



### 저작자표시-비영리-동일조건변경허락 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



동일조건변경허락. 귀하가 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공했을 경우에는, 이 저작물과 동일한 이용허락조건하에서만 배포할 수 있습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

2010년 8월  
석사학위 논문

무선 휴대용 심전도 모니터링 시스템  
구현에 관한 연구

조선대학교 대학원

컴퓨터공학과

박 희 중

무선 휴대용 심전도 모니터링 시스템  
구현에 관한 연구

Implementation of  
Wireless Portable ECG Monitoring System

2010년 8월 25일

조선대학교 대학원

컴퓨터공학과

박 희 중

무선 휴대용 심전도 모니터링 시스템  
구현에 관한 연구

지도교수 이 정 아

이 논문을 공학 석사학위신청 논문으로 제출함

2010년 4월

조선대학교 대학원

컴퓨터공학과

박 희 중



# 목 차

목 차 .....	i
그림 목 차 .....	iii
표 목 차 .....	iv
ABSTRACT .....	v

제1장 서론 .....	1
--------------	---

제2장 연구 배경과 관련 연구 .....	3
------------------------	---

제1절 연구배경 .....	3
----------------	---

1. 심전도와 심전도 검사 .....
2. 홀터 모니터링 시스템 .....

제2절 관련 연구 .....	5
-----------------	---

1. 휴대용 심전도 모니터링에 대한 연구 .....
2. 심전도 데이터의 신뢰성 향상과 전력 효율을 위한 연구 .....
3. 심전도 데이터 압축에 대한 기법들 .....

제3장 휴대용 무선 심전도 모니터링 시스템의 구현 .....	9
-----------------------------------	---

제1절 USN 심전도 모니터링 시스템의 구현 .....	9
--------------------------------	---

1. 무선센서 노드 .....
2. 베이스 노드 .....
3. 심전도 모니터링 소프트웨어 .....

제2절 무선 심전도 시스템 모니터링 실험 .....	13
------------------------------	----

제4장	시스템의 에너지 소모량 측정 .....	16
제1절	에너지 소모량에 대한 시뮬레이션 .....	16
제2절	스마트 센서 기반 저전력 심전도 에너지 소모량 측정 .....	18
제5장	결론 및 향후 연구과제 .....	24

## 그림 목 차

(그림 1)	정상적인 심전도 파형 .....	3
(그림 2)	USN의 센서 모드를 이용한 심전도 모니터링 시스템 구성도 .....	9
(그림 3)	유도전극을 이용한 심전도 센서보드와 무선 센서노드 .....	10
(그림 4)	PC와 연결된 베이스 노드 .....	11
(그림 5)	LabView로 작성된 심전도 모니터링 소프트웨어 .....	12
(그림 6)	심전도 유도법 .....	13
(그림 7)	무선을 통해 LabView로 출력된 심전도 파형 .....	14
(그림 8)	Oscilloscope에 의해 출력된 3채널 심전도 파형 .....	14
(그림 9)	저전력 스마트 센서에 추가되는 기능 블록 .....	19
(그림 10)	한 사이클의 심전도 데이터 추출 .....	19
(그림 11)	비정상 심전도 사이클 판정에 의한 선택적 데이터 전송 모델 .....	21
(그림 12)	저전력 스마트 센서의 에너지 소모량 비교 .....	22



## 표 목 차

(표 1)	심전도 유도법에 따른 전극 위치의 조합 .....	13
(표 2)	PowerTOSSIM을 통한 센서노드 에너지 소모량 측정 결과 .....	17
(표 3)	PowerTOSSIM을 통한 스마트 센서노드 에너지 소모량 측정결과 .....	22

# ABSTRACT

## Implementation of Wireless Potable ECG Monitoring System

by Park, Hui Jong

Advisor : Prof. Lee, Jeong-A

Department of Computer Engineering

Graduate School of Chosun University

The electrocardiogram (ECG) is a representative signal containing information about the condition of the heart. However, the heart diseases may not show up all the time, but would manifest at certain irregular intervals during the day. Therefore human observer wants to get the ECG data by ambulatory ECG monitoring system. The existing ECG monitoring system has a lot of constraints for mobile environments, especially on low power consumption and irregular outdoor environment, etc.

In this study, we implemented the 3 channel wireless ECG monitoring system. This system consists of 3 wireless sensor nodes with ECG sensor board(including 3 electrode per each sensor node), 1 base node for receiving the ECG data transmission and 1 ECG monitoring software for display on PC.

We used PowerTOSSIM to estimate power consumption of wireless ECG monitoring system. From the experiments, we found that radio spends most power since radio works continuously for data transmission and we can't change it into sleeping mode.

We adopted the recent study of "Intelligent sensor node based a low power ECG monitoring system" by Minzeng et al to reduce radio power consumption. The node equipped with intelligence can decide whether the captured signal is normal or abnormal by following the procedure: A cardiac cycle is captured with 300 hundred samples. After that, euclidean distance is calculated according to AR modeling and classify abnormal ECG cycles. If ECG sensor node determines that the signal is abnormal, the transmission will be launched. Sensor node transmits only abnormal ECG cycles to the base node and will not transmit any data with normal classification. From the experiments, we show that we can save maximum 57% power consumption by adopting the intelligent sensor nodes.

## 제1장 서론

미국은 매년 약 652,486명의 사람들이 심혈관 질환으로 사망하고 있고 특히 심근경색은 미국의 사망 원인의 1위를 차지하고 있다. 한국에서는 순환기 계통의 질환이 전체 사망원인의 22.5%를 차지하고, 그 대부분이 뇌혈관 질환과 심장질환[1]이며, 영국은 심혈관 질환에 의한 사망자가 39%에 달한다[2].

심혈관 질환은 증상 발생으로부터 단시간 내에 혈액학적 상태가 급격히 변화하는 경우가 많아 신속한 진단이 매우 중요하며, 증상이 없는 경우라 하더라도 심혈관 사고 발생을 미리 예측하는 것이 필요하다. 급성 심근경색증과 같은 관상동맥질환은 조기(진단으로부터 30일 이내) 사망률이 30%에 이르며 대부분이 병원에 도착하기 이전에 사망한다. 심근경색에서 생존한 경우라 하더라도 1년 내 사망률이 5~10%에 이른다. 치명적 심실성 부정맥이 가장 중요한 사망 원인인데 일시적으로 발생하는 경우가 많아 이를 조기에 진단하여 예방하는 것이 중요하다.

심혈관 질환에 대한 진단에는 심전도(Electrocardiograph; ECG; EKG) 모니터링을 활용한다. 그러나, 증상이 간헐적으로 가끔 나타나는 부정맥의 진단이나, 부정맥과 일상생활과의 관련성에 대한 결정, 부정맥 치료 효과에 대한 판정, 인공심박동기의 기능 판정 등은 병원의 검사실에서 단시간 검사하여 얻는 것이 불가능하다. 따라서 이러한 한계를 극복하기 위해 24시간 홀터 심전계(Holter monitor), 사건 기록기(Event Recorder), 이식형 기록기(Implantable loop Recorder) 등의 휴대용 심전도 모니터링 장치가 사용되고 있다[3].

