헬스 모니터링과 예후를 위한 착용형 센서 기반 시스템에 관한 연구

오선진* · 배인한**

1. 서 론

착용형 헬스 모니터링 시스템(Wearable Health Monitoring Systems: WHMS)은 수많은 연구와 개발 노력에서 지적했듯이 지난 10년 동안 연구 커뮤니티와 산업으로부터 많은 관심을 받아왔다[1-3]. 헬스케어 비용이 증가하고 세계 인구가 노령화 되면서[4] 환자가 병원을 벗어나 그의 개인 환경에 있을 때 환자의 상태를 모니터할 필요가 생겼다. 이러한 요구를 위해 다양한 시스템 모형이나 상업적 상품들이 최근 수년에 걸쳐 생산되었으며, 이들은 임박한 건강 위협 조건의 경우 개인에게 경고할 수 있고, 의료 센터나 직접 주치의에게 환자의 건강 상태에 대한 정보를 실시간으로 제공하는데 목표를 두고 있다. 아울러, WHMS는 만성 질환자, 노인, 수술 후 회복 환자, 특수 능력을 가진 사람들의 관리와 모니터링을 하는 새로운 수단을 제공한다.

헬스 모니터링을 위한 착용형 시스템은 입거나 또는 심지어 심을 수 있는 다양한 소형의 센서들로 구성된다. 이러한 바이오센서들은 심장 박동수, 혈압, 신체와 피부의 온도, 산소 포화도, 호흡률, 심전도와 같은 중요한 생리학적 파라미터들을 측정할 수 있다. 측정된 자료들은 예를 들어, PDA나 마이크로 제어 보드와 같은 중앙 노드에 무선이나 유선 링크를 통해 통신되고 이것들은 사용자 인터페이스 상에 디스플레이 되거나 의료 센터로 수집된 생명 신호들을 전송한다. 이는 착용형 의료 시스템이 센서, 착용형 물질, 스마트 옷감, 작동장치, 전원 공급, 무선 통신 모듈과 링크, 제어와 처리장치, 사용자를 위한 인터페이스, 소프트웨어 그리고 데이터 추출과 의사결정을 위한 개선된 알고리즘과 같은 광범위한 컴포넌트들을 포함한다.

그림 1은 앞에 기술한 시스템의 기능과 컴포넌트에 따라 그려진 일반 WHMS 구조를 보여준다. 그러나 많은 시스템들이 매우 다양한 구조적인 접근방안을 적용할 수 있기 때문에 이것이 표준 시스템 디자인으로 인식해서는 안 된다. 예를 들어, 바이오 신호들은 중앙노드에 전 처리 없이 아날로그 형태로 전송될 수 있고 센서와 중앙 노드 사이에 양방향 통신이 존재하지 않는다.

앞에 언급했던 것으로부터 더욱 분명해진 것처럼 헬스 모니터링을 위한 착용형 시스템은 극심한 인간공학적 제약과 중대한 하드웨어 리소스 제한 하에 운영되면서 어떤 분명한 의료 기준을 만족시킬 필요가 있다[7-8]. 더욱 특별하게 착용형 건강

※ 교신저자(Corresponding Author) : 오선진, 주소 : 충북 제천시 세명로 117(390-711), 전화 : 043)649-1279, FAX : 043)649-1747, E-mail : sjoh@semyung.ac.kr
* 세명대학교 정보통신학부 교수
** 대구가톨릭대학교 컴퓨터정보통신공학부 교수
(E-mail: ihbae@cu.ac.kr)

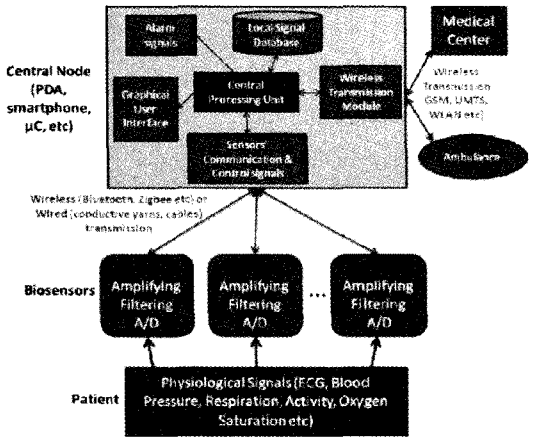

그림 1. 착용형 헬스 모니터링 시스템의 구조

모니터링 시스템 설계는 다양한 착용성 기준을 언급할 필요가 있다. 예를 들어, 시스템의 무게와 크기 요인은 계속해서 작아야 하고 시스템은 사용자의 움직임이나 활동의 어떤 장애가 되지 말아야 한다. 더군다나 방사선 관련과 가능한 미적 문제가 고려될 필요가 있다. 아울러 수집된 개인 의료 자료의 보안과 프라이버시는 보장되어야 하고 전력의 소비는 시스템의 동작 시간을 증가시킬 수 있도록 최소화 되어야 할 필요가 있다. 마지막으로 그러한 시스템을 저비용의 유비쿼터스 건강 모니터링 서비스로 많은 대중 접근이 보장되도록 재공 될 필요가 있다.

