

무선센서네트워크 기반의 웨어러블 센서노드에서 3축 가속도 신호의 단채널 전송과 심전도 노이즈 제거에 대한 연구

이승철¹ · 정완영^{2,+}

A Research for Removing ECG Noise and Transmitting 1-channel of 3-axis Accelerometer Signal in Wearable Sensor Node Based on WSN

Seung-Chul Lee¹ and Wan-Young Chung^{2,+}

Abstract

Wireless sensor network(WSN) has the potential to greatly effect many aspects of u-healthcare. By outfitting the potential with WSN, wearable sensor node can collect real-time data on physiological status and transmits through base station to server PC. However, there is a significant gap between WSN and healthcare. WSN has the limited resource about computing capability and data transmission according to bio-sensor sampling rates and channels to apply healthcare system. If a wearable node transmits ECG and accelerometer data of 4 channel sampled at 100 Hz, these data may occur high loss packets for transmitting human activity and ECG to server PC. Therefore current wearable sensor nodes have to solve above mentioned problems to be suited for u-healthcare system. Most WSN based activity and ECG monitoring system have been implemented some algorithms which are applied for signal vector magnitude(SVM) algorithm and ECG noise algorithm in server PC. In this paper, A wearable sensor node using integrated ECG and 3-axial accelerometer based on wireless sensor network is designed and developed. It can form multi-hop network with relay nodes to extend network range in WSN. Our wearable nodes can transmit 1-channel activity data processed activity classification data vector using SVM algorithm to 3-channel accelerometer data. ECG signals are contaminated with high frequency noise such as power line interference and muscle artifact. Our wearable sensor nodes can remove high frequency noise to clear original ECG signal for healthcare monitoring.

Keywords : U-healthcare, Wearable healthcare, Signal vector magnitude, ECG noise, Routing protocol

1. 서론

현재까지 의료서비스는 의사와 환자가 마주보고 진료하는 전통적인 방식이지만 최근에는 심질환과, 당뇨, 고혈압 같은 질병을 갖는 환자들이 가정, 병원, 사무실 등에서 단순 의료 계측기를 휴대하면서 자신의 몸 상태를 진단하는 사용자 중심으로 의료 서비스가 바뀌고 있다. 하지만 거동이 불편하거나 시각장애를 갖는 노인들은 의료서비스를 받는데 많은 제약이 뒤따른다. 따라서 노인들의 질병 상태와 위험 상태를 미리 예방할 수 있으면서 환자들의 편의성을 갖춘 웨어러블 형태의 u-헬스케어(ubiquitous healthcare) 서비스가 요구되어야 한다[1, 2].

u-헬스케어의 대표적인 영역 중에서 무선네트워크와 웨어러블

시스템이 융합한 제품들이 많이 출시되고 있지만 이들 제품의 헬스케어 시스템은 주로 블루투스를 이용하여 웨어러블 센서노드에서 게이트웨이로 단대단 통신을 지양하면서 심전도 신호를 모니터링 하도록 고안되었다. 이 웨어러블 시스템 중에서 가슴띠 형태의 제품으로는 폴라사(polar electro Inc., FINLAND)가 가장 대표적이며, 바이오메트릭스(vivometrics Inc., USA), 센사텍스(sensatex Inc, USA) 등이 있다[3]. 하지만 이 제품들의 근거리 통신 모듈은 무선센서네트워크에 비해 전력소비가 2배까지 높기 때문에 장시간 사용이 불가능할 뿐만 아니라 통신범위를 확장하기 위해서 기술적으로 어려운 문제점을 안고 있다[4]. 따라서 최근에는 초소형 저전력 센서노드들을 무선센서네트워크 환경으로 구성하여 가정, 사무실, 병원과 같은 소규모 장소에 통신범위 전체를 확장 가능하도록 무선센서네트워크 기반의 헬스케어 시스템에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 하지만 거의 대부분의 문헌에서는 심전도 신호를 측정해서 스타네트워크 형태[5]로 전송한 생체 신호를 u-헬스케어 분야에 활용하도록 연구되어왔다. 또한 코드블루(codeblue) 프로젝트와 알람넷(alarmnet) 프로젝트 등에서는 심전도신호 획득을 위해 멀티 홉 통신이 가능하도록 설계되어져 있

¹부경대학교 대학원 전자공학과(Department of Electronic Engineering, Graduate School, Pukyong National University)

²부경대학교 전자공학과(Department of Electronic Engineering, Pukyong National University)

⁺Corresponding author: wychung@pknu.ac.kr

(Received : Jan. 8, 2011, Revised : Mar. 16, 2011,

Accepted : Mar. 21, 2011)

지만 이 심전도 시스템은 웨어러블 타입이 아닌 신체에 일회용 상용전극과 AA 건전지로 구동되는 센서노드를 신체에 부착하기 때문에 착용감 및 움직이는데 큰 불편함이 발생 될 수 있다[6]. 따라서 무선센서네트워크 기반의 웨어러블 센서노드로 멀티 홉 통신을 구현한 사례가 거의 없는 실정이다.

본 논문에서는 인체에서 측정된 심전도와 활동량 신호를 모니터링 할 목적으로 의복에 웨어러블 심전도 측정기를 부착할 수 있도록 제작해 환자의 불편함을 최소화 하였다. 기존의 상용 웨어러블 센서노드는 거리가 멀어짐에 따라서 게이트웨이까지 통신범위가 제한되어있는 반면에 제작된 웨어러블 센서노드에서는 멀티 홉으로 전송 범위를 확장함으로써 실내에 언제, 어디서든지 통신이 가능하도록 하였다[7].

