정용 센서부 개발

체온 측정용 센서부는 온도 측정센서와 측정 데이터를 무선 전송이 용이하도록 가공하고 이를 전송하는 프로세서 및 무선전송부로 구성된다. 설계한 체온 측정용 센서부의 구성 도는 Fig. 1과 같다.

Fig. 1. Blockdiagram of body temperature sensor; (a) transmitter and (b) receiver.

Fig. 2. Structure diagram of rfPIC12F675 u-controller.

체온 측정용 센서부는 Fig. 1에서와 같이 온도센서와 온도센서의 동작을 제어하고 데이터를 가공하여 전송하는 무선 송신부가 포함된 마이크로 컨트롤러로 구성된다. 본 논문에서는 무선전송의 편의성과 온도센서 칩의 원활한 제어를 위하여 rfPIC12F675(microchip사, USA)를 사용하였다. 사용한 rfPIC12F675의 구조는 Fig. 2와 같다.

rfPIC12F175는 Fig. 2에서와 같이 일반적인 마이크로 컨트롤러 구조이외에 무선 통신을 위한 RF 변조기와 FSK 스위치 및 전력 증폭기가 포함되어 있다. FSK 스위치에 의해 무선 전송 시 진폭 변조(amplitude shift keying, ASK)와 주파수 변조(frequency shift keying, FSK) 중에서 하나를 선택할 수 있도록 하며 본 연구에서는 송수신의 간략화를 위하여 ASK 방식을 이용하였다.

체온 측정을 위한 센서는 주변 온도의 영향을 받지

Fig. 3. Communication data frame.

않으면서도 소형으로 제작하기 위해 전자 온도센서를 사용하는 것이 바람직하다. 전자 온도센서의 출력신호는 아날로그와 디지털의 두 가지 형태가 있다. 아날로그 출력의 온도센서는 출력신호에 대한 온도 보정이 필요하며 동작을 위해 주변에 부가적인 회로가 필요한 단점이 있으나 센서의 크기가 소형이며 센서의 형태가 몸에 부착하기 용이한 형태로의 가공이 쉽다는 장점이 있다. 디지털 출력 온도센서의 경우 별도의 온도보정과 부가회로를 필요로 하지 않는 장점이 있으나 일반적으로 실리콘 칩 형태이므로 체온 측정 시 주변온도 변화에 영향을 받으며 환자의 몸에 부착이 어려운 패키징 형태를 가지고 있다.

본 연구에서는 출력 신호에 대한 별도의 보정이 필요 없이 동작 가능한 디지털 온도센서인 LM74(national semiconductor사, USA)를 사용하였다. LM74는 0.0625°C의 온도 해상도를 가지고 있으며 SPI 통신을 통해 13비트의 디지털 데이터를 출력한다. 또한 외부 장치에 의해서 동작여부가 결정되는 칩 활성화(chip enable) 단자가 있어 마이크로컨트롤러에서 필요한 시점에만 온도센서를 작동시켜 전원 소비를 줄일 수 있는 장점이 있다. 본 연구에서는 이러한 장점을 이용하기 위해 마이크로 컨트롤러에서 일정 시간 동안 전력 증폭기와 온도센서 등 대부분의 장치의 동작을 정지시키고 내부 카운터만을 동작시켜 대기전류를 최소화 시키고 일정 시간에 한 번씩 온도 측정이 필요한 시점에 만 전원을 모두 동작시켜 측정과 전송을 수행하도록 하였다. 이를 통해 하나의 소형 버튼 전지로 장시간 동작이 가능한 구조의 무선 온도측정 장치를 설계하였다.

2.2. 전송 데이터

무선 전송을 위한 부호화기는 ISO TS11073-92001이 정한 MFER(medical waveform format encoding rules)을 만족하는 부호화를 수행하도록 rPIC12F675에 설계를 수행 하였다. MFER 규약을 채용한 이유는 환자 정보의 저장과 이기종간의 정보교환을 용이하게 하기위한 것으로 이러한 전송 포맷을 사용할 경우에 병원정보시스템과의 연동이 가능해짐으로 모니터링 서버의 저장 내용을 바로 병원정보시스템에 연동시켜 환자 차트에 기록할 수 있는 장점이 있다. MFER과 연동이 가능하도록 본 연구에서 제안한 데이터 전송 포맷의 구조는 Fig. 3과 같다.

