

# 유비쿼터스 헬스케어를 위한 센서 네트워크 기반의 심전도 및 체온 측정 시스템: 1. 센서 네트워크 플랫폼 구축

이영동 · 정완영\*†

## A study on WSN based ECG and body temperature measuring system for ubiquitous healthcare: 1. the construction of sensor network platform

Young-Dong Lee and Wan-Young Chung\*†

### Abstract

The wireless sensor network (WSN) based ECG and body temperature measuring system for ubiquitous health-care were designed and developed. The system was composed of a wireless sensor network node, base station and server computer for the continuous monitoring of ECG signals and body temperatures of patients at home or hospital. ECG signal and body temperature data, important vital signals which are commonly used in clinical and trauma care, were displayed on a graphical user interface (GUI). The data transfer from sensor nodes on patients' body to server computer was accomplished through a base-station connected to a server computer using Zigbee compatible IEEE802.15.4 standard wireless communication. Real-time as well as historical, ECG data of elderly persons or patients, can also be retrieved and played back to assist the diagnosis. The ubiquitous health care system presented in this study can effectively reduce social medical expenses, which will be increased greatly in the coming aging society.

**Key Words :** ubiquitous healthcare, wireless sensor network, sensor network platform, ECG, vital signal

## 1. 서 론

최근 유비쿼터스 컴퓨팅 인프라 구축의 기반기술로서 초소형 센서, 무선통신 및 초소형 마이크로프로세서 기능을 통합한 센서네트워크 기술이 매우 광범위한 응용분야에서 활발히 연구되고 있다<sup>[1]</sup>. 많은 응용 분야 중 유비쿼터스 컴퓨팅 기술과 헬스케어 기술을 접목하여 언제, 어디서나 건강 상태를 모니터링 할 수 있도록 하는 유비쿼터스 헬스케어 기술이 큰 주목을 받고 있으며, 최근의 BT, NT, IT 기술의 발전이 이러한 기술의 현실화를 앞당기고 있다. 이러한 센서네트워크 기술을 이용한 유비쿼터스 헬스케어 분야의 기술은 점차 인구의 고령화<sup>[2]</sup>가 진행되면서 국가차원의 의료비 절

감과 일상생활에서의 자연스런 건강검진에 의한 웰빙 추구에 대한 관심으로 인하여 그 요구가 크게 증대되고 있다.

이와 관련하여 국내에서는 1990년대부터 심전도 및 체온 계측기 등에 관한 생체계측과 관련한 연구개발이 활발히 이루어지고 있다. 그러나 아직까지 국내 심전도 및 체온 계측기 업체에서는 유선기반의 계측시스템이 대부분이며 일부 산학협동과제로서 블루투스 등을 활용한 무선 생체 계측시스템의 연구결과가 보고되고 있다<sup>[3]</sup>. 이러한 블루투스 무선센서 방식은 환자 한사람의 신체에 부착된 무선센서로부터 생체데이터를 PC와 연결된 베이스스테이션으로 수신 받는 것으로 통상 현대의 PC에 한명의 환자만 연결되는 구조를 취하고 있다. 최근에 주로 저전력 소모와 저비용에 초점을 맞춘 지그비(Zigbee) 통신 프로토콜을 이용한 무선센서네트워크를 활용 신체 건강계측시스템에 관한 연구가 미국과 유럽을 중심으로 활발히 연구가 시작되고 있다<sup>[4]</sup>.

본 연구에서는 저전력, 저비용의 특징을 갖는 센서 네트워크 기반의 생체신호 모니터링 시스템을 구현하

동서대학교 디자인 & IT전문대학원 ((Graduate School of Design & IT, Dongseo University)

\*동서대학교 컴퓨터정보공학부 (Department of Computer and Information Engineering, Dongseo University)

†Corresponding author: wychung@dongseo.ac.kr

(Received : January 17, 2006, Accepted : August 10, 2006)

고자 하였다. 특히, 지금까지 환자 1인 또는 병실 하나에 한대씩의 PC가 필요하던 기존의 구조에서 벗어나 무선센서네트워크의 강점인 Ad-hoc 통신이 가능하면서 저전력으로 장기간 사용이 가능한 무선 센서노드를 사용하여 병원의 한층 전체의 환자나 여러 환자가 거주하는 가정에서 하나의 PC(또는 서버컴퓨터)로 시스템 구성이 가능하도록 무선센서네트워크 시스템을 구성하였다. 또한, 센서 네트워크에 적합하게 설계된 TinyOS<sup>[6]</sup>의 무선통신 기술을 이용하여 무선센서네트워크를 구성함으로써 원거리의 심전도 및 체온 데이터까지 베이스스테이션으로 수신이 가능하였고, 수신된 생체 데이터를 단말 PC와 PDA화면에서 실시간으로 표시할 수 있는 시스템을 연구하였다.