무선센서네트워크는 저성능의 마이크로컨트롤러, 작은 용량의 메모리, 저용량의 통신 대역, 제한된 건전지 등 다양한 문제를 안고 있다. 특히 무선센서네트워크 기반의 헬스케어시스템은 정밀한 생체신호 측정과 다량의 전송을 요구하기 때문에 저용량의 통신대역을 최대한 활용하기 위해서 전송채널 수를 줄임으로서 신뢰성 패킷 전송을 보장하도록 했다. 또한 서버 PC단에서 일반적으로 심전도 노이즈를 처리를 하지만 웨어러블 센서노드단에서 고주파 심전도 노이즈를 제거하도록 하였다.

2. 시스템 설계

2.1 시스템 개요

본 논문에서는 무선센서네트워크 기반의 웨어러블 센서노드를 이용하여 노드단에서 심전도 노이즈제거, 2채널의 생체신호 전송, 무선 멀티 홉 통신, 생체신호 모니터링 등을 위한 전체 시스템 구조를 Fig. 1에서 보여준다. 원격지에서 웨어러블 센서노드에게 생체신호를 요청하면 사용자의 가슴에 부착된 웨어러블 센서노드로부터 측정된 2채널의 심전도와 활동량 데이터를 멀티 홉 기능을 담당하는 중계노드를 통해서 베이스 스테이션에 전송되며, 또한 서버 PC에 실시간으로 전달된 데이터를 모니터링 할 수 있도록 하였다.

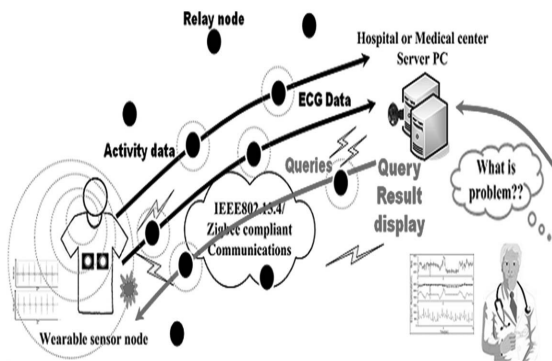


Fig. 1. System architecture of wearable healthcare based WSN.

2.2 웨어러블 시스템 설계

신체 착용형 셔츠는 생체신호 측정센서가 부착된 의복으로 심전도와 활동량 모니터링이 가능한 웨어러블 시스템이다. 본 논문에서는 전도성 섬유가 부착된 심전도 벨트와 의복과 함께 일체화시켜서 탈부착이 가능한 초소형 생체 센서 인터페이스를 개발하였다. 의복과 심전도 벨트를 일체화시키기 위해서 심전도 벨트의 전도성 전극 테두리 부분에 의복과 함께 봉제를 하였다. 전도성 전극은 미세한 심전도 신호를 측정하기 위해서 전도성 은실로 (conductive silver yarn) 구성되어 있다. 이 전도선 섬유는 상용전극에 있는 케이블이 없어서 착용감이 좋으며 의복에 적용하기가 더욱 효율적이다. 또한, 상용전극과 비교했을 때 장시간 부착할 경우 피부 트러블이 거의 생기지 않으면서 땀에 의해 접착력이 떨어지지 않아서 주파수에 따른 임피던스 변화가 거의 없다는 장점을 가지고 있다. 이는 심전도 신호 계측 시 신호왜곡 현상이 적다는 장점이 있다[8]. 이 전도성 섬유가 부착된 심전도 벨트는 사람의 가슴사이즈에 따라서 밴드 조절이 가능하기 때문에 의복에 심전도 벨트의 밴드를 봉제할 경우 벨트 조절이 불가능하다. 따라서 의복에 벨트를 끼울 수 있도록 작은 사이즈의 링을 봉제하여 밴드만 조절할 수 있도록 고안했다.

환자의 심전도 인터페이스를 구현하기에 앞서서 환자에 대한 전기적 안전도를 만족시키고 P파, QRS군, T 파형의 정보를 상실치 않는 주파수 특성을 갖추어진 증폭기 회로구성이 필요하다. 심전도 주파수 특성은 진단용 기기는 0.05 Hz~100 Hz이고 모니터링용 기기는 0.05 Hz~35 Hz 대역을 사용한다[9]. 본 논문에서는 심전도 모니터링용으로 신체로부터 심전도신호를 계측하기 위하여 2개로 구성된 전극을 사용하여 계측할 수 있는 탈부착형 인터페이스를 제안하였다. 이 탈부착형 인터페이스는 일반적으로 사용되는 표준 유도법 중 리드 I(lead I) 방식을 따르고 있으며, 이 방식은 심장과 가까운 오른쪽 가슴과 왼쪽 가슴에서의 전위차를 검출하는 방식을 적용하였다. 또한 리드 I방식의 계측에 있어 기준전극을 오른쪽 다리(right leg)에 부착하는게 일반적이지만 이 기준전극을 신체 특정한 곳에 부착되지 않아도 심전도 신호측정이 가능하도록 설계하였다.