착용형 건강 모니터링 시스템의 앞에서 언급한 파라미터들은 이러한 시스템을 설계하는 것이 매우 고도의 제약과 설계자로부터 고려되어야 할 요구 사항들과 종종 상충되기 때문에 매우 도전적인 작업으로 부각된다. 더군다나 그러한 시스템을 위한 유일한 이상적인 디자인이 존재하다고 판단되지는 않지만 대립되는 파라미터 사이의 단점을 응용의 특수 분야에 기반 하여 조절해야만 한다.

본 논문에서는 건강을 위한 착용형 저비용 시스템의 연구와 개발에 있어서 현재 가장 가능성 있는 전 세계 프로젝트들의 성과와 상업용 제품들의 속성을 요약하고 비교하여 검토하였다. 2장에서는 가장 중요하고 널리 적용되는 바이오센서 기술을 관련되어 측정된 바이오 시그널과 함께 제안한다. 3장에서는 WHMS를 위한 단거리 무선 통신 표준에 대해 논의한다. 4장에서는 현재의 WHMS의 연구와 개발을 검토한다. 5장은 평가 결과에 기반 한 시스템 설계, 통합 그리고 기능성의 현재 단점에 대한\하여 논의한다. 아울러 착용형 바이오센서 시스템이 더욱 효율적이고 실세계 솔루션으로 적용될 수 있도록 극복해야 하는 다른 도덕적인 문제를 역시 언급하였다. 마지막으로 6장에서 논문의 결론을 맺는다.

2. 바이오신호와 바이오센서

이 장에서는 표 1에서 보인바와 같이 다양한 센싱 기술의 목록을 제공하는데 이 기술들은 착용형 건강 모니터링 시스템의 일부로 그들과 관련되어 측정된 바이오 신호와 함께 통합될 수 있다. 이렇게 중요한 바이오 신호의 측정과 특징 추출을 위해 이어지는 처리는 실시간 수집된 생리학적 파라미터들로 어떤 주어진 시간의 사용자의 건강 조건의 전반적인 평가를 제공할 수 있다.

3. WHMS를 위한 무선통신 표준

그림 1에 보인바와 같이 WHMS의 전반적인 상황에서 측적된 데이터의 전송은 두 가지의 서로 다른 목적으로 수행될 수 있다. (1) 바이오센서로부터 수집된 생리학적 신호들을 시스템의 중앙 노드와 통신하기 위해서 그리고 (2) 착용형 시스템으로부터 수집된 측정들을 원격 의료 스테이션이나 내과 의사의 휴대전화로 송신하기 위해서이다.

1장에서 언급 했던 대로 유형: (1) 데이터의 전송 또는 근거리 전송은 유선이나 또는 다른 무선

표 1. 바이오신호와 바이오센서

Type of Bio-signal	Type of Sensor	Description of measured data
Electrocardiogram (ECG)	Skin/Chest electrodes	Electrical activity of the heart (continuous waveform showing the contraction and relaxation phases of the cardiac cycle)
Blood pressure (systolic & diastolic)	Arm cuff-based monitor	Refers to the force exerted by circulating blood on the walls of blood vessels, especially the arteries
Body and/or skin temperature	Temperature probe or skin patch	A measure of the body's ability to generate and get rid of heat
Respiration rate	Piezoelectric/piezoresistive sensor	Number of movements indicative of inspiration and expiration per unit time (breathing rate)
Oxygen saturation	Pulse Oximeter	Indicates the oxygenation or the amount of oxygen that is being "carried" in a patient's blood
Heart rate	Pulse Oximeter/skin electrodes	Frequency of the cardiac cycle
Perspiration (sweating) or skin conductivity	Galvanic Skin Response	Electrical conductance of the skin is associated with the activity of the sweat glands
Heart sounds	Phonocardiograph	A record of heart sounds, produced by a properly placed on the chest microphone (stethoscope)
Blood glucose	Strip-base glucose meters	Measurement of the amount of glucose (main type/source of sugar/energy) in blood
Electromyogram (EMG)	Skin electrodes	Electrical activity of the skeletal muscles (characterizes the neuromuscular system)
Electroencephalogram (EEG)	Scalp-placed electrodes	Measurement of electrical spontaneous brain activity and other brain potentials
Body Movements	Accelerometer	Measurement of acceleration forces in the 3D space