## 2. 시스템 구성 및 실험

### 2.1. 센서 노드 구성

그림 1은 환자의 생체신호를 모니터링 하기 위하여 본 연구에 적용한 유비쿼터스 헬스케어 시스템의 구성도를 보여주고 있다. 환자의 몸에 부착된 센서로부터의 생체데이터는 무선 센서노드를 이용하여 무선방식으로 서버 컴퓨터와 연결된다. 적용한 시스템의 하드웨어는 센서 노드, 베이스스테이션, 서버 컴퓨터 등으로 구성하였고, 소프트웨어는 디스플레이를 위한 PDA 프로그램, 클라이언트 프로그램, 서버 프로그램 등으로 구성하였다. 환자의 상태를 모니터링 하기 위해 여러 개의 센서 노드를 환자의 몸에 부착 후 환자의 건강과파라미터를 무선으로 베이스스테이션에 전송하고, 전송된 생체 신호는 인터넷과 연결된 서버를 통해 클라이언트 PC 또는 PDA로 전송하게 된다. 본 연구에서는 유비쿼터스 헬스케어 시스템의 구성 및 테스트를 위한 생체정보로 환자의 진단에 있어서 중요한 의미를 가지는 심전도(ECG: electrocardiogram) 및 체온을 측정하였으며, 센서 네트워크에 적합하게 설계된 TinyOS 운영체제를 사용하여 심전도 및 체온 신호에 대한 샘플링 및 파형을 모니터링 할 수 있도록 하였다.

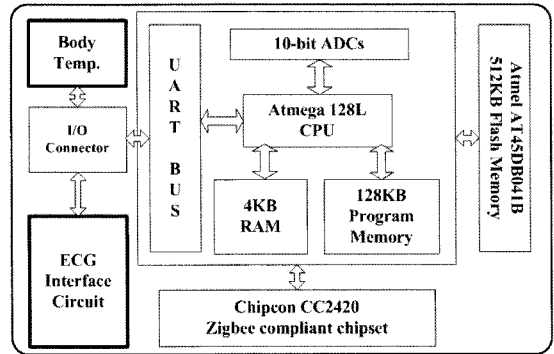


그림 2. 센서 노드 하드웨어 블록도  
Fig. 2. The block diagram of wireless sensor node, MICAz.

센서 노드는 2.4 GHz 주파수대역과 IEEE 802.15.4 (Zigbee 시스템 호환)를 적용한 미국의 크로스보우사의 MICAz<sup>[6]</sup>를 사용하였으며, 생체 신호 수집을 위해 데이터 획득보드를 센서노드 위에 추가 부착하여 구성하였다. 그림 2는 센서노드로 사용된 MICAz의 내부 하드웨어 블록다이어그램을 보여주고 있다. 본 연구에서 센서노드로 사용된 MICAz는 크게 내부 플래시메모리를 갖춘 마이크로컨트롤러(ATmega128L, Atmel Co., USA)와 IEEE802.15.4를 적용한 RF 트랜시버(CC2420, Chipcon AS, Norway), 512 KB의 외부 플래시메모리로 구성되어 있다. 기본적으로 센서노드는 센서, 마이크로프로세서, RF트랜시버로 구성된다. 이 센서노드의 무선통신을 위해 2.4 GHz 대역의 Zigbee 표준기술이 사용됨을 알 수 있다. 또한, 심전도 신호를 측정하기 위해 심전도 인터페이스 회로를 MICAz 모듈에 부착하였으며, 심전도 인터페이스 회로에서 출력되는 아날로그 형태의 심전도신호를 데이터 획득보드로 연결하여 사용하였다<sup>[7]</sup>. 센서 노드의 자세한 하드웨어 사양은 표 1에 나타내었다.

그림 3은 오른쪽 팔, 왼쪽 팔, 왼쪽 다리의 3극점의 전위차를 이용하여 심전도 신호를 측정하고 이를 하드웨어적으로 증폭 및 필터링 해주는 과정을 블록화 한

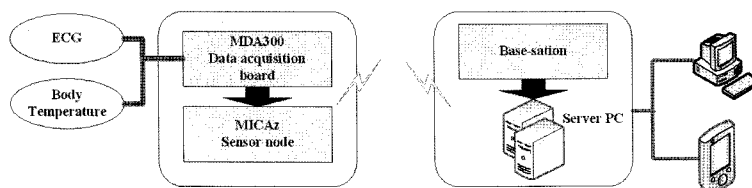


그림 1. 본 연구에 적용한 유비쿼터스 헬스케어 시스템 구성도  
Fig. 1. The system architecture of ubiquitous healthcare applied to our research.

표 1. MICAz 센서 노드 사양

Table 1. Specifications of sensor node, MICAz

	MICAz	Remarks
Processor	ATmega128L	
Flash memory	512 K bytes	
RF transceiver	CC2420(2.4 GHz, IEEE802.15.4)	IEEE802.15.4 compatible chips
Frequency band	2400 MHz~2483.5 MHz	
TX data rate	250 Kbps	
RF range	75 m~100 m(Outdoor) 20 m~30 m(Indoor)	
Current draw	8 mA(active mode), <15 uA(sleep mode)	
Size(mm)	58 × 32 × 7(mm)	
Expansion connector	51 pin	All major I/O signals

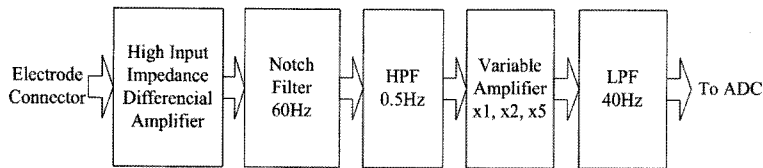


그림 3. 심전도 인터페이스 회로 블록도  
Fig. 3. Block diagram of ECG interface circuit.