Fig. 2는 의복에 탈부착이 가능한 심전도 인터페이스의 동작 과정을 보여주고 있다. 먼저 의복 착용자가 움직임에 기인하는 동잡음(motion artifact)을 제거하기 위하여 RC 수동필터(RC passive filter)를 사용하여 고역 필터(high pass filter)를 구성하였다. 이 수동필터로 고역필터를 적용한 결과 대역을 가장 만족할 수 있는 0.34 Hz의 차단주파수를 갖는 대역을 선택하였다. 그리고 저주파 성분이 제거된 입력신호는 신호가 미세하기 때문에 능동소자(OPA379, TI Inc., USA)를 이용하여 27.6배의 증폭이득을 획득하는 동시에 이 능동소자와 함께 RC 회로를 구성하여 차단 주파수가 234 Hz의 저역능동 필터를 구성하였다. 여기서 증폭과 필터링을 거친 출력 신호는 두 개의 능동소자로 전달된다. 첫 번째로

능동소자로는 심전도 출력 범위 컨트롤러 드라이브(ecg out range control drive)로서 ECG 신호 출력이 지속적으로 범위를 벗어날 경우 이를 조정하면 범위가 조정될 수 있도록 설계하였다. 이 드라이브에 나온 출력신호는 전압 폴러워(voltage follower) 회로를 구성하여 전기적 방해를 제거하기 위해서 기준이 되는 그라운드 전극 드라이브(ground electrode drive)를 설계하였다. 두 번째 능동소자에서는 저 대역으로 필터링 된 미세한 심전도 신호를 다시 한 번 더 증폭하여 10배의 이득을 획득했으며, 이 능동소자에 RC 회로를 구성하여 23.4 Hz의 저역통과 필터를 구성하여 신뢰성이 보장된 심전도 파형을 획득하였다.

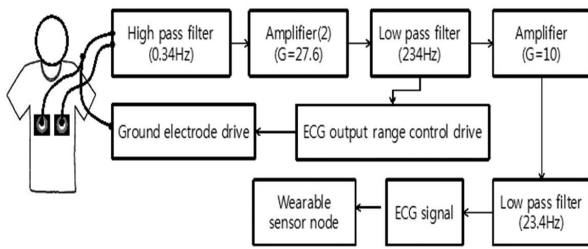


Fig. 2. Block diagram of wearable interface.

또한 탈부착형 인터페이스는 3축 가속도센서(MMA7260Q, Freescale Inc., USA)를 이용하여 심전도 신호뿐만 아니라 신체의 움직임에 따른 가속도 변화를 측정할 수 있도록 설계되었다. 이 인터페이스에서 측정된 생체신호를 무선으로 전송하기 위해서 Telosb 계열의 저전력이고 초소형 사이즈인 무선센서노드를 사용하였다. 이 센서노드는 마이크로 컨트롤러(MSP430F1611, TI Inc., USA)와 IEEE 802.15.4를 적용한 저전력의 RF 통신 칩(CC2420, TI Inc., USA), 외부 플래시 메모리로 구성되어 있다. 본 논문에서는 탈부착형 인터페이스와 센서노드를 웨어러블 센서노드라고 명명하였다.

3. 웨어러블 센서노드의 동작 과정

3.1 3축 가속도 신호의 단채널 전송

활동량 모니터링은 인체에 가해지는 3축 가속도의 크기를 측정하여 위급상황을 알리기 위해 환자의 생활 패턴들을 모니터링하기 위함이다. 이 활동 패턴을 모니터링하기 위해서 x 축, y 축, z 축 마다 100 Hz 이상 샘플링된 데이터가 필요로 한다. 이 3채널 데이터의 전송은 센서네트워크의 저용량의 통신 대역으로 인해서 큰 패킷손실이 발생시킬 수 있다. 이런 문제를 착안하여 본 논문에서는 무선센서네트워크에서 대표적으로 사용되어진 활동 분류를 위한 SVM(signal vector Magnitude) 알고리즘[10, 11]을 웨어러블 센서노드단에서 전처리과정을 거쳐서 1채널로 전송하도록 고안하였다. Fig. 3은 웨어러블 센서노드에서 가속도 데이터를 단채

널로 전송하기 위해서 초소형 운영체제인 TinyOS로 구현한 동작 순서도를 보여주고 있다. 웨어러블 센서노드단에서 동작하는 단채널 전송은 먼저 시스템을 초기화와 동작 시작을 알리기 위해서 두 함수들을 먼저 호출시킨 후에 타이머가 시작된다. Timer 인터럽트는 100 Hz 주기로 발생되며, 타이머 인터럽트가 발생할 때마다 x 축, y 축, z 축의 샘플링된 데이터가 SVM 계산식을 거쳐서 버퍼에 저장된다. 버퍼는 MAX_BUFFER_SIZE 만큼 샘플링 되었는지 확인한다. SVM 데이터가 버퍼사이즈 만큼 샘플링이 되지 않으면 타이머 인터럽트를 호출하여 3축 가속도 데이터 샘플링, SVM 연산, 버퍼저장 순으로 지속적으로 동작하나 최대버퍼 사이즈만큼 버퍼가 차면 Data.send() 함수를 이용하여 단채널 SVM 데이터를 전송한다.

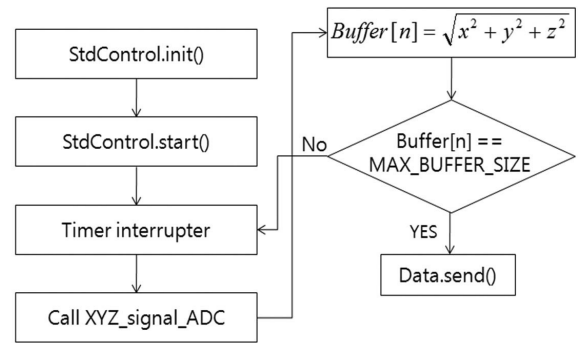


Fig. 3. Flowchart for transmitting 1-channel of 3-axis accelerometer in wearable sensor node.