링크에 의해 처리될 수 있다. 전자의 경우 사용자의 이동성과 안락함이 유선 사용에 의해 극심하게 방해가 될 수 있으며 아울러 시스템 고장의 위험이 증가된다[9]. 이 문제에 좀 더 우호적인 접근 방법은 센서로부터 수집된 측정치를 전송하기 위하 어떤 유형의 유연한 스마트 섬유 옷감에 통합된 전도성의 연사를 사용하는 것이다[10]. 다른 방법으로 후자의 경우 자동 센서 노드들이 신체 영역 망(Body Area Network: BAN) 이나 신체 센서 망 (Body Sensor Network: BSN)을 형성 할 수 있으며, 통상적으로 별 모양 위상의 기본 환경 설정 상에서 데이터를 PDA, 스마트 폰, 포켓 PC, 또는 개인이 설계한 마이크로 제어 기반 장치가 될 수 있는 BAN의 중앙노드로 전송 한다.

유형: (2) 관련 WHMS와 원격 스테이션 또는 장치 사이의 데이터 전송 또는 장거리 통신에서 목표를 달성 할 수 있는 광범위한 가용 무선 기술이 있다. 이러한 기술들은 WLAN, GSM, GPRS, UMTS 그리고 WiMAX 등을 포함하며 광범위한 지역 커버와 유비쿼터스 네트워크 접근을 제공한다. 아울러 4세대 모바일 통신 시스템에서의 미래 발전은 세계 전역에 끊임없는 인터넷 접속을 보다 높은 데이터 전송 율로 보장하도록 기대한다[11]. 그래서 원격 지역에서 착용형 건강 모니터링 시스템으로부터 실시간 측정치 수집을 더욱 효율적으로 할 수 있도록 한다. 이 장에서는 BAN간 통신을 위해 사용하는 단거리 무선통신 기술의 특징을 간단하게 논의 하고 WHMS에 그 적용에 대해 설명한다.

BAN에 가장 일반적으로 채용하는 무선 통신 표준은 IEEE 802.15.1 (블루투스)와 802.15.4 (Zigbee)이며 원래 무선 개인 영역 망 (wireless personal area network: WPAN)을 위한 802.15 워킹 그룹의 일부이다.

Zigbee 표준[12]은 긴 배터리 수명과 매우 낮은 복잡도로 저비용 낮은 데이터 전송률 솔루션을 목표로 한다. Zigbee는 2.4 GHz 대 산업용, 과학용 그리고 의학용(ISM) 밴드 (250 kbps OQPSK modulation)에서 16 채널로 동작하고, 915MHz 밴드(40 kbps, BPSK modulation)에서 10 채널, 그리고 868MHz 밴드(20Kbps, BPSK modulation)에서 1개 채널로 동작한다. Zigbee는 CSMA-CA채널 접근 또는 비콘 메커니즘에 기반 한 동기화 채널 접근을 DSSS 코딩과 사용한다. 최대 전

송 범위는 약 75m이고 성형, 트리, 클러스터 그리고 메시 위상 네트워크 구조를 지원한다. 마지막으로 Zigbee는 128비트 키와 AES 알고리즘으로 메시지 통합과 프라이버시 그리고 인증을 수행하기 위해 사용한다.

블루투스[3]는 휴대 단말과 또한 고정 장치 사이에 RF기반 단거리 연결을 위한 산업용 사양이다. 블루투스는 저 전력 저비용 RF 표준으로 라이센스 없는 2.4GHz 스펙트럼에서 동작한다. 블루투스는 ISM 밴드에서 간섭과 페이딩과 싸우기 위해 79개 채널에 걸쳐 주파수 호핑 기술을 사용하며 개선된 데이터 율 모드에서 3Mbps 까지 지원하며 비록 10m가 가장 일반 모드이기는 하지만 최대 100m의 전송거리를 지원한다.

BAN 간 단거리 통신을 위한 다른 기술로는 적외선 (IrDA), 의료 임플란트 통신 서비스(MICS) 그리고 울트라 광대역(UWB)을 포함한다. IrDA는 적외선을 통해 단거리 데이터 교환을 위한 저비용 통신 프로토콜이다. 이것이 저 전력기술로 16Mbps 스피드까지 지원한다는 사실에도 불구하고 이것은 직진형 통신을 요구하는 주요 결점 때문에 WHMS 응용에 현실적이지 못하다.