것을 나타낸다. 본 연구에서는 정확한 심전도 신호 측정을 확인하기 위해 심전도 신호발생기를 사용하였다. 심전도 신호발생기(ECG simulator, MARQUETTE Electronics. INC., USA)를 통해 출력된 신호를 증폭 및 필터 과정을 거쳐 센서 노드의 입력신호로 사용하였으며, 3극점은 심전도 신호발생기의 +(왼쪽 팔), -(오른쪽 팔), 그라운드(왼쪽 다리)로 대체하여 사용하였다.

심전도의 주파수 대역폭은 0.05~100 Hz의 진단모드와 0.5~40 Hz의 모니터링 모드를 가지고 있으며, 신호의 크기는 어린 소아의 경우에는 10 uA이고, 성인의 경우는 5 mV 정도의 파형특성을 가지고 있다<sup>[8]</sup>. 본 연구에서 구현한 심전도 측정 시스템은 진단용이 아닌 모니터링용으로 개발하였으며, 첫 번째 증폭 이후에 저

주파잡음을 제거하기 위해 차단주파수 0.5 Hz의 고역 통과필터를 사용하였고, 저역통과필터의 경우에는 40 Hz로 차단주파수를 정하여 고주파 잡음을 제거하였다. 최종 출력된 생체신호는 아날로그 값의 형태를 가지며 ADC와 신호처리를 거쳐 센서노드에 입력이 된다. 최종적으로 출력되어진 심전도 신호 (-)부분의 신호 값에 대한 손실을 없애기 위해 버퍼블록의 앞단에 전압레벨 천이(voltage level shift) 회로를 추가하였다. 즉, 전압레벨 천이회로를 추가하여 심전도 신호에 포함되어 있는 음의 신호를 0V 이상으로 조절하여 이 값을 ADC 칩이 내장되어 있는 데이터 획득보드에 입력으로 사용할 수 있게 하였다.

센서네트워크 기반의 체온 측정 시스템은 그림 4의

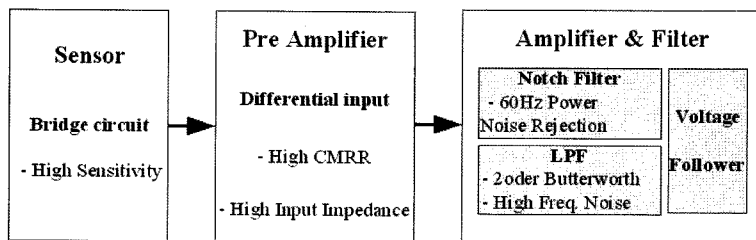


그림 4. 체온 센서 블록도  
Fig. 4. Block diagram of the body temperature sensor.

블록다이어그램과 같은 구조를 가지며, 체온 측정에 사용된 센서는 온도에 따라 저항 값이 변화하는 서미스터 온도센서를 이용하여 전압 값으로 바꾸고 센서노드의 ADC를 거쳐 입력신호로 사용하게 된다. 휘스톤 브리지 회로를 구성하여 저항의 변화를 전압으로써 나타낼 수 있도록 하였다. 휘스톤 브리지 회로와 차동 증폭 회로를 거친 신호는 고주파 잡음의 제거를 위하여 이득을 지니는 2차 butterworth LPF를 설계하였다. 체온 센서의 샘플링 주파수는 0.5 Hz의 주기로 샘플링이 가능하도록 하였다.

본 연구에서는 여러 생체 신호 중 심전도, 체온 측정이 가능하게 구성하였으며, 센서노드와의 구성은 하나의 데이터 획득보드에 심전도, 체온의 신호 입력이 가능하게 설계하였다.

### 2.2. TinyOS 시스템 구성

무선센서네트워크는 초소형 센서, 무선통신 모듈과 마이크로컨트롤러로 구성된 센서노드들을 물리적 공간에 배치하여 센서노드간의 적당한 통신경로를 찾아서 그 데이터를 전달하게 하는 네트워크 환경을 말한다. 이 경우에 물리적 공간에 배치된 센서노드는 작은 배터리를 전원으로 사용하게 되고 센싱 및 무선통신을 하면서 배터리를 소모하게 된다. 따라서 소형의 센서노드가 오랜 시간동안 그 성능을 유지하기 위해서는 그 크기와 소모 전력을 최소화해야 한다. 이러한 작은 용량의 센서노드가 센싱 응용처리와 노드들간 통신 등을 위하여 기존의 임베디드 운영체제와는 다른 센서네트워크에 적합한 초소형의 운영체제가 필요하다.