3.2 심전도 노이즈 제거

본 논문에서는 심전도 신호에 포함된 고주파 성분을 제거함으로써 스무드(smooth)한 심전도 신호를 획득하도록 오버샘플링과 평균을 이용하여 심전도 신호를 획득하도록 구현하였다[12]. 웨어러블 센서노드단에서 동작하는 심전도 노이즈 제거 시스템은 Fig. 4와 같이 초기화 함수와 시작함수의 호출이 끝난 시점부터 타이머가 동작한다. 타이머 인터럽트는 일정 시간 간격으로 타이머 이벤트를 발생시키며, 이벤트가 발생되면 심전도 데이터가 센싱되고, 평균을 거쳐 전송이 이루어진다. 타이머 인터럽트는 오버샘플링을 위해서 1000 Hz의 간격으로 발생된다. 이 타이머 인터럽트가 발생할 때 마다 이날로그 심전도를 디지털로 변환을 요청하는 함수가 호출되고 동시에 이벤트 함수가 발생되어서 2 byte로 샘플링한 심전도 데이터를 획득할 수가 있다. 이 샘플링된 데이터는 각 버퍼에 저장하고 나서 MAX_BUFFER_SIZE 만큼 샘플링 되었는지 확인한다. 심전도 데이터가 최대버퍼 사이즈만큼 샘플링 되지 않으면 타이머 인터럽트를 주기적으로 호출시키지만 심전도 데이터가 최대버퍼 사이즈만큼 심전도 데이터를 버퍼공간에 꽉 채우면 심전도 데이터 중 피크 값이 가장 큰 값과 작은 값을 추출한다. 이는 심전도 데이터 중에 노이즈 값을 제거하기 위함이다. 최대버

퍼 사이즈만큼 버퍼안의 심전도 데이터를 합산하면, 노이즈 값으로 추출한 피크 값이 포함되어 있기 때문에 이를 없애기 위해서 추출한 피크 값을 뺄셈 연산을 통해서 피크 값을 제거해준다. 마지막으로 평균을 이용하여 하나의 심전도 값을 필터링하였다. 여기서 필터링한 값을 최대버퍼 사이즈만큼 각 필터버퍼에 필터링 데이터를 채운다. 필터링 데이터 하나가 필터 버퍼에 저장되는 주기가 0.01 초이다. 따라서 심전도 데이터를 샘플링한 주기는 초당 100 Hz가 된다. 필터링 심전도 데이터가 최대버퍼 사이즈만큼 필터링 되지 않았다면 타이머 인터럽트를 재 호출하여 심전도 오버 샘플링, 평균연산을 거쳐서 필터버퍼에 필터링 데이터를 다시 채우도록 시도한다. 최대버퍼 사이즈만큼 필터링 과정을 거치면 Data.send() 함수를 호출하여 필터링 된 심전도 데이터를 전송하도록 하였다.

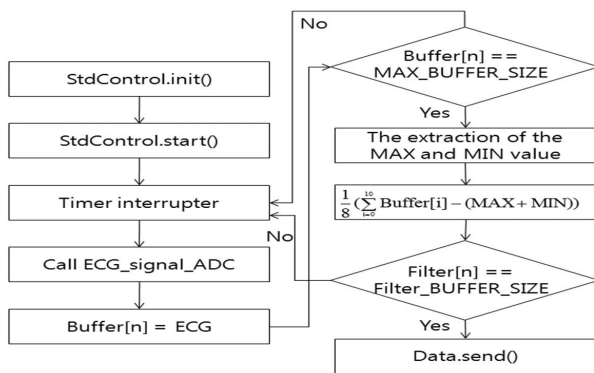


Fig. 4. Flowchart for removing ECG noise in wearable sensor node.

4. 실험 및 결과

4.1 웨어러블 시스템 제작

의복형의 헬스케어 시스템 구현을 위해 심전도 데이터와 활동량 데이터를 측정할 수 있는 저전력, 초소형의 웨어러블 센서노드와 의복을 제작 하였으며, Fig. 5는 의복에 웨어러블 센서노드가 부착된 앞면과 측면의 모습과 또한, 의복의 뒷태모습을 보여주고 있다. 의복은 심전도를 측정할 수 있는 전도성 섬유 소재의 센서가 의복에 내장하여 의복을 입고 있으면 사용자의 미세한 심전도 신호 측정이 가능하며, 이 의복에서 발생된 신호를 웨어러블 센서노드에서 증폭과 필터링 과정을 거친 후 IEEE 802.15.4 기반의 무선통신을 통해서 베이스스테이션으로 멀티 홉 전송이 가능하도록 제작하였다. 또한, 이 시스템은 심전도 신호뿐만 아니라 활동 패턴을 모니터링하기 위해 가속도 센서가 장착되어서 사용자의 위험 감시 모니터링이 가능하였다.

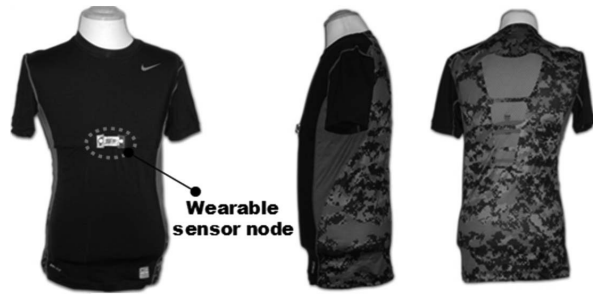


Fig. 5. Healthcare system of wearable type.