MICS는 의료 장치와 연계된 진료 또는 치료 기능을 지원하는 낮은 율의 데이터 전송을 위한 극저 전력, 라이센스 없는 모바일 라디오 서비스이다[16]. 이는 402-405MHz 주파수 밴드에 300 KHz 채널을 사용한다. EIRP(Effective Isotropic Rediated Power)는 25㎼ 로 제한되고, 맥박 조정기나 제세동기와 같은 대부분의 장치에 목표를 두고 있다. 이러한 장점에도 불구하고 MICS는 상업적으로 가용한 MICS 솔루션의 부족으로 인해 연구자들에 의해 폭넓게 사용되지는 않는다. 마지막으로 UWB는 주파수 범위 3.1-10.6 GHz에서 동작하며 매우 높은 복잡도와 광대역 변조에 부적합하기 때문에 BAN에서는 부적절한 표준이다.

표 2는 여기서 논의한 것 중 WHMS를 위한 가장 우세한 무선 기술의 가장 중요한 기능에 대한 참조를 제공한다. 앞에서는 논의한 것으로부터 기존의 표준은 BAN의 요구사항을 대변하는데 간섭문제[17]나 보안관련 또는 하드웨어 모듈의 형태 요인이나 전력 소비 등으로 인해 명백히 실패하였다. 이러한 문제의 해결로 802.15.6 IEEE 작업 그룹[18]은 저전력 장치나 인간 신체 내외 또는 주변에서의 동작에 최적화된 통신 표준을 개발할 계획이다. TG6 보고서에 따르면 개발 중인 표준은 1Kbps부터 수백 Mbps까지 가변 비트율을 지원해야 하며 2m에서 최대 5m의 단거리 프로토콜이어야 하고 네트워크 크기는 100개 장치까지 허용하며, 매우 낮은 지연과 0.1-1mw의 극저 전력 소비를 보장해야한다. 마지막으로 2360-2400MHz 밴드가 의료 BAN 서비스를 위해 제안되었는데 기존의 컴포넌트 통합과 다른 무선 기술로 부터의 간섭을 피할 수 있게 하기 위함이다.

표 2. 무선통신 표준

	Range (typical)	Data Rate (max)	Power Cons.*	Cost per chip	Frequency
Zigbee	10-75m	20kbps/ 40kbps/ 250kbps	30mW	$2	868MHz/ 915MHz/ 2.4GHz
Bluetooth	10-100m	1-3Mbps	2.5-100mW	$3	2.4GHz
IrDA	1m	16Mbps	-	$2	Infrared
MICS	2m	500kbps	25μW	-	402-405 MHz
802.11g	200m	54Mbps	1W	$9	2.4GHz

4. WHMS에서의 연구와 개발

이 장에서는 다양한 유형의 웨어러블 건강 모니터링 시스템이 논의되었다. 지난 10년 동안 수많은 연구 노력과 제품들이 WHMS로 분류 될 수 있기 때문에 이 검토에서는 (1) 그것들이 상업적

상품 또는 연구 모형인가에 기초하여 그리고 (2) 예를 들어 BAN기반, 스마트 섬유기반, 마이크로 제어기 또는 커스텀 하드웨어 기반 등등의 그들의 하드웨어 환경설정에 기초하여 분류하려고 한다.

4.1 연구 프로토타입

4.1.1 시스템 기반 마이크로 제어 보드 또는 커스텀 디자인 플랫 폼

이 카테고리에 있는 착용형 시스템은 어떠한 유형의 마이크로 컨트롤러 보드를 생리학적 데이터 수집 플랫폼으로 사용하고 통상적으로 센서로부터 처리 보드까지 바이오 신호의 유선 전송에 기반 한다.

MIT, 캠브리지 대학의 미디어 연구실에서는 실시간 데이터 처리와 스트리밍 그리고 상황 분류를 하는 장기간 모니터링 응용에 목표를 둔 유연한 분산 모바일 플랫폼인 LiveNet을 개발하였다[19]. LiveNet은 리눅스 기반 PDA 모바일 장치, 실시간 상황적 데이터의 수집, 처리 그리고 해석을 위한 모듈러 센서 허브(SAK2), 그리고 3D 가속도계, 심전도, 근전도 그리고 전기충격 스킨 전도 계수 센서와 동작하는 집적화된 생리학적 보드(Bio Sense)를 사용하며 광범위한 상업용 가용 센서와 인터페이스를 허용한다.

아울러 그룹기반 응용 사이에서의 통신과 효율적인 분산과 높은 대역 디지털 신호의 처리 그리고 착용형 응용을 위한 실시간 상황 분류기의 구현을 지원하는 3계층 소프트웨어 구조가 개발되었다. 마지막으로 MIT 착용형 컴퓨팅 그룹은 다수의 헬스 케어 제공자들과 상호 협력하여 LiveNet 시스템을 사용하는 다양한 시범적인 연구가 시작되어 험준한 환경에서의 군인 건강 모니터링, 자동화된 파킨슨 증후군 감지 시스템, 간질 발작 감지와 장기간 행동 모델링 등을 포함한다. 전반적으로 LiveNet은 의료 조건의 실시간 특징 추출과 분류뿐만 아니라 폐쇄 회로 의료 피드백 시스템에 초점을 맞추고 있다.