최근 무선센서네트워크에 대한 관심이 증가하면서 다양한 분야에 응용이 되고 있다. 그 중 헬스케어 분야는 우리 생활과 밀접한 관계를 가지며 삶의 질 향상에 직접적으로 기여할 수 있는 대표적인 분야가 되었다. 기존의 인프라와 센서네트워크를 통해 환자에게는 쉽게 검사 받을 수 있고, 의료전문가에게는 진단과 처방에 도움이 되는 시스템이 요구되고 있다. 현재 사건기록기 같은 모바일 심전계 중심으로 다양한 제품이 개발되고 여러 서비스와 디바이스에 응용되고 있으나, 진단용으로 활용할 수 있는 3채

널 이상의 모바일 심전계에 대한 관심은 아직 부족하다.

본 연구에서는 센서네트워크에서 활용되었던 센서모트를 사용하여 3채널 휴대용 심전도 모니터링 시스템을 구축하고, 시스템의 에너지 소모량을 비교한다.

2장에서는 연구의 배경과 휴대용 심전도 시스템 관련 연구에 대해 기술하였다. 3장에서는 심장질환을 검사하는데 사용하는 3채널 홀터 심전계를 기존의 무선센서네트워크의 센서모트를 활용하여 구현하였다. 이를 통하여 실제 무선 심전도 모니터링 시스템 구축에 필요한 주요 요소를 살펴보았다. 4장에서는 무선센서 모트를 사용함에 따른 전력소모 문제를 해결하고자 에너지 소모량에 대한 시뮬레이션을 시행하였고, 센서모트에 지능을 부여하여 전력 소모를 줄이는 최근 연구를 소개하고 이를 구현하였다. 마지막으로 5장에서는 결론 및 향후 연구 과제를 제시한다.

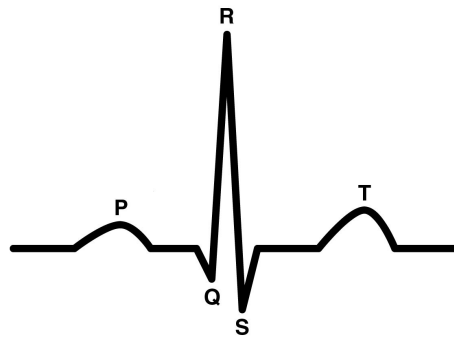
## 제2장 연구 배경과 관련 연구

### 제1절 연구 배경

#### 1. 심전도와 심전도 검사

심전도(Electrocardiogram, ECG, EKG)란 심장이 박동할 때마다 심근에 발생한 미소한 활동 전위차를 생체 표면에 부착한 유도전극으로 전기적 활동전위차(1mV의 전압)를 측정하여 시간에 따른 변동 곡선(0.1~200Hz 정도의 주파수 성분)을 기록하여 나타낸 것이다. 정상적인 심전도는 유도전극의 부착형태에 따라 일정한 리듬과 형태의 파형을 생성한다. 이것으로 심장 근육의 활동이 정상적인지, 빠르지, 느린지, 불규칙한지를 판단할 수 있으며, 심장의 구조나 조직적인 상태를 예측해 볼 수 있다.

정상적인 심전도 파형은, (그림 1)과 같이 P파, QRS군, T파, U파로 구분하여 나타난다. (그림 1)과 같이 특징적인 심전도 파형의 각 산과 골에 P, Q, R, S, T, U와 같은 명칭을 붙여 나타내며 심장의 전기자극과 연관성을 통해 심장의 상태를 파악한다. P파는 심방의 탈분극이 나타나는 파형으로 상향의 둥근 모양을 보인다. QRS군은 심실의 탈분극이 진행될 때 나타나며 가장 변화폭이 큰 파형이다. QRS군 이후 심실의 재분극이 일어날 때 T파가 발생한다.



(그림 1) 정상적인 심전도 파형

심전도를 이용한 검사 방법으로는 안정된 상태에서의 환자를 검사하는 안정시 심전도 검사, Treadmill 등을 이용한 운동부하심전도검사(Exercise ECG Monitoring), 약물 부하 심전도, 활동 중 심전도 검사(ambulatory ECG monitoring)가 있다.

안정 시 심전도 검사와, 운동부하심전도검사가 검사 장소, 검사 시간, 검사 환경 등의 제한된 조건에서 검사임에 반하여, 활동 중 심전도 검사는 병원에서 뿐만 아니라 일상생활에서 나타나는 징후들을 검사함으로써 조기 진단과 예방에 유용하다. 이를 위하여 휴대용 심전계를 이용하는데, 휴대용 심전계의 종류로는 홀터 심전계(Holter Monitor), 사건 기록계(Event Recorder), 이식형 기록기(Implantable Loop Recorder) 등이 있다.

활동 중 심전도 검사는 가끔 나타나는 부정맥의 진단, 부정맥과 일상생활과의 관련성, 부정맥 치료 효과의 판정, 인공심박동기의 기능 판정, 심근경색증 환자에서 향후 발생할 급사 위험성 판정 등에 유용하게 활용된다.

## 2. 홀터 모니터링 시스템

홀터 심전계를 이용한 활동 중 심전도 검사는, 환자가 홀터 심전계를 몸에 착용하여 24~48시간 동안 지속적으로 데이터를 기록하는 검사 방법이다. 이를 통해 간헐적으로 나타나서 발견하기 힘든 부정맥 증상 진단, 일상생활 중 특정 상황과 증상의 관련성 검증, 심근허혈의 진단과 심근경색 후 급사 위험성 판정, 인공 심박 조율기의 기능 판정 등에 활용하고 있다.

사건 기록기를 활용하는 방법은, 항상 기기를 소지하고 있다가 증상이 나타나면 환자 스스로 데이터를 측정하는 방법이다. 이는 사용자의 취급에 따라 데이터의 신뢰성에 차이를 보일 수 있고, 특히 무자각 증상인 경우 환자의 측정 개입이 없게 되어 진단 자체가 불가능하다.

이식형 기록기를 이용하는 방법은 몸 안에 삽입하는 침습적인 방법을 사용하여야 하는 결점을 가지고 있다. 심장 질환을 진단하는데 심전도 데이터의 신뢰성을 보장하기 위하여 최소한 3개의 채널을 필요로 한다. 이런 조건을 만족 시켜주는 것이 홀터

심전계이다.

홀터 심전계는 1960년 Norman J. Holter에 의해 장기간 연속 기록이 가능한 장치로 고안된 이후, 기록 또는 재생기의 발달로 자기 테이프 기록 및 고속 재생 방식이 채택되어 사용되었다. 1980년대 중반부터는 마이크로프로세서와 반도체 기술의 발달로 시스템이 소형, 경량화 되었고, 기존의 자기 테이프 기록 방식의 단점을 개선하기 위하여 반도체 메모리 기록 방식을 채택한 시스템들이 출현하였다.