4.2 단채널 전송의 실험 구성 및 신뢰성 평가

본 논문에서는 사용자의 웨어러블 센서노드에서 측정된 SVM와 3축 가속도 데이터의 전송 신뢰성을 테스트하기 위해서 Fig. 6에서 보는 것처럼 건물복도에 웨어러블 센서노드를 착용한 사용자를 위치시켜 전송 실험을 수행하였다. 중계노드는 중계기 역할을 하는 노드로서 서로 마주 보면서 20 m 간격으로 복도 천정에 20개가 배치되었다. 또한, 서버 PC에 연결된 베이스스테이션과 복도내의 중계노드 사이에 통신이 이루어지기 위해서 룸 천정에 1개의 중계노드를 추가로 설치하였다.

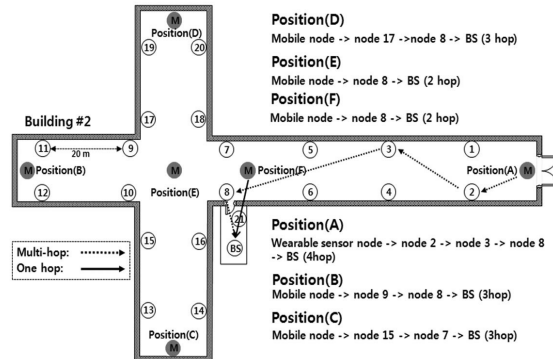


Fig. 6. Positions of wearable sensor node.

이 실험을 통해서 웨어러블 센서노드는 position(A), position(B), position(C), position(D), position(E), position(F)로 위치할때마다 중계노드를 통해서 베이스스테이션까지 4홉, 3홉, 3홉, 3홉, 2홉, 1홉으로 멀티 홉 네트워크를 형성하여 활동량 데이터를 전송하였다. Fig. 7은 웨어러블 센서노드의 각 포지션에서부터 서버 PC 까지 SVM과 3축 가속도 패킷배달 대한 성공률을 평가한 것을 보여주고 있다. 이 웨어러블 센서노드단에서 100Hz로 샘플링한 후에 3축 가속도 데이터를 3채널로 전송할 경우 베이스스테이션에 가장 먼 position(A)에서 4홉의 네트워크가 형성되어 가장 낮은 75.6%의 패킷 배달율을 보였다. 이는 3채널 전송에 있어 홉수가 증가할수록 1홉과 4홉을 비교했을 때 19.4% 정도의 큰

패킷 손실률을 보여주었다. 반면에 가속도 3채널을 SVM 알고리즘을 이용해 웨어러블 센서노드단에서 단채널로 1홉과 4홉의 네트워크 상태에서 배달율을 비교할 경우 1% 오차로 아주 작은 패킷이 소실되었다. 이러한 실험을 통해 무선센서네트워크 대역을 적절히 이용하무로서 활동량 분류 모니터링의 신뢰성을 확보할 수 있었다.

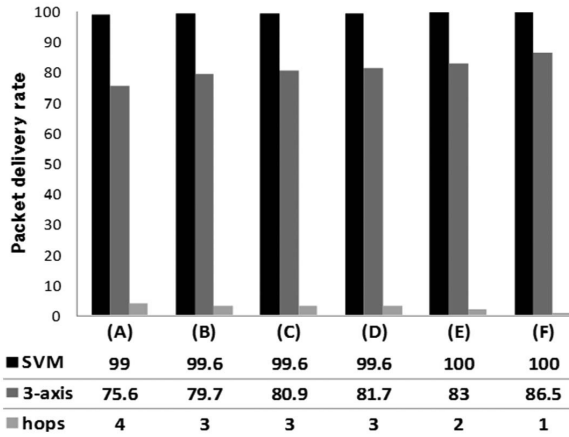


Fig. 7. The packet delivery rate for transmitting SVM and 3-axis data from wearable sensor node.

4.3 심전도 노이즈 평가

웨어러블 센서노드단에서 오버샘플링과 평균연산 과정을 거친 심전도 신호와 단순 샘플링한 심전도 신호를 평가한 결과를 Fig. 8에 나타내었다. Fig. 8의 (a)를 살펴보면 웨어러블 센서노드에서 100 Hz로 샘플링한 심전도 신호로서 원신호에 고주파 노이즈가 포함된 것을 확인할 수 있었다. 하지만 Fig. 8의 (b)에서 보는 것처럼 심전도 신호의 분해력을 향상시키기 위해서 1000 Hz로 샘플링 하였으며, 평균연산 과정을 거쳤다. 이로 인해서 로우패스필터 효과를 줌으로서 고주파 성분이 제거된 심전도 신호를 획득하였다.

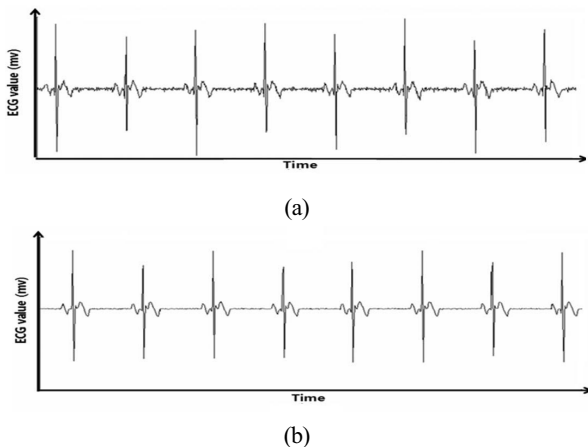


Fig. 8. ECG waveform: (a) original ECG, (b) filtered ECG.