AMON 또는 진보된 치료와 경고 휴대 원격 의료 모니터는 EU FP5 IST 프로그램에 의해 자금이 지원된 프로젝트이었다[20]. 여기서 손목 착용 장치의 개발이 이루어졌는데 이것은 혈압, 피부 온도, 혈액 산소 포화도 그리고 ECG를 측정할 수 있다. 이와 더불어 2축 가속도계와 동작하여 사용자의 행위를 측정된 필수적인 신호와 연계한다. 또한 연구자들은 GSM 기반 안전 셀룰러 통신 링크와 원격 의료 센터를 위한 소프트웨어 패키지를 설계하여 의사가 손목 착용 장치로 부터 수신한 데이터를 더욱 자세하게 분석할 수 있도록 한다. AMON 프로토타입은 많은 소형화된 센서들이 손목 착용 부분에 비표준 배치로 모두 통합 되었고 측정된 필수적인 신호의 실시간 처리와 분석을 위한 평가 소프트웨어 역시 포함되었다. AMON 착용형 건강모니터링 장치의 개발은 병원 또는 환자의 집에 국한된 심장질환자/호흡기 질환자 등의 고위험군 환자에 목표를 두고 있다.

원시 데이터의 처리 후 정상, 비정상, 위험, 고위험, 또는 오류의 분류는 환자의 건강 조건을 필수적인 신호의 세계건강기구(WHO)로부터 받은 특수 제한 값을 사용하여 평가한다. 평가된 조건에 따라 적당한 액션이 장치로부터 취해지는데 유효 재평가를 위한 추가적인 측정의 개시, 위험 경고, 의료 센터로의 데이터 전송과 같은 것이다. 비록 실행된 유효한 연구가 측정된 데이터의 신뢰성과 장치의 착용성과 관련하여 문제를 나타낸다 하더라도 장치의 일반적인 아이디어는 사용자에 의해 매우 잘 수신된다.

Lin[21] 등은 실시간 무선 생리학적 모니터링 시스템(RTWPMS)의 개발하였는데 그것은 디지털, 저 전력, 2세대 무선 전화와 혈압, 심장 박동수,

체온을 재는 개인이 만든 의료 검사 모듈에 기반한다. GPS모듈 또한 상호 동작하였고 시리얼 포트를 통해 센서 인터페이스가 실행되었다. 시스템 구조 또한 메시지와 명령의 물리적 전송을 다루는 무선 베이스 스테이션, 데이터와 명령을 처리하는 음성/데이터 교환 장치, 그리고 전반적 시스템 제어를 위한 네트워크 관리 센터를 포함한다. 간호 센터와 병원에서 시스템으로 수행된 테스트는 다중 소스로부터 동시에 낮은 오류율로 점 대 점 음성과 데이터 전송을 할 수 있는 능력을 증명하였다. 그러나 착용형 검사 시스템은 응급상황에 너무 부피가 크고 지속적인 모니터링과 사용된 RF 기술은 저자에 의해 식별된 것처럼 시대에 뒤떨어졌다.

LifeGuard[22]는 2 리드 ECG, 임피던스 체적 변동기록계를 통한 호흡률, 맥박, 산소 포화도, 체온, 혈압 그리고 신체 이동을 측정할 수 있는 주요 요소가 승무원 생리학적 관찰 장치(CPOD)인 공간과 육지 상의 응용을 위한 다중 파라미터 착용형 생리학적 모니터링 시스템이다. 일반적인 재고의 센서들이 대부분의 바이오 신호를 측정하는데 사용되는데 데이터를 블루투스를 통해 베이스 스테이션으로 송신하거나 메모리 카드에 9시간 연속적으로 그것을 기록할 수 있는 CPOD 데이터 로거에 유선 연결을 통해 인터페이스 된다.

데이터 로거는 PIC Micro C에 기반하며 2개의 AAA 배터리를 사용한다. 저자는 극심한 환경에서 일련의 검증과 인증을 수행했고 수집된 데이터와 원격지역에 실시간 측정치의 전송에 대한 수용할 수 있는 정확도를 나타내는 결과의 위성 전송 기능을 시험 했다.