통신 데이터의 형태는 Fig. 3에서와 같이 시작 신호와 정지신호 사이에 데이터가 포함되는 전형적인 패킷 형태이다. 전송 신호의 내부 데이터는 전송하고자 하는 데이터의 종류와 길이를 먼저 표시하고 데이터를 전송하는 구조로 되어있다. MFER은 이와 같은 부가정보를 포함함으로써 HL7 및 기타의 이종 시스템과 호환가능한 구조를 가지게 된다. 본 연구에서는 온도센서 패치에 할당된 ID정보와 체온 측정값을 전송하며 모니터링 서버에서 환자의 정보를 온도센서 ID 정보와 매칭시켜 사용하도록 하였다. 이는 송신 데이터의 길이를 줄여 송신 전력을 최소화하면서 잡음에 의한 데이터 손상을 막기 위한 방법이다. 또한, 이러한 방법은 환자의 구체적인 정보를 전송하지 않음으로서 실제 임상적용시에 환자를 확인할 수 있는 구체적인 정보가 무선전송 과정에서 외부에 노출될 수 있는 문제를 원천적으로 봉쇄하고 내부의 서버에서만 환자의 실제 정보를 확인할 수 있어 보안상의 이점이 있다.

Fig. 4. Blockdiagram of body temperature monitoring telemetry server.

2.3. 모니터링 서버

모니터링 서버는 무선 수신부와 데이터 저장 및 디스플레이 서버로 구성되며 수신부는 최소 8명 이상의 환자로부터 동시에 데이터를 수집하고 디스플레이 및 저장을 수행하여야 한다. 모니터링 서버의 구성 도는 Fig. 4와 같다.

모니터링 서버의 RF 수신기는 ASK 수신 방식을 통해 최소 8개의 체온측정 센서의 신호를 시간차를 두고 하나의 채널로 수신 받아 복호기로 전달하며 복호 기에서는 각각의 센서별 신호를 각각 복호하여 USB (universal serial bus)를 통해 서버로 입력한다. 서버에서는 입력된 신호를 환자별로 분류하여 DB(database)에 저장하고 실시간 입력된 데이터를 화면에 갱신한다. 이때 저장 정보는 환자의 체온과 측정시간이며 측정 시간별로 저장된 데이터는 디스플레이부에서 대상자의 장시간 동안의 체온 변화 그래프와 MFER 적용 가능한 DB의 형태로 나타난다.

본 연구에서는 LabView(national instruments사, USA)를 이용하여 모니터링 서버 프로그램을 구현하였다.

3. 실험 및 고찰

3.1. 시스템의 구현

전체 시스템은 체온을 측정하는 체온 센서부, 무선 신호를 수신하는 수신부 및 환자체온을 모니터링 하는 모니터링 서버의 세부분으로 구현하였다. 이때 하드웨어 구성 부는 체온 센서부와 수신부이며 구현된 시제품을 Fig. 5에 보였다.

제작한 온도 패치 시스템은 Fig. 5에서와 같이 가로 14 mm, 세로 19.5 mm의 소형 PCB 상에 회로를 구현

(a)

(b)

(c)

(d)

(e)

Fig. 5. Implemented system; (a) front of sensor circuit, (b) back of sensor circuit, (c) top of body temperature sensor, (d) bottom of body temperature sensor and (e) RF receiver.

하고 온도센서를 제외한 모든 부품을 회로를 윗면에 부착하고 체온 측정용 센서만 아랫면에 부착하였다. 패치의 피부 부착을 위하여 Fig. 5의 (c)와 (d)에서와 같이 생체적합성이 검증된 3M사의 전극부착용 테이프를 사용하여 패치를 피부에 부착할 수 있도록 하였다. 이때 온도센서의 패키지가 바로 피부에 닿을 수 있도록 부착용 테이프를 센서 패키지의 형태와 같이 절개하여 센서의 패키지 부분이 드러나도록 제작하였다. 안테나와 전원전지를 포함시켜 Fig. 5의 (c)와같이 온도센서 패치를 제작하였으며 이때 접착테이프를 포함하는 전체 패치의 크기는 가로 40 mm, 세로 45 mm, 높이 13 mm의 크기였으며 무게는 3.68 g으로 피부에 장기간 부착하여도 불편함이 없을 정도의 크기와 무게를