4.4 심전도와 활동량 실험과 모니터링 분석

생체 모니터링 실험은 Fig. 9에서 보는 것처럼 부경대학교 스포츠센터, 건물계단, 복도, 연구실 등의 장소에서 수행하였다. 피실험자는 이들 장소에서 의복형 헬스케어 시스템을 착용하고 동적인 자세와 정적인 자세로 구분하여 심전도와 활동량 모니터링을 위해서 실험을 행하였다. 동적인 자세의 실험으로는 러닝머신 위에서 달리기, 계단 오르고 계단 내려오기, 복도에서 걷기, 낙상 등으로 분류하였다. 또한, 피실험자의 정적인 자세로는 뒤로 눕기, 엎드리기, 반복적으로 앉았다 일어나기, 양치하기 등으로 시나리오를 만들었다. 이 두 가지의 자세를 기반으로 다양한 행동패턴으로 SVM과 심전도 신호를 획득하였다.

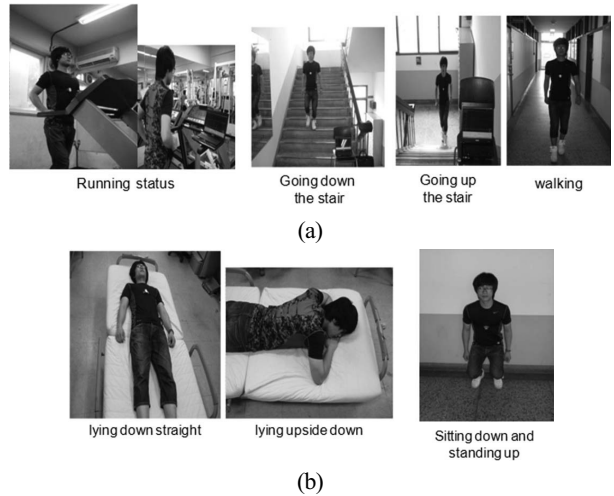


Fig. 9. The experiments for static and dynamic posture.

Fig. 10은 동적인 자세에 따른 심전도와 SVM 신호에 기초하여 다양한 활동패턴에 대한 심전도 모니터링을 보여주고 있다. Fig. 10의 (a)를 보면 피실험자가 바닥에 발을 밀착할 경우 포지티브한 SVM 신호의 피크(peak) 값이 발생되고, 발생된 피크와 피크 사이의 간격이 넓기 때문에 가벼운 걷기상태로 판단 할 수가 있었다. 이에 따른 심전도 결과는 몸의 움직임에 의해 동잡음이 발생되지만 본 논문의 의복형의 웨어러블 시스템에서는 가벼운 걷기로는 동잡음이 원심전도 신호에 포함되지 않았다. 반면에 Fig. 10의 (b)를 보는 것처럼 피크와 피크 사이에 간격이 조밀하면서 피크 값이 걷기상태에 비해서 크기 때문에 달리는 상태로 판단할 수 있었다. 이로 인해서 동잡음이 원심전도 신호에 포함된 것을 확인할 수 있다. Fig. 10의 (c)와 (d)는 계단을 올라갈 때와 내려갈 때를 보여주고 있으며, SVM 신호 값이 크면서 피크간 간격이 조밀한 경우에 계단 오르고와 내려가기를 판단할 수 있었다. 계단 위 · 아래로 걸을 때는 원 신호에 동잡음이 포함되었지만, 계단 아래쪽 복도와 계단 위쪽 복도에 걸을 때는 동잡음이 거의 포함되지 않았다. Fig. 10의 (d)는 피 실험자가 갑자기 바닥으로 낙상할 때의 SVM 신호 값을 보여준다. 낙상할 때 피크 값이 순간적으로 크게 높아지면서