홀터 모니터링 시스템의 단점은 체표면에 부착하는 유도전극의 접촉 불량으로 인하여 측정데이터의 왜곡이 발생하고, 피부를 긁거나 두드리는 행동에 따른 인공 심전도파가 생겨 심실빈맥으로 오인되기도 하며, 또한 많은 유도 전극을 사용하여 검사 중 자유로운 활동에 제약을 준다.

이러한 문제점을 해결하기 위하여거나 간편한 휴대를 위하여 홀터의 무게를 줄이고 소형화하는 연구가 진행되고 있다. 또는 고성능, 저전력, 고효율의 진단 알고리즘과 장기간 동안 측정된 데이터를 보냈을 때 필요한 신뢰성 있는 압축 기법과 전송 기술 관련된 모바일 장치로서의 연구가 계속되고 있다.

## 제2절 관련 연구

### 1. 휴대용 심전도 모니터링에 대한 연구

일상생활 중 개인의 신체정보를 수집하고 건강상태를 모니터링하는 모바일 생체정보 측정기기들에 대한 관심이 높아지고 있다. 그 중 심전도 측정에 관한 연구 역시 국내외에서 다양한 형태로 진행되고 있다.

미국 하버드대학 Codeblue 프로젝트에서는 병원에 도달하기 이전의 응급 상황 대처가 가능하고 발작환자의 재활 등에 활용하기 위해 센서노드 플랫폼을 활용한 연구를 진행하였다. 센서 노드 플랫폼으로는 Mica2, MicaZ, Telos 등 기존의 공개된 센서노드 플랫폼을 활용하여 무선 pulse oximeter와 2-lead EKG를 개발하였다[4, 5].

IBM에서는 Mobile Wireless Health Solution을 제공하고 있다. 일상생활 중 간편



하게 혈압, 체중, 심박수 심전도 등의 생체 신호를 디바이스를 이용해 측정하고 통신 모듈을 이용해 전송하는 서비스이다[6].

Vivometrics에서는 심전도, 호흡, 가속도를 측정 가능한 Life Shirt (Bio Signal Monitoring Garment)를 개발하였고 의료분야 적용을 FDA에 승인 받았다[7]. 이 셔츠는 수면무호흡증이라 불리는 호흡장애환자들을 모니터링 하는데 주로 사용된다. Garment에 내장된 센서는 심박수, 호흡지수, 자세, 활동수준 등을 측정하고, 별도의 측정기로부터 혈압, 산소포화도를 측정한다. 측정된 데이터는 셔츠 내에 저장되었다가 PC로 내려받아 건강상태를 분석한다. 만성질환을 앓고 있는 환자들이 자택에서 입는 셔츠도 개발 중인데 의사가 환자들의 건강 상태를 모니터하고 위급 상황에서 응급처치를 지시할 수 있게 되었다.

Sensatex가 광섬유와 전기전도성 섬유를 이용하여 심전도, 체온 등을 측정해 외부로 전송하도록 하는 스마트 셔츠를 개발하였다[8].

필립스에서는 홈케어용 원격 모니터링 플랫폼을 개발하였다. 가정에 비치된 기기를 이용하여 심전도, 혈압, 혈당 등의 다양한 정보를 수집하고 가정내 원격스테이션과 인터넷을 통해 건강관리사가 모니터링 하는 시스템이다[9]. 필립스 외 다수의 기업이 참여한 MyHeart Project에서는 심전도, 호흡, 온도 등 생체정보를 실시간으로 측정할 수 있는 천 소재 센서를 개발하였다[10].

한국전자통신연구원(ETRI) u-헬스연구팀에서는 2006년 바이오셔츠라는 의복형 생체신호 모니터링 시스템을 개발하였다[11]. 천 소재 센서가 내장된 의복 부분과 이로부터 측정된 생체정보를 처리하여 무선 전송할 수 있는 생체신호처리 모듈로 구성되어 있다. 바이오셔츠에는 전도성 섬유로 제작된 전위센서가 내장되어 있어 심전도를 측정한다. 가로 5cm, 세로 3.5cm, 두께 1.5cm, 무게 약 20g 정도의 생체신호 처리 모듈에는 가속도 센서가 내장되어 움직임에 의한 신호를 감지하고, 속도, 운동량, 활동수준 등에 대한 정보를 수집한다. 또한 심박수, 스트레스 지수, 호흡수, HRV(Heart Rate Variability) 등의 정보를 얻을 수 있다. 전원은 200mAh의 충전식 리튬이온 배터리를 사용한다.

ETRI의 또 다른 연구 결과인 바이오패치[11]는 바이오셔츠와 달리 몸에 직접 부착하여, 심박수, 스트레스지수, 호흡수 HRV(Heart Rate Variability) 등의 생체신호를

측정하는 모듈로, 일회용 심전도 전위센서가 모듈에 착탈식으로 붙일 수 있도록 구성 되어 있다. 단, 심전도에 대해 하나의 채널만을 지원하고 패치 전극 간의 간격이 짧아 다양한 전극의 다양한 유도방식을 사용할 수 없다.

대부분의 휴대용 심전도 모니터링 시스템에 관한 연구는 다른 다기능 헬스케어 디바이스나 서비스에 하나의 기능으로 포함되는 수준이었다.

## 2. 심전도 데이터의 신뢰성 향상과 전력 효율을 위한 연구

휴대용 심전계는 다른 모바일 기기처럼 제한된 전력을 사용해야 하며, 동시에 적정 수준의 데이터 신뢰성을 유지하여야 한다. 이를 위해 하드웨어, 소프트웨어적인 연구들이 필요하다.

스웨덴의 왕립 공대의 MPSoC ECG biochip을 이용한 I. A. Khtib의 연구는 멀티프로세서 기반의 심전도 측정 시스템으로, 각각의 DSP 칩이 하나의 lead를 담당하여 신호를 처리하도록 되어 있다. 그렇기 때문에 12개의 표준 lead를 실시간으로 처리할 수 있어 온라인에서 데이터의 신뢰성을 향상시킬 수 있지만, 높은 에너지 소비량 때문에 모바일 장치에는 적합하지 않다[12].

건국대학교에서 휴대용 심전도 측정 시스템이 가지고 있는 이동상황에서의 측정문제를 최소화하기 위해 수정된 바이폴라 전극을 제안하고 무구속 패치형 심전도 시스템을 개발하였다[13, 14].