본 연구에서는 전 세계적으로 가장 널리 사용되고 있는 센서네트워크용 운영체제인 UC 버클리대에서 개발한 TinyOS<sup>[5]</sup>를 사용하였다. TinyOS는 이벤트 발생에 의한 상태 천이방식을 채택한 상태머신 기반의 프로그래밍 개념을 사용하고, 센서네트워크와 같은 임베디드 네트워크 시스템을 위해 특별히 고안된 운영체제로써 제한된 메모리 공간의 효율적인 이용과 프로세싱의 동시성 등을 지원해 주는 운영체제이다. 이와 같은 TinyOS는 크게 세 가지 특성을 갖는다. 첫째, 재사용 가능한 소프트웨어 컴포넌트 기반의 구조를 지니는 운영체제이며, 응용 프로그램은 하드웨어 컴포넌트의 입·출력을 연결하듯 소프트웨어 컴포넌트의 입·출력 인터페이스를 연결함으로써 작성된다. 둘째, 상태머신 기반의 구조를 가지는 운영체제로, 각각의 상태는 TinyOS의 컴포넌트에 해당된다. 각 컴포넌트의 명령과 이벤트 처리기는 한 상태에서 다른 상태로 빠르게 전이를 일으키며, 기본적으로는 하드웨어의 신호 처리와 같은 특성을

가지므로 적은 양의 부가처리와 논-블러킹의 특성을 지닌다. 셋째, 센서노드의 중요한 요구사항의 하나인 저전력 소모를 구현하기 위해 사용되지 않는 CPU의 사이클 동안 휴지 상태로 들어가 전력소모를 줄인다.

본 연구에서는 TinyOS의 이러한 주요 특징을 기반으로 심전도신호의 샘플링, 데이터의 무선 송수신 및 멀티홉(multi-hop)<sup>[9]</sup> 라우팅 기능을 담당할 TinyOS 컴포넌트들을 적용하였다. 또한 베이스스테이션에서 시리얼 인터페이스를 통해 입력된 심전도 신호와 체온 신호는 TinyOS에서의 자바 언어로 구현된 프로그램을 통해 오실로스코프와 같은 그래프 형태로 출력되도록 하였다. 입력된 심전도신호는 데이터 획득보드에서 샘플링을 하기 위해 TinyOS의 프로그램에서 TIME\_SCALE의 조절을 통해 심전도신호에 대한 샘플링이 가능하게 구성하였다. TIME\_SCALE과 샘플링주기는 즉, TIME\_SCALE 값을 기본 값인 100으로 설정하고 샘플링 주기를 1로 설정하면 실제 심전도신호에 대한 샘플링 주기는 10 Hz의 결과로 나타난다. 본 연구에서는 심전도 신호의 왜곡을 최소화하기 위해 200 Hz로 샘플링 하도록 하였다.

TinyOS에서 정의된 센서노드간의 무선 송·수신 패킷은 기본적인 TinyOS 메시지인 TOS 메시지, 데이터 디스플레이를 위한 Oscope 메시지와 멀티홉 라우팅에서 사용되는 멀티홉 메시지로 구성이 되고, 정의된 패킷 이외에도 TinyOS의 응용 프로그램에 따라 사용자가 원하는 패킷구조로 조정하여 구성할 수 있다. 본 연구에서도 심전도신호와 체온신호의 무선 송·수신과 데이터 디스플레이를 고려하여 패킷구조를 그림 5와 같

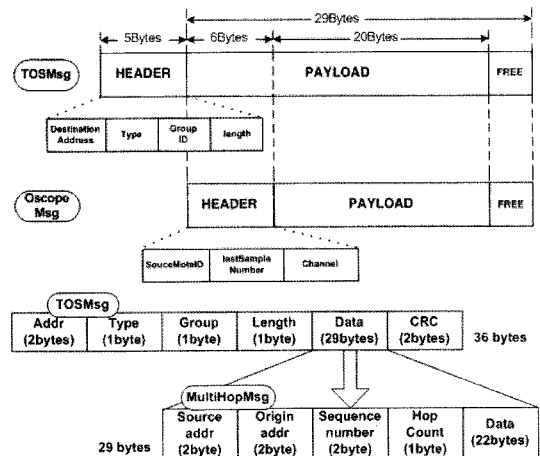


그림 5. 생체 센서노드 무선 송·수신을 위한 패킷 구조  
Fig. 5. Packet structure for communication between sensor nodes.

이 정의, 구성하였다. 전체 패킷은 TOS 메시지의 헤더 데이터(5바이트), Oscope 메시지 헤더데이터(6바이트), 데이터패킷(20바이트), CRC(2바이트), 시작 싱크비트(2바이트)와 끝 싱크비트(1바이트)로, 총 36바이트로 구성하였다.

센서 네트워크의 시작비트와 마지막비트는 패킷의 싱크바이트로써 항상 0x7e로 사용된다. 패킷구조를 살펴보면 TOS메시지의 헤더데이터는 총 5바이트로 구성되고, 목적지주소(destination address)의 값은 총 2바이트로 브로드캐스트, UART, 노드어드레스 이렇게 세 분류로 나누어진다. 액티브 메시지 핸들러 부분에서는 액티브 메시지(active message)의 타입에 대해 정의해 두었다. 그룹 아이디(0x7d)는 센서 네트워크에서 각 센서노드들을 그룹화 시켜 다른 그룹간의 간섭을 방지하기 위해 주로 사용이 된다. TOS 메시지의 Payload 데이터는 6바이트의 Oscope 메시지 헤더패킷을 포함하여 센서노드 아이디, 카운터, ADC 채널과 ADC 데이터 값으로 총 26바이트의 길이로 구성하였고, 센서 노드 ID와 ADC 채널은 본 연구에서는 각각 1번의 값으로 설정해 놓았다. 마지막으로 ADC 데이터 값에는 입력된 아날로그 심전도 신호를 디지털로 변환한 값으로써, 2바이트 크기의 데이터를 10개 저장하도록 하여 20바이트로 구성하였다.