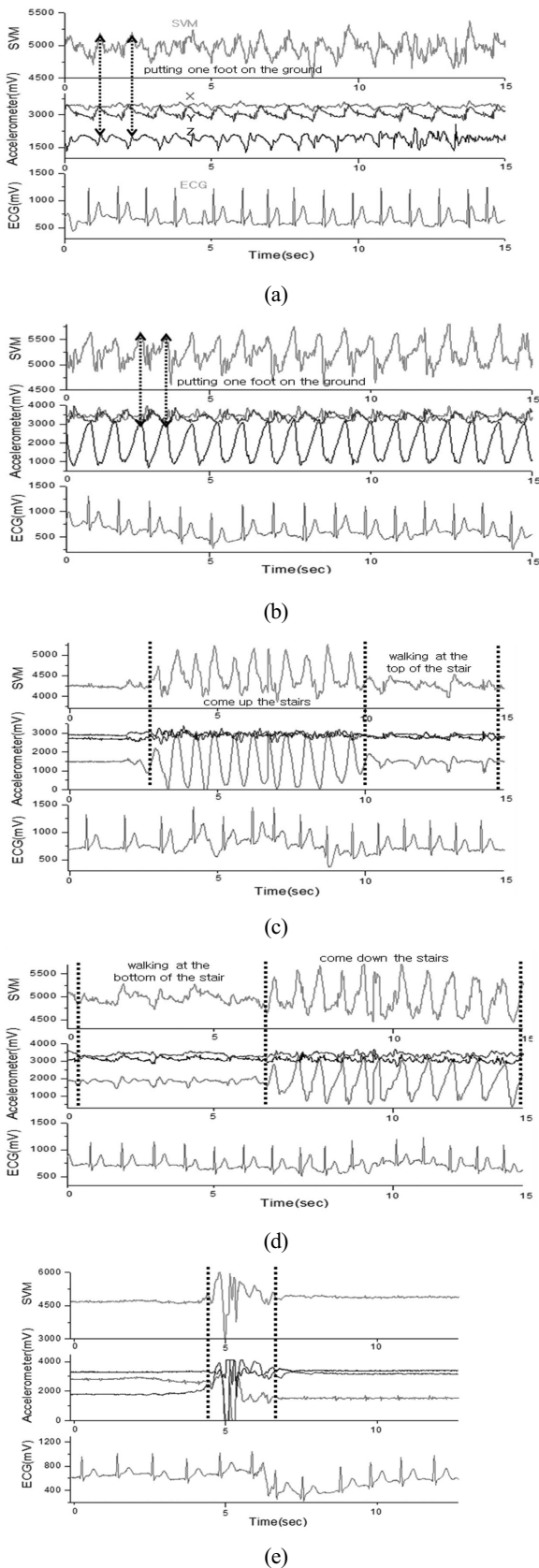
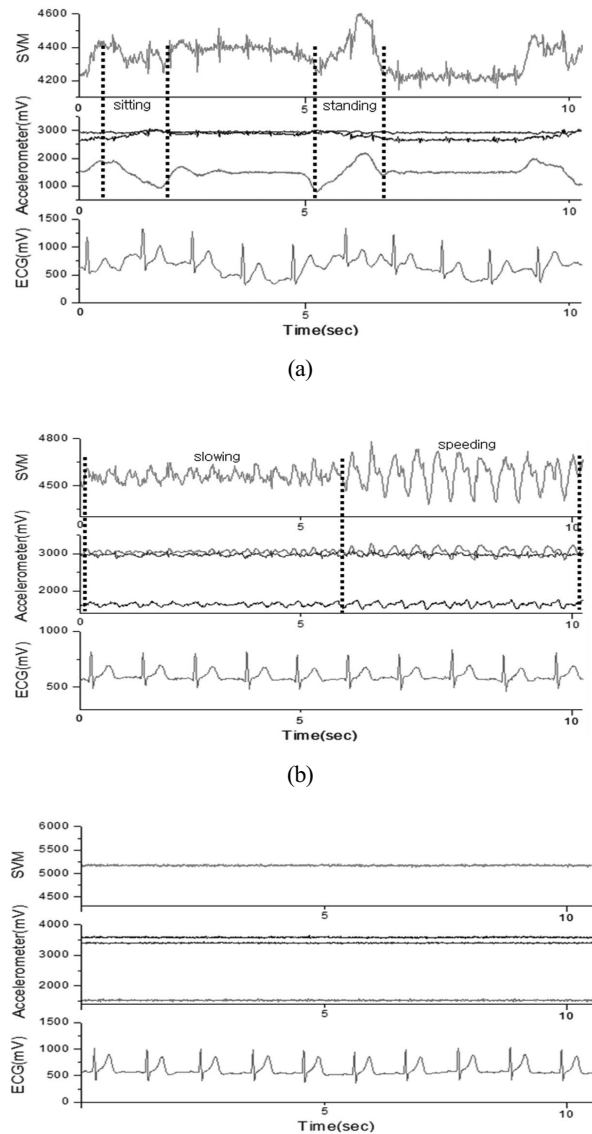


Fig. 10. ECG and SVM monitoring for various dynamic activity: (a) walking, (b) running, (c) Going up the stairs, (d) Going down the stairs, and (e) Fall.

움직임이 없을 경우 피크 값이 일정하게 유지되었다. 여기서 낙상 순간에 동잡음이 포함된 것을 확인할 수 있었다.

Fig. 11은 정적인 자세에서 심전도와 SVM 신호를 모니터링 한 결과를 보여주고 있다. Fig. 11의 (a)를 보는 것처럼 앉았을 때 SVM 신호가 특정 구간 아래로 신호가 내려가는 것을 볼 수 있고, 일어날 때는 특정구간에 SVM 신호가 올라가는 것을 확인할 수 있다. 반복적으로 앉았다 일어나는 구간에서 원심전도 신호에 동잡음이 발생하는 것을 확인할 수 있었다. Fig. 11의 (b)는 천천히 양치할 때 구간과 빠르게 양치할 때 구간에 피크 값과 피크들 간격의 차이에 대한 결과를 보여주고 있다. Fig. 11의 (c)와 (d)는 엎드렸을 때와 누웠을 때의 SVM 파형의 결과로 나타내었다. 심전도의 결과는 Fig. 11의 (a)를 제외하고 심전도 신호에 동작음이 포함되어 있는 않는 것을 확인할 수 있었다.



(c)

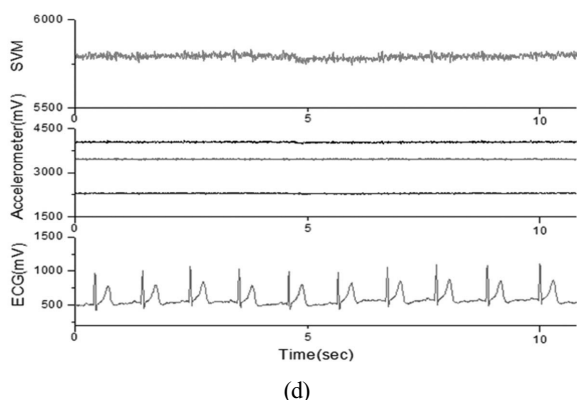


Fig. 11. ECG and SVM Monitoring for various static activity: (a) Sitting down and standing up, (b) Brushing teeth, (c) Lying upside down, and (d) Lying down straight.