## 3. 심전도 데이터의 압축에 대한 기법들

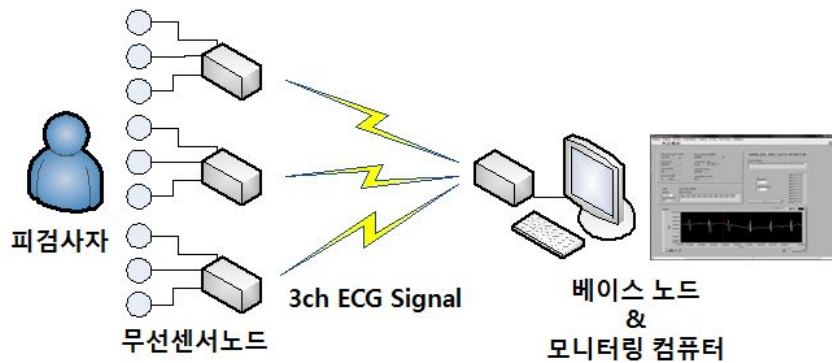
장시간 혹은 고해상도의 기록을 요구하므로 데이터의 질적 손상 없이 압축하여 보관하거나 전송이 필요하다. 심전도 데이터의 압축을 위한 방법으로, 심전도 신호 상에서 데이터를 직접 압축하는 직접법과, Fourier, Walsh, Kahume Loeve, 이산 코사인 변환과 같은 도메인에 심전도 신호를 변환하여 조작하는 변환법이 있다. 1992년 Crowe는 심전도와 심장 박동 변환 데이터 세트를 압축하는 방법으로 Wavelet Transform를 제안하였고[15], Thakor는 이분 척도 상의 데이터 변환법과 비정상 심장 박동에 대하여 비교하였다[16]. Chen은 심전도 데이터 세트를 22.9:1까지 압축하

면서 임상적으로 수용할 만한 신호의 질을 유지하였고, Chen과 Itoh에 의해 D10 wavelet을 사용하여 먼저 정한 만큼 원하는 대로 신호의 질을 유지할 수 있는 정량화 기법을 연구되었다[17]. 2000년 Miaou와 Lin은 wavelet을 사용한 압축법을 소개하며 SPIHT라는 코딩법을 사용하였다[18]. Lu는 SPIHT 알고리즘을 이용한 결과를 제시하였다[19].

## 제3장 휴대용 무선 심전도 모니터링 시스템의 구현

### 제1절 USN 센서 모드를 이용한 심전도 모니터링 시스템의 구현

USN 센서노드를 이용한 심전도 모니터링 과정은 센서노드와 연결된 심전도 센서 보드를 통해 피검사자로부터 연속적인 심전도 데이터를 수집하고 수집된 데이터는 센서노드의 ADC를 통하여 디지털 데이터로 변환하고 무선을 통하여 베이스노드와 연결된 PC로 전송된다. PC에서는 전송된 심전도 데이터를 저장하거나, 모니터를 통하여 확인할 수 있도록 출력한다.



(그림 2) USN의 센서 모드를 이용한  
심전도 모니터링 시스템의 구성도

(그림 2)와 같이 USN 센서 노드를 이용한 심전도 모니터링 시스템은 피검사자로부터 심전도 데이터를 수집하는 3개의 무선센서 노드와, 3개의 무선센서 노드로부터 심전도 데이터를 수신하여 PC로 전송하는 하나의 베이스 노드와, PC에서 수신된 데이터를 필터링하고 모니터에 파형을 출력하는 심전도 모니터링 소프트웨어로 구성된다.

## 1. 무선센서 노드

무선센서 노드는 ECG 센서, 마이크로컨트롤러, 플래시 저장장치, 휴대용 전원소스를 포함한 Mica2, MicaZ, Telos, TelosB와 같은 저전력 모트 플랫폼이다.

심전도 센서 부분에서는 +, -, GND의 3개의 유도전극에서 한 채널의 심전도 데이터를 획득할 수 있다. 따라서, 무선센서 노드 3개와 각각의 무선센서 노드와 결합되어 심전도를 측정할 수 있는 심전도 센서 보드로 구성하였다.

본 연구에서 사용된 Hmote는 한국의 하이버스(주)사에서 제작한 무선센서모트이며, 모트 시스템 구성은 TI사의 16비트 마이크로프로세서인 MSP430이, Chipcon의 CC2420 RF Transceiver와 512 KByte의 EEPROM로 구성되어 있으며 Telos B 플랫폼의 하드웨어 구성을 따른다. 내장형 안테나를 채용하고 있으며 IEEE 802.15.4 Zigbee 표준에 따라 무선 데이터를 송수신 할 수 있다. 심전도 측정 노드에 부착되어 있는 유도 전극을 통하여 심전도 데이터를 수집하고 RF를 통한 시리얼 통신을 통하여 베이스 노드로 수집된 데이터를 전송한다.



(그림 3) 유도전극을 이용한 심전도 센서보드와 무선 센서노드

각각의 센서 모트에 내장될 소프트웨어 TinyOS는 U.C. Berkeley 대학 중심의 NEST(Network Embedded Software Technology)프로젝트에서 개발한 센서 네트워크 노드 전용 OS이다. 운영체제의 버전은 TinyOS 1.x 버전이며 NesC에 의하여 응용 프로그램이 작성된다.

각각의 모트에 연결된 센서보드들은 3개의 유도전극을 통해 심전도 신호를 수집

한다.

## 2. 베이스 노드

베이스 노드는 무선센서 노드에서 무선을 통해 수신받은 각각의 데이터를 시리얼 통신을 통하여 PC로 전송하는 역할을 한다.

베이스 노드는 무선센서 노드와 동일하게 Hmote를 사용하였고 Chipcon사의 CC2420을 통하여 심전도 데이터를 전송 받아 USB를 PC로 데이터를 단순히 전달한다.

베이스 노드의 소프트웨어는 TinyOS의 TOSBase를 활용하였으며, 전원은 5V의 USB 외부전원을 사용한다.



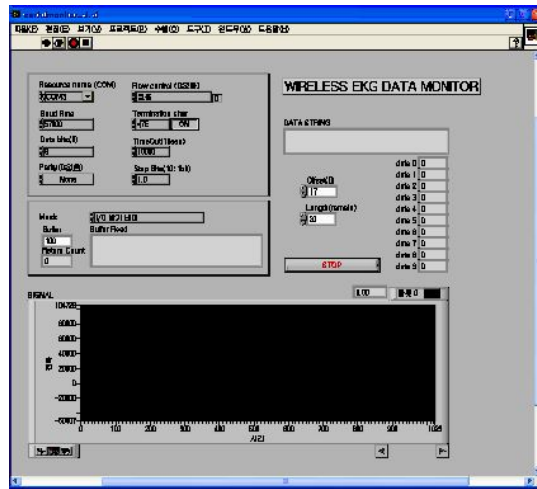
(그림 4) PC와 연결된 베이스 노드

## 3. 심전도 모니터링 소프트웨어

센서모드에서 수신된 데이터를 PC에서 출력하는 방법으로 이미 제공되어 지는 Serial Forwarder나 Oscilloscope GUI를 사용할 수 있으나, 차후 데이터의 가공 및 처리의 확장성을 고려하여, 패킷 필터링과 모니터링 과정을 LabView에서 처리하였다. 기본적인 기능으로 무선센서노드로부터 받은 데이터를 화면에 출력하고, 전송된 패킷 중 원하는 부분만을 따로 저장할 수 있게 하였다.