센서 네트워크에서는 무선 센서노드들로부터 정보 수집을 위해서는 센서노드들 간의 통신 방식인 Ad-hoc<sup>[10]</sup> 네트워킹 능력을 요구한다. 본 연구에서는 TinyOS을 이용하여 여러 센서노드로부터의 생체신호를 베이스스테이션으로 송·수신이 가능하게 하기 위한 방법으로 이웃 센서노드를 거쳐 데이터 전송이 가능한 멀티 홉 라우팅을 구현하였다. 기존 패킷에서는 TOS 메시지 데이터의 payload 데이터에 모트 아이디, 데이터 카운트, 채널번호를 저장하는 6바이트의 헤더 데이터와 2바이트 크기의 데이터를 10개 저장하도록 하여 26바이트를 사용하였는데, 센서 노드들 간의 멀티 홉 라우팅 정보를 주고받기 위해 그림 5에서 정의한 패킷에서 TOS 메시지 데이터의 payload에 멀티 홉 패킷이 들어가고 멀티 홉 패킷의 payload에 심전도 및 체온 데이터가 들어갈 수 있도록 수정하여 사용함으로써 무선센서네트워크에서 멀티 홉 라우팅이 가능하도록 하였다.

센서노드들 간의 정보를 송·수신하는 라우팅은 센서노드에 탑재된 TinyOS와 응용 프로그램의 동작 및 상호 작용의 시뮬레이션기능을 제공하는 TOSSIM(TinyOS simulator)에서 테스트 하였다. TOSSIM은 센서노드에 탑재된 TinyOS와 응용 프로그램의 동작 및

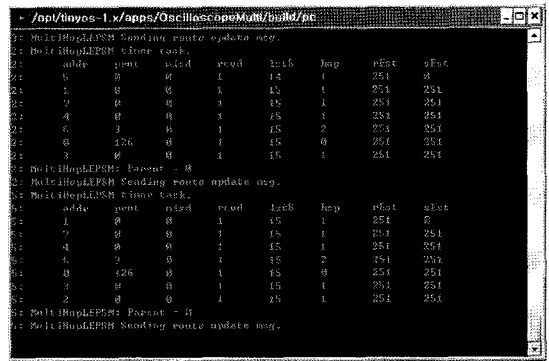


그림 6. TOSSIM 시뮬레이터에서의 디버깅 메시지  
Fig. 6. Debugging message in the TOSSIM.

상호 작용을 시뮬레이션 하는 운영체제 시뮬레이터이다. 비트 수준에서 TinyOS 네트워크 스택시뮬레이션, 라디오스택내의 일부 하드웨어(ADC, clock, EEPROM 등)들의 컴포넌트동작에 대한 에뮬레이션과 저 수준의 네트워크 프로토콜 시뮬레이션이 가능하다. 그림 6은 TOSSIM을 사용한 디버깅 메시지들의 출력을 나타내고 있다. 그림 6을 통해 6번의 센서노드가 3번을 통해 베이스스테이션으로 심전도 및 체온신호를 전송하는 것을 홉 카운트(hop count)의 값을 통해 멀티 홉 라우팅의 동작을 확인할 수 있었다.

### 3. 결과 및 고찰

센서 네트워크기반의 심전도신호 및 체온 모니터링 시스템 구현을 위하여 심전도 인터페이스 회로와 체온 센서부를 설계, 제작하여 테스트하였다. 심전도 및 체온신호와 무선 센서노드의 연결은 데이터 획득 보드(MDA300, Crossbow technology Inc., USA)를 사용하였으며 이 보드는 7개(A0~A6)의 단일 아날로그 입력 채널, 3개(A11~A13)의 차동 아날로그 입력 채널, 고이득을 갖는 4개(A7~A10)의 차동 아날로그 입력 채널과 6개(D0~D5)의 디지털 입력 채널로 구성되어 있다. 본 연구에서는 단일 아날로그 입력(A1)에 심전도 신호를 입력으로 사용하였으며, 데이터 획득 보드에 내장되어 있는 12-bit ADC를 사용하였다.

심전도측정시스템의 실험은 TinyOS에서의 심전도 신호 샘플링과정과 멀티 홉 라우팅에 대한 실험을 TOSSIM(TinyOS simulator)<sup>[11]</sup>를 통해 실험하였고, 획득된 심전도신호는 TinyOS의 오실로스코프에서 모니터링 할 수 있었다. 체온 측정 시스템은 심전도 신호의 실험과 동일한 방법으로 이루어졌으며, TinyOS의 오실

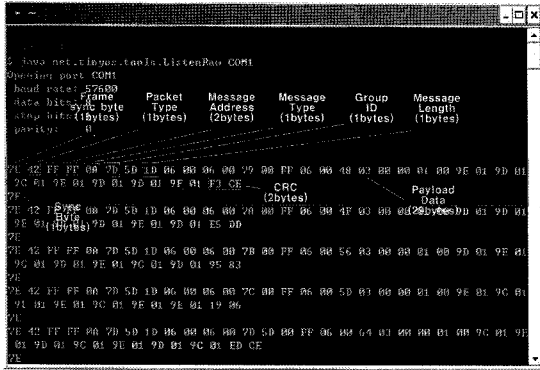


그림 7. ListenRaw를 통한 수신된 데이터  
Fig. 7. Received data through ListenRaw in the TinyOS.