가졌다. 수신기는 Fig 5의 (e)와 같이 케이스 내부에 제작하여 외부 잡음의 간섭을 줄였다. 제작한 송신 시스템은 전송 시 최대 5 mA_{max} 의 전류를 소비하지만 20분에 한번씩 100 ms 미만의 시간동안만 데이터를 전송함으로 평균 소비 전류는 500 uA/h 미만이 된다. 시스템에 적용된 전지는 3 V전원을 출력하며 용량은 50 mA이므로 이론적으로 최대 100시간 동작이 가능하다. 실제 동작에서는 80~86시간 사이의 시간동안 동작이 가능했다.

3.2. 실험 결과 및 고찰

제작한 온도 측정 패치 시스템을 모니터링 서버 프로그램과 연동시켜 동작 테스트를 수행하였다. 동작 테스트는 항온조에 온도를 인가하면서 원하는 온도까지 온도를 프로그래밍 하여 상승시킨 결과를 측정함과 동시에 고양이에게 체온 측정 패치를 부착하여 온도변화를 관찰하였다. 이때 실제 설계된 데이터 전송 간격인 20분의 전송간격 대신 실험의 편의를 위하여 두 개의 온도 패치를 동시에 동작시키면서 2분 간격으로 데이터를 전송하도록 하였다. 고양이와 항온 챔버를 이용한 실험 장면은 Fig. 6과 같으며 실험 시 수집된 결과는 Fig. 7과 같았다.

Fig. 6. Experiments picture using (a) cat and (b) temperature chamber.

Fig. 7. Experiment results; (a) monitoring display and (b) saved data.

실험은 Fig. 6과 같이 고양이에게 부착한 체온 패치와 온도 챔버 내부에 위치한 패치의 온도변화를 동시에 측정하였으며 그 측정결과는 Fig. 7과 같이 모니터링 서버로 전송되어 저장된다. 측정데이터는 실시간 모니터링이 가능하도록 Fig. 7의 (a)와 같이 장시간 변화를 확인할 수 있는 그래프형태로 출력되며 DB에는 Fig. 7의 (b)와 같이 측정 시간과 측정값이 순차적으로 저장된다. 각 저장 데이터는 온도패치의 ID정보를 이용하여 저장 및 검색하며 ID에 따라 저장된 환자의 이름과 최종 저장시간을 확인할 수 있다.

실험을 위하여 Fig. 6의 (a)와 같이 고양이의 허리부분에 체온측정패치를 부착하고 탈락을 방지하기 위하여 붕대로 고정하였으며 온도 챔버의 경우 시간에 따라 온도가 상승하도록 한 상태에서 상용 온도계와 온도패치를 동시에 챔버내부에 넣어 둔 채로 실험을 수행하였다. 온도챔버 내부 온도 변화는 Fig. 7의 (a)와 같이 가열프로그램에 의해 순차적으로 상승함을 보였다.

Fig. 8. Temperature measurement result using commercial thermometer and implemented patch.

제작한 센서의 측정 온도 오차를 확인하기 위하여 Fig. 6의 (b)와 같이 온도 챔버 내부에 위치시킨 디지털 온도계와의 온도 차이를 비교하였으며 그 결과는 Fig. 8과 같았다.

본 연구에서 사용한 온도센서의 경우 측정가능 온도 범위는 $-55^{\circ}\text{C} \sim 150^{\circ}\text{C}$ 이며 체온이 위치하는 범위를 포함하는 $-10^{\circ}\text{C} \sim 65^{\circ}\text{C}$ 사이에서 최대 오차는 $\pm 1.25^{\circ}\text{C}$ 이며 오차의 변화는 공급 전압 전압이 10 % 변화하는 경우 온도 오차가 $\pm 0.3^{\circ}\text{C}$ 증가한다. 이에 따라 공급 전압의 변화가 없다면 반도체 온도센서의 특성상 선형성이 좋으므로 일정한 오차만을 가지는 결과를 출력한다. 이에 따라 전압 변화를 줄이기 위해 전원전지는 리튬 코인전지를 사용하였으며 리튬코인전지의 특성상 전지 용량의 80 % 소비 시점까지의 전압 변동이 거의 없으므로 본 실험에서는 전지를 교체한 경우에 한하여 센서의 측정 온도와 실측온도를 보정하는 1점 보정방법을 사용하여 측정치에 대한 실제 온도를 보정하였다. 실험결과 Fig. 8에서와 같이 온도 챔버 내부에서 상용 온도계에 의해 측정된 온도 데이터와 본 연구에서 제작한 온도 패치에서 측정된 데이터는 1회 보정 이후 거의 동일한 온도를 표시하는 것을 확인하였다. Fig. 8의 결과와 같이 제작한 패치로부터 측정된 데이터의 보정 후 오차는 $\pm 0.4\%$ 미만으로 나타났다.