단, 본 연구에서는 심전도에 대한 파형을 분류하거나 심질환에 대해 진단하고 판

정하는 기능을 포함하지 않았다.

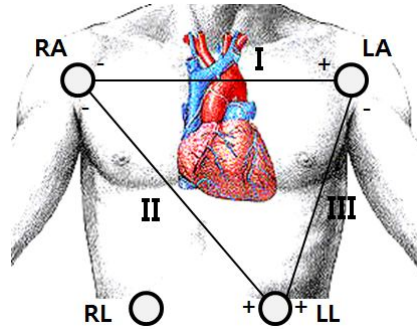


(그림 5) LabView로 작성된  
심전도 모니터링 소프트웨어

본 실험에서는 TinyOS 1.x에 내장되어 있는 GUI 기반 java 소프트웨어 Oscilloscope에서도 그 결과를 출력하여 보았다.

## 제2절 무선 심전도 시스템 모니터링 실험

유도전극의 위치에 따른 심전도의 유도법은 표준사지유도방식, 단극사지유도방식, 단극흉부유도방식으로 분류할 수 있으며 그 내용에 따라 측정 결과가 달라진다.



(그림 6) 심전도 유도법

본 실험에서는 하나의 채널 당, 각각 3개로 구성된 유도전극(각각 +, -, GND)이 사용 되었고, 손목과 발목에 전극을 붙여 데이터를 수집하였다.

전극의 연결은 사지유도 방식을 활용하여 데이터를 수집하였고, 각 센서노드들의 전극은 (표 1)과 같이 + 전극과 - 전극을 연결하였다. 단, GND 전극은 (그림 6)과 같이 모두 동일하게 오른쪽 발목(RL)에 부착하였다.

(표 1) 심전도 유도법에 따른 전극 위치의 조합

Lead	Electrode +	Electrode -	Medical angle	each channel
I	LA	RA	0°	1st node
II	LL	RA	+60°	2nd node
III	LL	LA	+120°	3rd node

LA = Left Arm Electrode

RA = Right Arm Electrode

LL = Left Leg Electrode

RL = Right Leg Electrode (indifferent electrode)



(그림 7)은 LabView에 의하여 출력된 파형을 보인 것이며 각 채널에 대하여 PQRST의 파형을 확인 할 수 있다.



(그림 7) 무선을 통해 LabView로 출력된 심전도 파형



(그림 8) Oscilloscope에 의해 출력된 3채널 심전도 파형

(그림 8)은 java로 작성된 기존 프로그램인 Oscilloscope를 통해 심전도 파형 3개를 동시에 출력한 결과이다. 단, 각 R파를 통해 확인할 수 있는 것처럼 각 데이터의

기준 시간들이 일치하지 않는다. 정상적으로 데이터가 출력이 된다면 각 채널의 R 피크가 겹쳐져서 출력되어야 한다. 따라서 java Oscilloscope에서 3개의 센서노드로부터 전송된 심전도 파형을 출력하기 위해서는 각 센서노드에 대하여  $t_0$ 에 대한 보정이 필요하다.

## 제4장 시스템의 에너지 소모량 측정

센서모트의 전형적인 상태모드는 수신모드, 프로세싱 모드, 송신모드, 그리고 휴면모드로 구분해 볼 수 있다. 에너지의 소모량은 각각의 상태모드 마다 상이하다. 에너지 소모량은 수신모드와 송신모드가 프로세싱 모드보다 높고, 휴면모드에서 가장 낮다. 심전도 모니터링 시스템에서는 센서보드를 통해 신호를 수집하고, 무선을 통해 수집된 데이터를 전송하는 과정이 24시간에서 48시간 연속적으로 이루어지므로 휴면모드를 사용할 수 없다. 이는 무선 심전도 모니터링 시스템에서 센서모트를 활용할 때 심각한 전력소모 문제로 부각될 수 있다.

다음은 무선 심전도 모니터링 시스템의 에너지 소모량을 분석하고, 그 해결 방안에 관한 연구를 기술한다.

### 제1절 에너지 소모량에 대한 시뮬레이션

구현된 심전도 모니터링 시스템의 에너지 소모량을 PowerTOSSIM을 통해 시뮬레이션 하였다[20, 21] PowerTOSSIM은 TinyOS의 TOSSIM에서 확장된 것으로, TinyOS의 컴포넌트 단위로 실측한 에너지소모량을 평균오차율 9.5%의 비교적 정확한 에너지 소모량을 예측할 수 있다. TinyViz에서 Power에 대한 프로파일 할 수 있는 부분을 제공하고 있어, 다음의 다섯 부분(CPU, RADIO, LED, SENSORS, EEPROM)에 대한 에너지 소모량을 예측할 수 있게 한다. 에너지 소모량은 (식 1)과 같다[21].

$$P = \frac{(time\ in\ cycles) \times (voltage) \times (current\ of\ each\ state)}{frequency} \quad (1)$$

*time in cycles* : time duration of each state that sensor node stays, it is expressed by cycles  
*current of each state* : electric current of each working state of sensor node  
*voltage* : 3V  
*CPU frequency* : 4MHz

본 실험에서는 3개의 센서노드가 동일한 에너지소모량을 보인다는 가정 하에 하나의 센서노드에서만 에너지소모량을 시뮬레이션 하였다.

(표 2)는 무선센서 노드의 전력소모량을 나타낸 것이다.

(표 2) PowerTOSSIM을 통한 센서노드 에너지 소모량 측정 결과

Components	Power Consumption (mJ/h)
cpu	44565.1
radio	84848.2
led	11869.6
sensor	7445.5
eeprom	0
total energy	148728.4

무선센서 노드에서는 수집된 데이터를 무선으로 전송하는 부분에서 에너지 소모량이 84848.2 mJ/h로 가장 많았고(전체 에너지 소모량의 57%), 심전도 데이터를 수집하는 센서 부분의 에너지 소모량이 가장 적었다. 본 시스템에서 무선센서 노드는 수집한 데이터를 따로 저장하지 않고 베이스 노드를 향해 곧바로 전송하므로 eeprom 에너지 소모량은 0이다.