심전계와 체온을 측정할 수 있는 모형 휴대용 시스템이 [23]에 기술되어있다. 개발된 시스템은 PCG 감지를 위한 청진기 안에 삽입된 축전기 유형의 마이트로폰, 3 리드 ECG, 온도 센서, CPU를 포함한 측정 보드, 블루투스 트랜시버 그리고 A/D 모듈과 외부 메모리 유닛을 갖는 PDA로 구성된다. 전체 시스템의 기능은 측정 회로에 명령을 생성함으로써 PDA 사용자에 의해 제어된다. PDA의 불충분한 연산능력은 PCG나 ECG 샘플링률로 시스템에 어떤 기능 제한을 실시하는 것과 같다. 이와 더불어 시스템은 너무나 큰 크기의 외부 컴포넌트로 구성되었고, 최종 사용자에 너무 의존적이고, 환자의 필수적인 신호의 장기간 소극적인 모니터링에 대해 비현실적이고 불편하게 만든다.

마지막으로 뇌 손상 어린이를 대상으로 하는 의료 착용형 장치의 개발이 [24]에서 기술되었다. 의료 장치는 손가락에 장착한 심박동 산소 농도계를 통해 혈액 산소 포화도와 맥박을, 가슴에 착용한 벨트에 위치한 압전기 센서의 사용에 의해 호흡률을 그리고 2축 온도 가속도계 사용으로 신체 움직임을 측정할 수 있다. 측정된 데이터는 가정의 PC로 블루투스를 통해 정해진 시간 구간에 계속해서 전송되는 멀티미디어 카드에 저장된다. 가정용 PC로부터 데이터는 ADSL 인터넷 연결 또는 UMTS를 통해 의료 서비스 센터로 마침내 전송된다. 구현된 시스템은 야행성 무호흡증과 같은 이벤트를 감지하는데 목표를 두고 있으나 각 센서와 착용형 블루투스 사이에 유선 연결로 인해 낮은 착용성의 단점을 가진다.

4.1.2 스마트 섬유 기반의 시스템

이 카테고리의 시스템은 의류에 집적한 바이오 센서가 있는 조끼나 T셔츠에 기반 한다. 유럽 위원회와 필립스, 노키아, Vodafone 그리고 Medtronic 과 같은 개인 파트너를 포함하는 10개 국가의 33 파트너들에 의한 지원된 MyHeart 프로젝트는 예방과 조기 진단에 의해 심장혈관 질환에 투병하는데 목표를 두고 있다[25]. 이것은 센싱 모

듈을 의류에 집적하거나 단순히 옷감 조각에 내재한 스마트 천의 사용을 적용한다[26, 27]. 여기에 기초한 개념은 정상 섬유 천과 같은 소형 전도성 유선 니트의 사용에 있다. 이와 같은 방법으로 착용형 시스템을 사용자들에게 매우 안락하고 센서를 위한 무선 모듈이 필요 없고, 전체 시스템은 단지 하나의 중앙 신체상 전원 공급을 필요로 하여 전체적인 시스템 크기를 크게 줄일 수 있었다. 한 주요 장치는 의류내의 버스를 제어하기 위해 사용되고 모든 신체상 컴포넌트를 위한 동기화와 전원공급의 책임이 있다. 개발된 섬유센서는 ECG와 행위 센서를 포함한다. 휴식, 눕기, 걷기, 뛰기 그리고 위/아래 등으로 이동과 같은 행위를 분류 할 수 있는 알고리즘이 매우 높은 정확도로 구현되었다. 마지막으로 MyHeart 프로젝트는 복부에 착용하거나 표준 브라에 부착하거나 표준 내의의 허리띠에 부착할 수 있는 심장 벨트로 개발 되었다[28]. 그림 2에서 보여 진 것처럼, MyHeart의 핵심 구성요소는 환자를 감시할 뿐만 아니라 사용자에게 해결책을 제시하는 폐쇄된 루프이다. 이 폐쇄된 루프는 사용자에게 직접 로컬 피드백 또는 의사 또는 간호사에 의한 전문적안 도움으로 구성될 수 있다.