4. 결론

본 논문에서는 유비쿼터스 중심의 의료서비스를 제공하기 위해서 사용자가 착용이 편리하면서 이동할 때 큰 불편이 없도록 웨어러블 헬스케어 시스템을 제작하였다. 또한, 이 웨어러블 시스템을 활용하여 무선센서네트워크 환경에 중계노드를 추가로 배치하여 기존의 일부무선통신의 제한된 통신범위를 멀티 홉 통신으로 확장하였다.

본 논문에서는 무선센서네트워크의 제한된 저용량의 통신 대역의 효율성을 높이면서 활동량 데이터의 신뢰성을 갖도록 웨어러블 센서노드에서 3축 가속도 데이터를 단채널로 전송하도록 해서 데이터 신뢰성을 확보했을 뿐만 아니라 단채널 데이터가 활동량 모니터링을 분석하는데 지표가 될 수 있었다. 그리고 웨어러블 노드단에서 저역 필터 효과를 주어 고주파 잡음을 제거하여 선명한 심전도 신호를 획득하였다.

향후 연구에서는 웨어러블 헬스케어 시스템에서 발생되어지는 동잡음 특성을 제거하기 위해서 다양한 신호처리 기법을 연구하고자 한다.

감사의 글

이 논문은 2010년 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(2010-0016212).

REFERENCES

[1] M. Rigby, "Applying emergent ubiquitous technologies in health: The need to respond to new challenges of

opportunity, expectation, and responsibility", *International Journal of Medical Informatics*, vol. 76, supplement 3, pp. S349-S352, 2007.

[2] S.-H. Toh, S.-C. Lee, H.-J. Lee, K.-U. Do, and W.-Y. Chung "Mobile u-healthcare system in IEEE 802.15.4 WSN and CDMA network environments", *J. Kor. Sensors Soc.*, vol. 18, no. 5, pp. 337-342, 2009.

[3] J. Luprano and O. Chetelat, "Sensors and parameter extraction by wearable systems: Present situation and future", *Preceding of International Workshop on Wearable Micro and Nanosystems for Personalised Health*, 2008.

[4] F. Hu, M. Jiang, L. Celentano, and Y. Xiao, "Robust medical ad hoc sensor networks (MASN) with wavelet-based ECG data mining", *Ad Hoc Networks*, vol. 6, issue 7, pp. 986-1012, 2008.

[5] J.-H. Lee, K.-W. Seong, M.-N. Kim, and J.-H. Cho, "Development for body temperature sensor and monitoring telemetry system", *J. Kor. Sensors Soc.*, vol. 19, no. 6, pp. 435-442, 2010.

[6] H. Alemdar, and C. Ersoy, "Wireless sensor networks for healthcare: A survey", *Computer Networks*, vol. 54, issue 15, pp. 2688-2710, 2010.

[7] S.-C Lee, Y.-S. Seo, T.-H. Kwon, and W.-Y. Chung, "Design and evaluation of wireless sensor network routing protocol for home healthcare", *J. Kor. Sensors Soc.*, vol. 19, no. 4, pp. 297-305, 2010.

[8] P.S. Pandian, K. Mohanavelu, K.P. Safeer, T.M. Kotresh, D.T. Shakunthala, Parvati Gopal, and V.C. Padaki, "Smart vest: Wearable multi-parameter remote physiological monitoring system", *Medical Engineering & Physics*, vol. 30, issue 4, pp. 466-477, 2008.

[9] J.-W. Lee and G.-K. Lee, "Design of an adaptive filter with a dynamic structure for ECG signal processing", *International Journal of Control, Automation, and Systems*, vol. 3, no. 1, pp. 137-142, 2005.

[10] D.M. Karantonis, M.R. Narayanan, M. Mathie, N.H. Lovell, and B.G. Celler, "Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring", *Information Technology in Biomedicine*, vol. 10, issue 1, pp. 156-167, 2006.

[11] J.-A. Lee, S.-H. Cho, Y.-J. Lee, H.-K. Yang, and J.-W. Lee, "Portable activity monitoring system for temporal parameters of gait cycles", *Journal of Medical Systems*, vol. 34, no. 5, pp. 956-966, 2010.

[12] Available at: <http://www.atmel.com/> Accessed may 9, 2005.



이 승 철(Seung-Chul Lee)

- 1999년 경운대학교 컴퓨터공학과 (공학사)
- 2005년 동서대학교 소프트웨어전문대학원 컴퓨터네트워크학과 (공학석사)
- 2006년~현재 부경대학교 대학원 전자공학과 박사과정
- 주관심분야 : 무선센서네트워크, 라우팅 프로토콜, 헬스케어, 인공지능.



정 완 영(Wan-Young Chung)

- 1987년 경북대학교 전자공학과 (공학사)
- 1989년 경북대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
- 2009년 핀란드 오울루대학교 전기정보공학과(공학박사)
- 1997년~1998년 일본 규슈대학 총합이공학연구과연구교수
- 1999년~2008년 동서대학교 컴퓨터정보공학부 부교수
- 2008년~현재 부경대학교 전자컴퓨터정보통신공학부 정교수
- 주관심 분야 : 유비쿼터스 센서네트워크, 센서네트워크, 마이크로센서, 유비쿼터스 헬스케어