## 제2절 스마트 센서 기반 저전력 심전도 에너지 소모량 측정

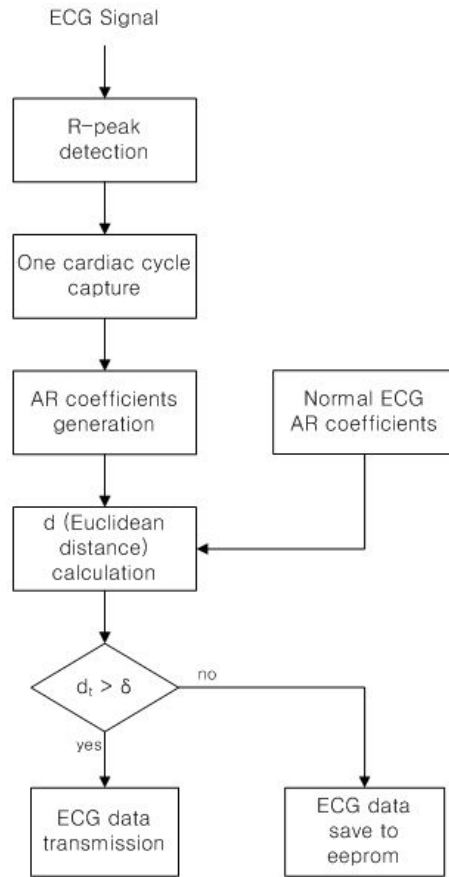
심전도 신호의 모니터링 과정은 전처리, 노이즈 제거, 심전도 신호 형태의 감지와 분류, 신호 데이터의 압축하고 전송하는 과정을 필요로 한다.

4장 1절에서 보인 시뮬레이션 결과에 따르면 에너지 소모량이 가장 많은 컨포넌트는 무선을 사용하는 부분이다. 무선 사용 컨포넌트를 최소화하기 위하여 Zeng Min 등은 센서노드에 지능을 부가하면 에너지 소모에 대해 효율을 높일 수 있음을 보였다 [22]. 기존의 센서노드는 심장근육의 전기적 신호를 검출하여 심전도 데이터를 생성하고 무선을 통하여 데이터를 송출하는 기능을 가지고 있었다. Zeng Min 등은 정상적인 심전도와 비정상적인 심전도를 Euclidean Distance 기법을 이용하여 효율적으로 분류하고 비정상적인 심전도가 발생했을 경우에만 데이터를 전송하여 무선을 사용할 때 소모되는 에너지를 39-57%까지 줄일 수 있음을 보였다[22].

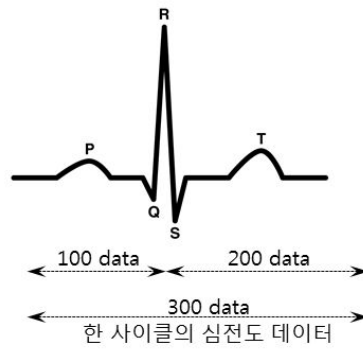
이를 위해 연속적으로 발생하는 심전도 신호에서 심전도 데이터 한 사이클을 추출하는 과정과, 그것의 정상 유무를 판정하는 과정이 추가 되어야 한다.

(그림 9)는 심전도 측정을 위한 스마트 센서의 기능 흐름도로 나타낸 것이다.

비정상 심전도 파형을 분류해 내기 위해 연속적인 심전도 신호에서 단위 파형을 추출하는 과정이 필요하다. R파는 가장 변화폭이 큰 심전도 파형으로 단위 파형을 추출하기 위한 기준으로 활용할 수 있다. (그림 10)처럼 ADC를 통하여 생성된 디지털 심전도 데이터에서 R파 이전의 데이터 100개와 R파 이후 데이터 200개를 각 사이클의 심전도 파형으로 결정한다.



(그림 9) 저전력 스마트 센서의 기능 흐름도



(그림 10) 한 사이클의 심전도 데이터 추출

정상적인 심전도와 비정상적인 심전도를 분류하기 위해 AR 모델링 (autoregressive modeling)을 사용하였다[23].

식 (2)에서  $x[t]$ 는 한 사이클의 심전도 데이터이고,  $a_i$ 는 AR coefficient,  $\epsilon[t]$ 는 zero mean white noise이다[23].

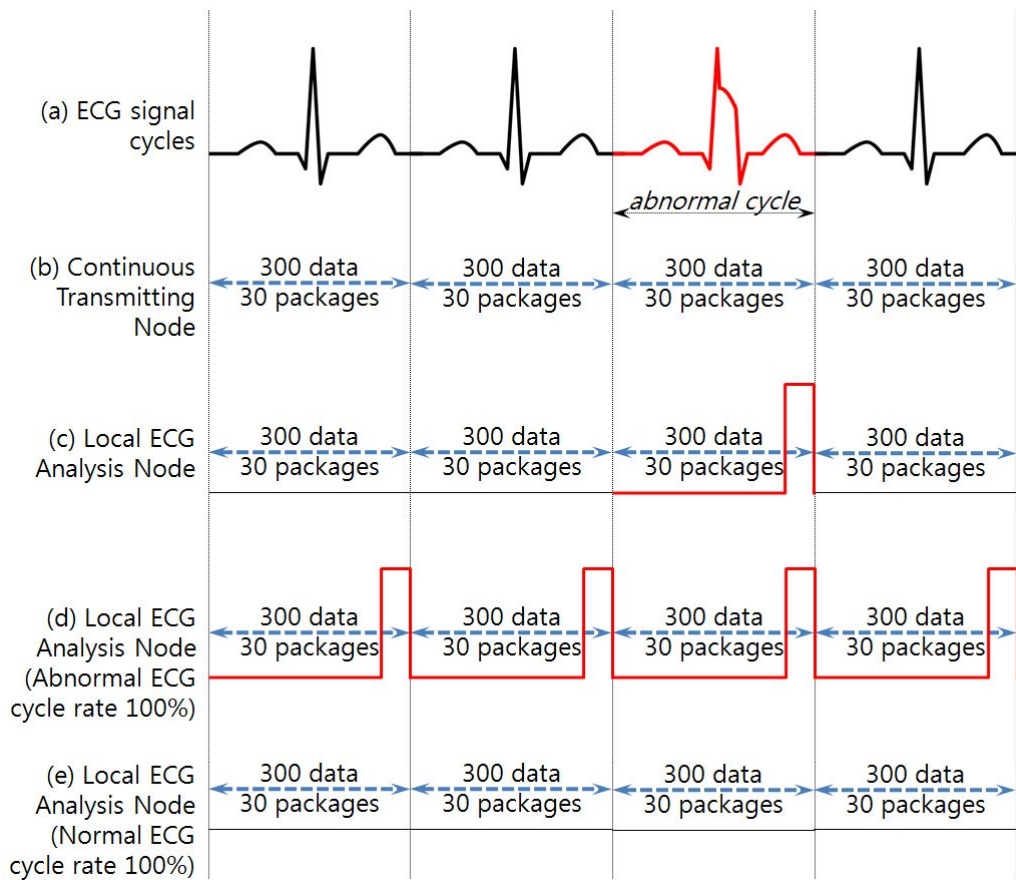
$$x[t] = \sum_{i=1}^N a_i x[t-i] + \epsilon[t] \quad (2)$$

생성된 AR coefficient를 통하여 계산된 Euclidean distance를 비정상적인 심전도 구별하는데 활용한다. Euclidean distance에 대한 계산식은 (3)과 같다[23].

$$d = \sqrt{(a_1 - b_1)^2 + (a_2 - b_2)^2 + \dots + (a_n - b_n)^2} \quad (3)$$

정상적인 심전도로 수용할 수 있는 최대 편차를  $\delta$ 라고 했을 때,  $d > \delta$ 인 경우를 비정상적인 심전도 사이클로 판정한다.