2005년도 완성된 제 5회 유럽 위원회 프레임워크 프로그램의 일부로 착용형 헬스케어 시스템(WEALTHY)은 상의 전체를 커버하고 평상 옷

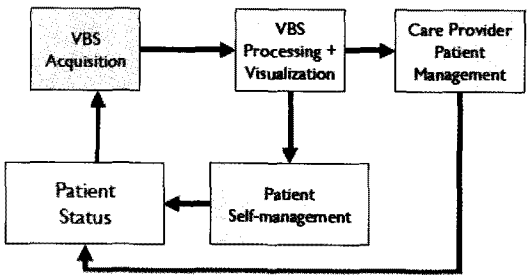

그림 2. MyHeart 질병 관리와 예방 방법

밑에 착용하며 바이오 기계적 변수 생리학적 신호를 기록할 수 있는 착용형 의류를 개발했다[29]. WEALTHY 시스템은 기능회복 훈련 중인 임상 환자와 노인과 같은 고위험군 환자에 목표가 맞추어져 있다. 섬유 구조상에 집적된 센서 요소들은 3리드 ECG, 팔에 위치한 EMG 복부 호흡률, 신체 위치와 이동, 스킨 그리고 주요 온도를 모니터 할 수 있다[30, 31]. 요구에 의해 혈압과 산소 농도계의 측정치 역시 획득 될 수 있다. 착용형 의류는 GPRS 또는 블루투스 무선 전송 능력으로 아날로그와 디지털 신호 처리 모듈과 상호동작 한다. 모션에 의해 측정된 신호에 의해 유도된 작위적인 결과를 제거하기 위한 알고리즘이 경고 메시지와 환자 개요 도표를 생성할 수 있는 능력과 함께 구현 되었다.

이탈리아 밀란의 연구자들에 의해 개발된 MagIC[32]는 ECG와 호흡률 모니터링을 위한 완전히 짜진 섬유선사를 포함하는 착용형 센서 조끼 그리고 착용자의 모션 레벨을 평가하고 지역 PC나 PDA로 블루투스를 통해 신호처리와 데이터 전송을 하는 휴대용 전자보드이다. 착용형 시스템은 또한 스킨 온도센서와 함께 동작하며, 노인환자들의 홈 모니터링을 목표로 하지만 응급 생명 건강 모니터링도 가능하다. 평가시험으로부터 수집된 데이터는 매우 높은 요구되는 신뢰 품질을 달성함을 보였다.

2006년에 완성되고 유럽 IST FP6 프로그램으로 스마트 의류와 대화형 섬유의 다른 6개 유럽 프로젝트의 일환인 의류 의료 원격 모니터링 (MERMOTH) 프로젝트는 저비용 니트인 안락하고 늘어나는 센싱 의류가 생산되었다[33,34] 개발된 의류는 도움이 되고 전자적 입축 옷감으로 ECG, 호흡률, 스킨온도와 가속도계를 통한 행동을 측정할 수 있다. PDA는 의류위의 센서들과 인

터페이스로 사용되고 디스플레이와 측정값 해석을 위해 지역 PC에 RF 링크를 제공하는 마이크로 컨트롤러와 연결되었다.

마지막으로 착용형 생리학적 모니터링 시스템으로 다양한 바이오 신호를 동시에 수집하기 위한 의류상에 집적된 다양한 센서를 사용하는 스마트 조끼가 Pandian등에 의해 [35]에 기술되었다. ECG, PPG, 심박동률, 혈압, 체온 그리고 GSR을 파라미터로 측정된다. 아울러 젤 없이 ECG가 기록될 수 있으며 하드웨어로 구현된 하이패스, 로우패스, 그리고 노치필터 때문에 베이스 라인 잡음 또는 인위적 모션 없이 기록된다. 더군다나 혈압은 PPT를 통해 계산되는데 여기에서 구현된 알고리즘은 사용자의 ECG에 기반 하여 개인적으로 측정되었다. 검증 테스트로부터 제공된 결과는 측정된 생리학적 파라미터의 정확도와 연관된 사용자의 요구를 증명한다. 더욱이 센서들은 착용자 건강의 전반적인 그림을 유추하는데 요구되는 측정치와 연관 지을 수 있는 중앙처리장치에 연결되었다.

4.1.3 모트기반 BAN

이 장에서는 BAN을 형성하기 위해 무선으로 연결된 작은 노드인 모트를 채용한 WHMS를 살펴보기로 한다. 여기서 모트는 하나 또는 그 이상의 생리학적 데이터를 수립하여 중앙 노드 또는 베이스 스테이션으로 전송한다. 보다 자세한 BAN에 대한 리뷰를 위해서 [4]를 참조하기 바란다.

[36]에서 모형 착용형 무선 신체 영역 네트워크(WWBAN)의 개발에 대해 기술하고 있다. 제안된 시스템은 Zigbee(IEEE 802.15.4) 트랜시버와 극저 전력 마이크로 컨트롤러를 사용하는 기존의 무선 센서 플랫폼으로 구성되었다. 데이터 수집과 처리 그리고 ECG나 EMG를 위한 가속도계 또는 바이오 증폭기를 장착한 커스텀 센서 플랫폼이 개발되었고 이벤트 기반 Tiny OS를 사용하는 Moteiv의 상업적으로 가용한 Telos 플랫폼에 통합되었다. 플랫폼의 표준화 부족으로 시스템 소프트웨어 지원과 WBAN을 위한 무선 통신에 대해 논의한다. 아울러 모트의 제한된 전원과 동작 수명을 확장시키는 것을 언급하기 위해 저자는 무선 전송 사이클을 줄여서 전력 소모를 줄이기 위해 요구되는 바이오 신호의 진보된 온보드 신호처리를 수행하도록 제안한다. 그러나 제한된 컴퓨팅 자원들, 실시간 신호처리 요구사항 그리고 제한된 메모리 공간은 이 작업을 더욱 힘들게 한다.