로스코프에서 모니터링도 가능하였다. 하지만, 심전도 신호의 빠른 샘플링 주기로 인해 체온을 나타내는 그래프는 빠른 시간 간격으로 지나감을 알 수 있었다. 이러한 문제를 해결하기 위해 심전도와 체온신호의 모니터링은 윈도우 창을 두개로 나누고, 수신된 패킷에 포함된 ADC 채널을 구분함으로써 심전도데이터와 체온 데이터를 분리하여 모니터링 할 수 있도록 하였다<sup>[12]</sup>.

그림 7은 그림 5의 패킷구조에서 정의한 멀티 홉 패킷 구조에 따라 TinyOS에서 ListenRaw를 통해 수신된 데이터를 보여준다. 수신 받은 데이터는 TOS 메시지의 헤더데이터 5바이트와 메시지길이 1D(Hex 값)로써, 29바이트의 길이를 가지며 2바이트의 CRC 값을 갖고 있음을 확인할 수 있었다. 이것은 실제 전송하고자 하는 패킷 구조형식과 수신한 데이터가 정확하게 일치함으로써 센서노드에서 심전도 및 체온신호를 베이스스테이션으로 패킷의 손실 없이 송·수신됨을 알 수 있었다.

TinViz는 TinyOS에서 NesC로 작성한 어플리케이션을 시뮬레이션 하기 위한 툴으로써, TOSSSIM은 텍스트로 센서 노드의 결과를 나타내지만, TinyViz는 그래픽 기반 인터페이스로 디스플레이가 가능하다. 그림 8은 TinyViz에서의 센서 노드들 간의 라우팅결과를 나타내며, 본 연구에서는 실제 센서노드에 멀티 홉 라우팅 기능을 구현했을 때와 시뮬레이터를 통해 얻은 결과를 비교하기 위하여 시뮬레이터를 사용하였다. 그림 8의 ①에서는 실제 멀티 홉 라우팅 결과와 같이 센서노드들 간의 송·수신 되는 무선연결을 나타내며, 멀티 홉 라우팅을 하는 경우 센서노드의 연결선을 통해 라우팅의 정보를 알 수 있었다. 그림 8의 ②에서는 라우팅에 대한 디버깅메시지와 송·수신에 사용되는 메시지를 확인할 수 있으며, 멀티 홉 라우팅의 패킷형태를 가지는

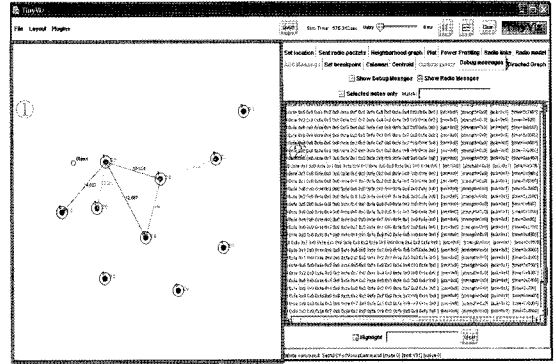


그림 8. TinyViz에서의 시뮬레이션 결과  
Fig. 8. Result of simulation in the TinyViz.

것을 디버깅창을 통해 확인이 가능하였다.

본 연구에서의 멀리 떨어져 있는 센서 노드도 베이스스테이션으로 심전도 및 체온신호 전송이 가능하도록 멀티 홉 라우팅을 구성한 결과는 그림 9와 같이 얻어졌다. 각각의 센서 노드에 대한 RF 거리를 조절하고자 TinyOS에서 RF 파워를 최소 파워로 줄여서 멀티 홉 라우팅이 되는지를 확인하였다. 실험에서는 멀티 홉 라우팅을 구성하기 위해 센서 노드를 곳곳에 배치하여 멀리 떨어져 있는 센서 노드가 베이스스테이션까지 데이터 송·수신이 가능한지에 대한 실험과 여러 센서 노드로부터 데이터 송신이 동시에 이루어 졌을 때의 경우를 가정하여 센서노드 ID를 분리하여 신호가 전송되는 것을 수행하였으며, 그 결과는 그림 6의 메시지 결과인 라우팅 테이블을 통해 각 센서 노드 ID별로 메시지 분리가 가능하였다. 그림 9에서와 같이 라우팅에 대한 정보들은 실제 센서노드가 배치된 위치를 나타내는 것이 아니며, 센서노드간 네트워크 연결 상태만 표시하는 것이 가능하며, 베이스스테이션 즉, 센서 노드의 0번 노드로 데이터가 모두 수집이 되게 되며, 6번의 센서노드가 1번의 센서노드로 한 번의 홉을 거쳐 베이스스테이션인 0번 노드로 데이터를 송신하는 것을 확인할 수 있었다. 또한, 그림 8에서의 TinyViz를 통해서 얻은 시뮬레이터 결과와 같이 실제 멀티 홉 라우팅의 실험에서도 센서 노드들 간의 멀티 홉 라우팅을 구성하는 것을 알 수 있었다.