(그림 11)은 정상적인 심전도 사이클과 비정상적인 심전도 사이클이 판정되었을 때의 전송모델을 보인 것이다. (a)와 같이 4개의 연속된 심전도 데이터 중 세 번째에서만 비정상적인 심전도 사이클이 발생 하였을 때, (b) Continuous Transmitting node는 기존의 센서노드처럼 데이터 측정과 동시에 측정된 모든 데이터를 베이스노드로 전송하는 경우를 의미하며 심전도 사이클의 정상 유무를 판단하지 않고 각각의 모든 사이클에서 300개의 데이터를 전송한다. AR 모델에 의해 개선된 센서노드는 (c), (d), (e)처럼 동작한다. (c)는 각각의 심전도 사이클을 분류하고, AR 계수를 통하여 정상 유무를 판정하여 정상 심전도인 경우 데이터를 전송하지 않고, 비정상 심전도인 경우 데이터를 전송한다. 만약, 모든 심전도 데이터가 비정상적인 데이터로 판정되는 경우에는 (d)와 같이 모든 사이클에서 데이터를 전송하게 될 것이고, 모든 심전도 사이클이 정상적인 데이터로 판정되는 경우(e), 데이터 전송은 발생하지 않는다.



(그림 11) 비정상 심전도 사이클 판정에 의한 선택적 데이터 전송 모델

이로서 정상적인 심전도 사이클이 발생하였을 경우, 무선을 통한 전송을 하지 않아 무선 전송에 대한 에너지를 사용하지 않는다.

개선된 시스템에 대하여 에너지 효율에 대한 시뮬레이션은 다음과 같이 진행하였다.

이전 장에서 활용한 PowerTOSSIM을 동일하게 활용하였고 3개의 센서노드 A, B, C를 통하여 심전도 데이터를 수집하여 베이스 노드로 데이터를 전송함을 가정하여 시뮬레이션 하였다. 실험을 위한 일련의 심전도 데이터는 일정 시간동안 미리 추출된 데



이터를 활용하였고 정상적인 심전도 사이클의 AR 계수 역시 미리 결정하여 센서노드 프로그램에 삽입하였다.

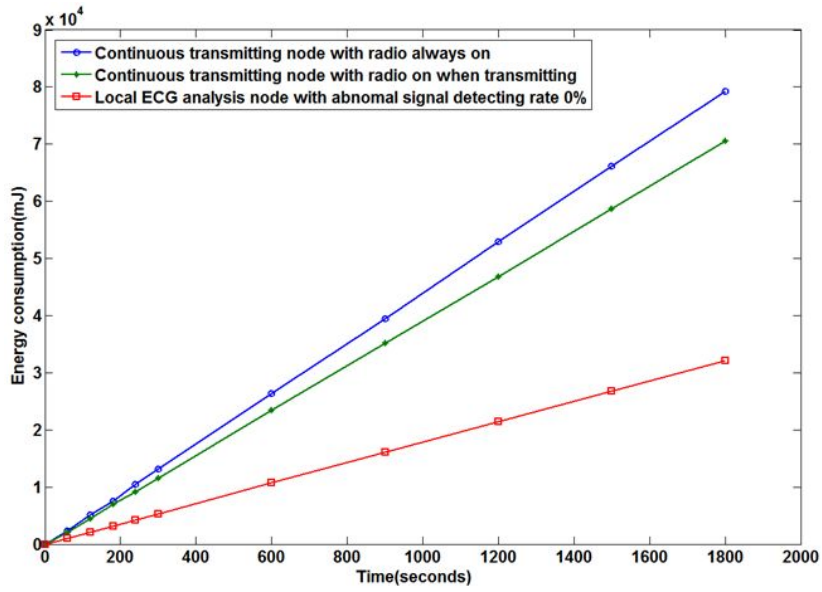
A의 경우는 모든 심전도 데이터를 지속적으로 전송하는 경우이고, B는 심전도 데이터 전송이 필요한 경우에만 데이터 전송이 이루어지는 경우, C는 센서 노드에서 비정상적인 심전도 신호를 감지하여, 그 신호만 전송하는 경우(단, 비정상적인 심전도 신호가 발생하지 않았을 때; 모든 신호들이 정상 심전도였을 때)에 센서노드의 각 부분에서의 에너지 소모량을 시뮬레이션 하였다.

(표 3) PowerTOSSIM을 통한 스마트 센서노드  
에너지 소모량 측정 결과

Components	Power Consumption (mJ)		
	A	B	C
cpu	18552.05607	18516.43901	22557.69761
radio	35321.48307	27874.72349	0
led	9239.460199	9233.547434	0
sensor	3099.496051	3093.5455	3089.498288
eeprom	0	0	1173.522
total energy	66212.49539	58718.25543	26820.74789

(표 3)과 같이 데이터가 수집될 때 마다 모든 데이터를 전송하는 A의 에너지소모량이 가장 많았으며, 모든 데이터를 수집하되 비정상적인 데이터만 전송하는 C의 경우 에너지소모량이 가장 적었다.

C에서는 각 심전도 사이클을 분류하고 판정하기 위한 프로세스가 추가 되어 cpu 에너지 소모가 증가하였으나 비정상적인 심전도 사이클이 검출되지 않아 데이터 전송에 대한 에너지 소모가 발생하지 않았다. 만약 비정상적인 심전도 사이클이 검출될 경우에도, 비정상적인 심전도 데이터만 전송하므로 radio 컴포넌트의 사용을 획기적으로 줄일 수 있다. C의 eeprom에서 에너지 소모된 이유는, 신뢰성 확보를 위하여 전송하지 않은 데이터를 센서노드의 eeprom에 저장하였기 때문이다.



(그림 12) 저전력 스마트 센서의 에너지 소모량 비교

이와 같이 본 연구에서는 센서노드에 약간의 지능을 부가함으로써 무선 사용 회수를 줄였고, 그에 따라 CPU의 에너지 소모량은 증가되었지만, 무선 사용에 따른 에너지 소모량은 크게 줄일 수 있어 하나의 센서노드 당 전원 효율을 크게 높일 수 있다.