Fig. 6의 (a)와 같이 측정한 고양이의 온도는 실제 고양이의 체온인 39°C 와 약 2.7°C 의 차이를 보였다. 그 이유는 고양이의 털을 완전히 제거하고 체표면에 부착을 시키지 못한 이유와 체표온도와 심내 체온의 차이를 보상하는 기전을 포함시키지 않았기 때문이다. 일반적으로 심내 온도가 아닌 체표의 온도를 측정할 경우 체표의 온도로 부터 심부온도를 추정하는 방법을

Fig. 9. 8 channel simultaneous temperature measurement result during 10 hours.

사용하고 있으나 본 연구에서는 절대적인 체온을 이용하는 일반적인 감염증에 대한 판단을 위해 패치를 사용하는 것이 아니라 중환자 혹은 수술 후 환자의 체온 변화 정도를 감시하거나 피부에 감염, 화상 등의 증상을 가진 환자의 피부 표면에서의 온도 변화를 통한 대상 병변 부위의 증상악화 및 호전에 대한 평가를 수행하기 위한 목적으로 실험결과로부터 온도 측정 패치의 설계 및 제작이 적절하게 수행되었다고 할 수 있다. 추후 기존 연구 결과들과의 비교 및 추가적인 임상시험을 통해 부착 위치별 체표온도와 심내 체온과의 상관관계에 대한 연구를 수행하면 본 패치 시스템에서 측정된 체표온도로부터 심내 체온을 추정하는 것이 가능할 것으로 예상되며 본 연구결과물에서 하드웨어적인 변화 없이 모니터링 소프트웨어의 수정만으로도 심내 체온의 추정이 가능할 것이다.

8채널 이상의 동시 측정을 위하여 8개의 센서를 $5\text{ m} \times 15\text{ m}$ 넓이의 실험실 내부에 배치하고 동시에 온도를 측정하는 실험을 수행하였다. 각 센서의 위치는 에어컨 냉기 토출 부분, 두 개의 출입문 앞, 창가 두 곳 및 책상 아래와 두 명의 피험자의 좌측 가슴 부근에 부착시켜 10시간 동안의 온도변화를 관찰하였으며 그 결과는 Fig. 9와 같았다. 이 때 측정 온도의 전송 간격은 20분으로 하였다.

실험에서 Fig. 9와 같이 8개의 패치로부터 온도 정보가 20분 단위로 10시간 동안 측정되었으며 데이터의 소실 없이 온도 변화 결과가 측정되었다. 측정 데이터 중 오후 12시경에서 2시 사이의 대상자 1 및 2의 온도 데이터가 없는 이유는 식사를 위해 무선 수신 범위 밖으로 이동했기 때문이다. 본 실험의 결과로부터 Fig. 9와 같이 8 채널의 온도측정 패치로부터 신호를 10시간 이상 동시에 측정하고 기록하는 것이 가능함을 확인하였다.

4. 결 론

본 연구에서는 체온 측정용 텔레메트리 센서 시스템을 구현하고 이를 MFER에 적합한 형태로 무선 전송하여 실시간 모니터링과 함께 장시간 저장을 수행하는 시스템을 구현하였다. 구현한 시스템을 측정에 적용한 결과 8명 이상의 환자에 대하여 동시에 체온변화를 주기적으로 장시간 측정하는 것이 가능함을 확인하였으며 사용 전지의 수명이 약 5일 이상 지속가능함을 확인하였다.