그림 10은 심전도 신호발생기의 심전도 신호를 심전도 측정 시스템의 증폭 및 필터 과정을 거쳐 오실로스코프로 측정한 파형이다. 본 연구에서는 실제 심전도 신호측정을 하기에 있어서 피부 전위와 움직임 잡음, 근전도 잡음 등과 같은 각종 노이즈 문제 등을 고려하여 실제 환자의 몸에서 심전도 신호를 측정하는 대신

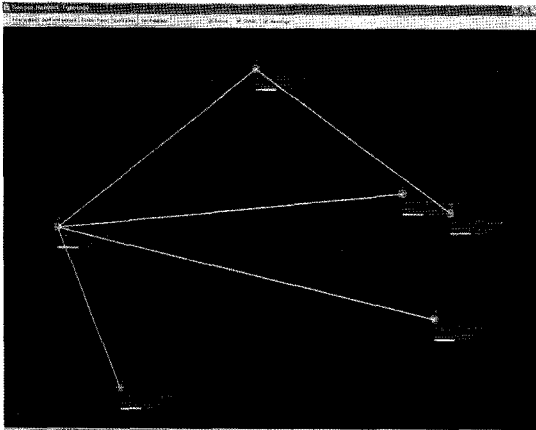


그림 9. 멀리 떨어져 있는 센서 노드로부터의 멀티 홉 라우팅 결과  
 Fig. 9. Result of multi-hop routing diagram from far sensor node.

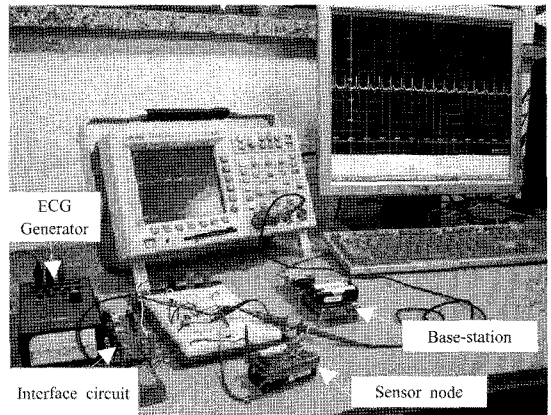


그림 11. 제작된 유비쿼터스 헬스케어시스템 사진  
 Fig. 11. Implemented ECG and body temperature measuring system structure.



그림 10. 심전도 신호 발생기로부터 출력된 오실로스코프 상의 심전도신호 형태  
 Fig. 10. The output ECG signal from ECG signal generator by oscilloscope.

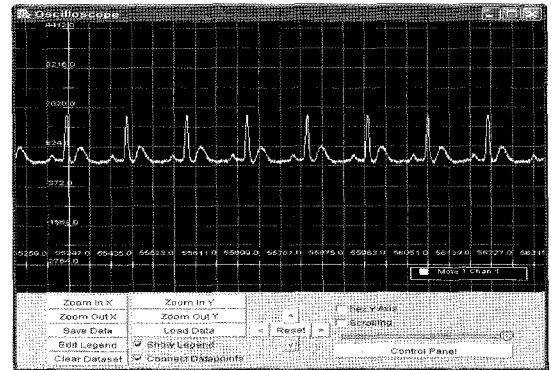


그림 12. 베이스스테이션으로부터 획득된 심전도 데이터  
 Fig. 12. Acquired ECG data from base-station connected to server PC.

에 심전도 신호발생기를 사용하여 심전도신호를 발생시키고 이를 센서노드에서 사용할 수 있는 신호로 변환하기 위한 자체 제작의 심전도 인터페이스보드를 사용하였다.

그림 11은 본 연구에서 제작된 유비쿼터스 헬스케어 시스템을 나타낸다. 전체 시스템은 크게 네 부분으로 구성하였고, 베이스스테이션은 획득된 심전도신호를 시리얼 인터페이스로 연결된 PC로 전달하게 된다. 본 연구에서 심전도측정을 위해 심전도신호를 발생시키는 심전도 신호발생기, 심전도 신호를 처리해 주는 인터페

이스회로, 센서노드와 베이스스테이션으로 구성하여 실험하였으며, 센서노드와 인터페이스회로는 데이터 획득보드를 사용하여 연결하는 형태로 구성하였다. 그 결과는 베이스스테이션의 시리얼 인터페이스를 통해 연결된 PC에서 심전도 및 체온신호를 획득할 수 있었다.

그림 12는 심전도 인터페이스가 연결된 센서노드와 베이스스테이션은 최대 20~30m 정도 떨어진 거리에서 얻어진 심전도신호의 결과를 TinyOS에서 보여주고 있다. 그림 10에서 출력된 심전도 신호와 같은 파형을 최종 결과로써 얻을 수 있었으며, QRS, P, T파를 근거로 실시간 심전도데이터의 측정과 심전도신호의 기본적인 파의 성분들이 나타남을 확인할 수 있었다.

본 연구에서의 심전도 측정시스템은 클라이언트 측에서도 심전도 및 체온신호 모니터링이 가능하며, 서버

로부터 TCP/IP를 통해 심전도 데이터를 전송 받은 그 결과에 대한 디스플레이가 가능하였다. 심전도 및 체온 신호는 클라이언트 측에서 PC 뿐만 아니라 개인 휴대 단말기(PDA)에서도 모니터링이 가능하며, 베이스스테이션에 직접 연결하여서도 심전도 및 체온 신호 획득이 가능하였다.