## 제5장 결론 및 향후 연구 과제

본 연구에서는 기존의 USN에서 활용하는 센서모트를 활용하여 심전도 모니터링 시스템을 구성하였다. 구현된 시스템은 몇 개의 센서보드를 통하여 데이터를 수집하고, 기존의 USN 환경에서와 마찬가지로 Zigbee 통신 프로토콜 기반으로 데이터를 송수신한다. 이처럼 인체에서 몇 개의 센서모트를 통하여 무선을 통한 심전도 데이터의 수집이 가능함을 확인하였다. 또한 무선 심전도 시스템 구현에 있어서 가장 부각되는 과제인 저전력 시스템 구현에 대하여 센서노드에 비정상 심전도 사이클을 Euclidean Distance 기법을 사용하여 효율적으로 감지할 수 있는 지능을 부여하는 해결방안을 소개[22]하였으며, PowerTOSSIM을 통하여 에너지 소비량을 시뮬레이션하여 그 결과를 보였다.

데이터 수집에 대한 과정을 유선에서 무선으로 변경함에 따라, 데이터 유실 가능성과 데이터 신뢰성 저하에 대한 결점이 존재하지만, 기존 시스템의 공간적 한계를 극복하고 보다 다양한 응용이 가능하다.

무선 심전도 시스템 구현에 따른 이득은 다음과 같다.

첫째로 무선을 이용한 실시간 심전도 모니터링 시스템에 대한 가능성이다. 기존의 홀터 심전계는 환자가 24~48시간 동안 장치를 착용하고 심전도 데이터를 수집하여 저장한 후, 의사에게 전달되어 분석되었다. 휴대용 무선 심전도 모니터링 시스템은 심전도 데이터가 무선을 통해 실시간으로 전달될 수 있으므로 응급사항에 따른 빠른 대처가 가능하고, 필요에 따라 즉각적인 진단이 가능하다. 또한 피진단자의 접근성이 향상된다.

둘째로 각 채널의 무선센서 노드에서 각각의 심전도 신호를 전송하므로 심전도 모니터링 시스템 본체의 역할이 줄어들어 본체 기기를 소형화 시키거나, 휴대전화나 스마트폰, PDA 등의 개인용 휴대기기를 연동하여 활용하는 소프트웨어 응용이 가능해진다.

향후 연구로 무선 모바일 시스템에 적합한 심전도 데이터 패킷 구조를 변경하여 신호 탐지의 신뢰도를 향상하고, 더불어 USN센서노드의 일부 기능을 통합하여 집적화 하는 일이다. 이에 따라 시스템의 데이터 신뢰성을 향상하고, 시스템의 소형화에 따른 하드웨어 개선 효과까지 얻을 수 있을 것으로 예상된다.

## 참 고 문 헌

- [1] 사망원인별 사망률 추이(나라지표), <http://www.index.go.kr>
- [2] Barroso a. Benson j, et.al, the DSYS25 sensor platform, proceedings of the ACM sensys, 04, 2004
- [3] 온영근, “의료인을 위한 ECG(개정3판)”, 의학서원, 2008
- [4] David Malan, Thaddeus Fulford-Jones, Matt Welsh, Steve Moulton, "CodeBlue: An Ad Hoc Sensor Network Infrastructure for Emergency Medical Care", MobiSys 2004 Workshop on Applications of Mobile Embedded Systems (WAMES 2004), June, 2004
- [5] Tia Gao, Christopher Pesto, Leo Selavo, Yin Chen, JeongGil Ko, JongHyun Lim, Andrew Watt, James Jeng, Bor-rong Chen, Konrad Lorincz, Matt Welsh, "Wireless Medical Sensor Networks in Emergency Response: Implementation and Pilot Results", 2008 IEEE International Conference on Technologies for Homeland Security, May, 2008
- [6] IBM m-Health Wireless Healthcare Solution, <http://www-03.ibm.com/technology>
- [7] Vivometrics LifeShirt, <http://www.vivometrics.com>
- [8] SmartShirt System, <http://www.sensatex.com/smartshirt.html>
- [9] Philips Telehealth Solutions, <http://www.medical.philips.com>
- [10] Philips MyHeart Project, <http://www.research.philips.com>
- [11] 김승환, “유헬스를 위한 생체신호 모니터링 기술”, 한국통신학회, 한국통신학회지(정보와 통신), 제26권 제8호 pp.3-7, 2009.7
- [12] Iyad Al Khatib et al. "MPSoC ECG Biochip - A Multiprocessor System-on-Chip for Real-Time Human Heart Monitoring and Analysis", DAC 2006, ACM, pp.125-130, July, 2006
- [13] 이강휘, 이정환, 이영재, 김경섭, 양희경, 신건수, 이명호, “수정된 바이폴라 전

- 극을 갖는 착용형 심장활동 모니터링 시스템 구현 및 임상 심전도와의 상관관계 분석”, 전기학회논문지 제57권 제6호, pp.1102~1108, 2008. 6
- [14] 신승원, 김경섭, 이정환, 이강휘, 김동준, “이동형 심전도 신호의 잡음 제거 및 유사도 평가”, 전기학회논문지 제57권 제3호, pp.507-513, 2008. 3
- [15] Crowe J A, Gibson N M, Woolfson M S and Somekh M G, "Wavelet transform as a potential tools for ECG analysis and compression J. Biomed. Eng.14 pp.268-273, 1992
- [16] Thakor N V, Sun Y-C, Rix H and Caminal P, "Multiwave: a wavelet-based ECG data compression algorithm", IEICE Transactions on Information and Systems vol.E76-D, No.12, pp.1462-1469, Dec, 1993
- [17] Chen J and Itoh S, "A wavelet transform-base ECG compression method guaranteeing desired signal quality", IEEE Transaction on Biomedical Engineering, vol. 45 pp.1414-1419, 1998
- [18] Miaou S-G and Lin H-L, "Quality driven gold washing adaptive vector quantization and its application to ECG data compression", IEEE Transaction on Biomedical Engineering, vol. 47, pp.209-218, 2000
- [19] Lu Z., Kim D Y and Pearlman W A, "Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees algorithm", IEEE Transaction on Biomedical Engineering, vol. 47, pp.849-855, July, 2000
- [20] PowerTOSSIM, <http://www.eecs.harvard.edu/~shnayder/ptossim>
- [21] V.Shnayder, M. Hempstead, B. R. Chen, G. W. Allen, and M. Welsh, "Simulating the power consumption of large-scale sensor network applications," in Proc. of 2nd international Conference on Embedded networked Sensor Systems, pp. 188-200, Baltimore, USA, November, 2004
- [22] Min Zeng, Jeong-Gun Lee, Goang-Seog Choi and Jeong-A Lee, "Intelligent sensor node based a low power ECG monitoring system", IEICE Electronics Express Vol.6 (2009), No.9, May 10, 2009

- [23] D. Lee, S. Bhardwaj, E. Alasaarela, and W.Chung, "An ECG analysis on sensor node for reducing traffic overload in u-healthcare with wireless sensor network," in Proc. 6th IEEE Sensors Conference, pp.256–259, Atlanta, USA, October. 2007