장시간 온도 변화 측정을 위하여 고양이와 온도 챔버를 이용한 실험을 수행하여 장시간 온도 변화에 대한 모니터링과 저장이 가능함을 확인하였다. 실험의 결과 중 체표 온도만을 측정함으로 실제 체온에 해당하는 심부 체온을 측정하기 어렵다는 문제점이 있으나 이는 추후 임상실험 및 기존 연구결과를 통합하여 측정 부위별 체표 온도에 따른 심부 체온을 추정하는 알고리즘을 모니터링 서버에 소프트웨어로 삽입하여 개선이 가능할 것으로 예상된다.

본 연구에서 개발한 시스템은 중환자 집중 치료실 혹은 수술 후 회복실 등에서 사용할 경우 환자의 체온 변화에 대한 장시간에 걸친 온도수집 및 중앙 집중 모니터링을 수행할 수 있어 간호 인력의 과도한 업무 부담을 줄임과 동시에 환자 바이탈에 대한 신뢰성 높은 데이터를 얻어 임상적 사용이 가능할 것으로 기대된다.

감사의 글

이 연구는 2008년도 경북대학교병원 생명의학연구소 연구비의 지원 및 두뇌한국21(BK 21)의 지원으로 이루어 졌음.

참고문헌

- [1] 김수정, 유선국, 박정진, 서국진, 김현옥, 배하석, 장병철, “RFID와 USN을 이용한 혈액 온도관리시스템의 설계,” *센서학회지*, 제15권, 제4호, pp. 291-296, 2006.
- [2] 이영동, 정완영, “유비쿼터스 헬스케어를 위한 센서 네트워크 기반의 심전도 및 체온 측정 시스템”, *센서학회지*, 제15권, 제 5호, pp. 371-377, 2006.
- [3] 이상호, 박수영, 지아 모이 우딘, 원철호, 이정현, 박희준, 이정우, 홍영진, 서진호, 염영일, 조진호, “폐치형 무선 피부 온도 측정 시스템의 설계 및 구현”, *센서학회지*, 제17권, 제5호, pp. 350-360, 2008.
- [4] 이승하, 박일용, “MICS 표준에 기반한 무선 텔레메트리 시스템 개발”, *센서학회지*, 제18권, 제1호, pp. 54-62, 2009.
- [5] 박정호, (新) *간호학개론*, 서울대학교출판부, 서울, 2006.
- [6] 김금순, *통합적 기본 간호학*, 한우리, 서울, 2003.
- [7] M. M. Canobbio, E. V. Paquette, M. F. Wells, and S. M. Tucker, *Patient care standards: collaborative practice planning guides*, Mosby Year Book, MO, 1996.
- [8] E. H. Shortliffe and J. J. Cimino, *Medical information; computer applications in health care and biomedicine*, Springer, NewYork, 2000.
- [9] W. Stallings, *Data and computer communications*, Prentice Hall, New Jersey, 2003.
- [10] M. Roden, *Analog and digital communication systems*, Prentice Hall, New Jersey, 1991.

이 정 현

- 2002년 2월 경북대학교 전자공학과 (공학사)
- 2004년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 2008년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 2007년 3월~2008년 2월 계명대학교 동산의료원 의료정보학교실 연구강사
- 2008년 3월~현재 경북대학교병원 의공학과 조교수
- 주관심분야: 생체 텔레메트리 시스템, 양이 보청기, USN, 인체통신

성 기 웅

- 1998년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
- 2000년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2010년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)
- 2010년 3월~현재 경북대학교 첨단감각기능회복장치연구소 연구교수
- 주관심분야: 청각 전달 메커니즘, 완전이식형 청각장치

김 명 남

- 1988년 2월 경북대학교(공학사)
- 1990년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 1995년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 1996년~현재 경북대학교 의대 의공학과 교수
- 2008년~현재 경북대학교병원 의공학과장
- 주관심분야: 생체신호처리시스템, 의학영상처리

조 진 호

- 1988년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)
- 1984년~현재 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수
- 1984년~2008년 경북대학교병원 의공학과장(겸무)
- 2008년~2010년 경북대학교 전자전기컴퓨터학부장
- 2010년 3월~현재 경북대학교 IT대학 학장
- 주관심분야: 생체전자, 생체신호처리, 의료 센서시스템, 완전이식형 인공중이, 초소형 텔레메트리 시스템 등