#### 4. 결 론

무선센서네트워크 기술을 이용하여 유비쿼터스 헬스케어 위한 심전도 측정시스템을 구현하였다. 심전도 신호를 측정하기 위한 시스템으로써, 센서노드, 심전도 인터페이스회로와 심전도신호를 획득하기 위해 센서네트워크에 적합하게 설계된 TinyOS 운영체제의 컴포넌트를 사용하여 심전도신호에 대한 샘플링 및 심전도파형을 모니터링 할 수 있도록 하였다. 개발된 시스템은 유비쿼터스 헬스케어분야에 적용이 가능하며, 유비쿼터스 컴퓨팅기술과 헬스케어기술이 접목되어 시간과 장소에 구애 받지 않고 언제, 어디서나 항상 건강 상태에 대한 모니터링이 가능하게 할 것이다.

향후 심전도, 체온신호 뿐만 아니라 여러 생체파라미터(맥박, 혈압, 혈중 산소포화도 등)도 센서네트워크 기술을 기반으로 하여 실시간측정과 보존 데이터 검색이 가능해질 것이며, 환자의 상태를 실시간으로 측정할 수 있는 시스템으로 적용하여 유비쿼터스 시대의 재택진료, 원격진료, 응급진료 분야로의 개발확대를 위한 기반 기술로서 활용 가능할 것으로 예상된다.

#### 감사의 글

본 연구의 일부는 한국과학재단의 국제협력연구사업(F01-2005-000-10362-0)의 지원에 의해 이루어졌습니다.

#### 참고 문헌

[1] J. Hill, System Architecture for Networked Sensors,

Ph.D. thesis, Dept. of Computer Science, Univ. of California, Berkeley, Chapter 3, 2003.

[2] 김병숙, 양옥남, 강인, 한은주, 원미희, “고령사회를 대비한 노년 준비교육 프로그램에 관한 연구”, 한국노년학, vol. 25, no. 2. pp. 229-244, 2005.

[3] 이충희, “생체신호계측 기술 정책”, 기술동향분석보고서, 한국과학기술정보연구원, 2003.

[4] 김창곤, “유비쿼터스 사회 새로운 희망과 도전; 의료혁명의 시작: u-health”, 한국전산원, 2005.

[5] TinyOS 공식홈페이지, <http://www.tinyos.net>

[6] Crossbow Technology Inc., TinyOS Getting Started Guide Rev. A, October 2003. ([http://www.xbow.com/Support/Support\\_pdf\\_files/Getting\\_Started\\_Guide.pdf](http://www.xbow.com/Support/Support_pdf_files/Getting_Started_Guide.pdf))

[7] Y.-D. Lee and W.-Y. Chung, “A wireless sensor platform and networking for ubiquitous healthcare”, *Proc. of The 6th East Asia Conference on Chemical Sensors*, pp. 343-344, Gulin, China, 2005.

[8] 고한우, 김민기, 김선일, 김희찬, 박승훈, 우웅재, 윤영로, 이경중, 이수열, 임재중, 조민형, “디지털 생체신호 처리”, 여문각, 1997.

[9] A. Woo, T. Tong, and D. Culler, Taming the underlying challenges for reliable multihop routing in sensor networks. In *SenSys '03*, Los Angeles, California, Nov. 2003.

[10] W.-Y. Chung, “Ubiquitous sensor network for chemical sensors”, *Proc. of The 6th East Asia Conference on Chemical Sensors*, pp. 183-184, Gulin, China, 2005.

[11] P. Levis, N. Lee, M. Welsh, and D. Culler, “TOSSIM: Accurate and scalable simulation of entire tinyOS applications”, In *Proceedings of the First ACM Conference on Embedded Networked Sensor Systems (SenSys 2003)*.

[12] 이대석, 정완영, “유비쿼터스 헬스케어 위한 센서네트워크 기반의 심전도 및 체온 측정 시스템: 2. 생체신호 모니터링 소프트웨어 시스템”, *센서학회지*, 제15권, 제6호, 2006, 게재예정.

[13] 최병철, 정동근, 정도운, 노정훈, 전계록, “광전용적 맥파 센서를 이용한 맥파전달시간의 측정”, *센서학회지*, 제13권, 제5호, pp. 383-391, 2004.





이영동 (Young-Dong Lee)

- 2004년 동서대학교 정보통신공학과 졸업 (공학사)
- 2006년 동서대학교 소프트웨어전문대학원 컴퓨터네트워크학과 졸업(공학석사)
- 2006년~현재 동서대학교 디자인&IT 전문대학원, 유비쿼터스 IT학과 박사과정
- 주관심분야 : 유비쿼터스 헬스케어, 무선 센서네트워크.



정완영 (Wan-Young Chung)

- 1987년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
- 1989년 동 대학원 전자공학과(공학석사)
- 1992년 동 대학원 전자공학과(공학박사)
- 1998년 일본 규슈대학 종합이공학연구과 (공학박사)
- 1999년~현재 동서대학교 컴퓨터정보공학부 부교수
- 2004년~현재 u-IT 전문인력양성 누리사업단 단장
- 2006년~현재 BK21 WSN을 이용한 u-헬스케어기술개발팀(핵심과제) 팀장
- 주관심분야 : 유비쿼터스 센서네트워크, 마이크로센서, 유비쿼터스 헬스케어