하버드 대학의 연구자들은 CodeBlue[37]를 개발하였는데 이것은 맥박 산소 농도계, 3리드 ECG, EMG 그리고 모션 행위를 위한 커스텀 설계된 바이오센서를 포함하는 Zigbee 장착 MicaZ 그리고 Telos 모트에 기반 한 다수 환자 모니터링 환경을 위한 의료 센서 망 플랫폼이다. CodeBlue 프로젝트는 또한 의료 센서, 의사나 간호사들이 휴대한 PDA와 같은 다중 수신기 그리고 다양한 높은 데이터 율 사이에서 믿을 만한 통신 이슈를 다룬다. 이러한 방향으로 소프트웨어 프레임워크는 구현되었고 장치 발견, 출판/구독 멀티 홉 라우팅 그리고 명시된 네트워크 노드로부터 동적으로 특별 데이터 요청을 종단 사용자들에게 허용하는 단순질의 인터페이스를 위한 프로토콜을 제공한다. 그 외에 CodeBlue는 환자와 간병인의 위치를 추적하기 위해 RF 기반 위치 시스템을 사용한다. 시스템은 패킷손실, 다중경로의 정당성 등의 망 측정을 위해 30개 노드 테스트 베드에서 평가하였고, 신뢰성 있는 통신, 대역폭 한계 문제 그리고 보안에 대한 향후연구가 필요하다는 것을 알았다.

IEEE 802.15.4 프로토콜 기반의 BAN이 [38]에서 제안되었다. BAN은 성형을 따르고 두 가지의 주요 장치 유형을 형성하는데 (1) 아날로그와 디지털 센서 모두를 인터페이스 할 수 있는 센서

통신 모듈(SCM) 그리고 (2) BAN이 모든 SCM과의 통신을 제어한 뿐만 아니라 USB, Wi-Fi 또는 GPRS를 경유하여 외부 망과 통신할 수 있도록 하는 역할을 한다. BAN에서의 동기화는 프로토콜 지원 비콘 명령을 통해 처리 되며 이는 또한 샘플률 등과 같은 센서 설정 파라미터, 센서 활성화/비활성화 그리고 데이터 전송에 대한 명령을 운반하는데 사용된다. SCM은 802.15.4 기반 프로토타입으로 4계층 PCB와 리튬이온 충전용 배터리 전원(PDPU)으로 설계되고 또한 ARM Thumb 처리기, GPRS 모뎀, Wi-Fi 모듈, SD 메모리카드, 단순 2 라인 LCD디스플레이 그리고 5개 버튼 기반 조이스틱을 포함한 커스텀 설계이다. PDPU의 펌웨어는 임베디드 리눅스 OS이다. 채용된 바이오센서들은 동맥의 혈압 기록 센서 ECG 측정을 위한 마이크로 전극, 위치 센서 그리고 호흡센서를 포함한다.

Chung[39]은 u-헬스케어 시스템을 제안 하였는데 이는 ECG와 혈압 센서 인터페이스뿐만 아니라 데이터 디스플레이와 신호 특징 추출을 위한 기본 휴대전화의 커스텀 802.15.4 가능 노드들로 구성된다. 이 프로젝트의 새로운 점은 오직 인식된 의심 가는 ECG와 BP 패턴을 병원 서버에 전송하게 된다. 이는 QRS 기간 PR 인터벌등과 같은 단순 ECG 특징을 추출하여 수행되며 단순 if-then-else 규칙에 기반 하여 결정을 한다. 같은 방법으로 혈압 측정치는 범위를 넘은 것이 발견되는 경우 유선 센서로부터 추출되어 전송된다. [40]에서 Chung은 가속도계와 SpO2 센서를 포함하기 위해 확장된 유비쿼터스 센서 노드(USN) 하드웨어 관련 디테일을 제안한다. BAN을 위해 Zigbee 모트를 사용하는 다른 연구 프로젝트는 다음을 포함한다.

(1) [41]에 소개된 BAN은 ECG, PPG 그리고 PCG 센서를 포함하고 데이터 동기화를 위해 동기적 샘플링 메커니즘을 구현하였다.

(2) WiMoCA[42]는 이태리의 연구자에 의해 개발되었다. 이는 베이스 스테이션 기능을 하는 휴대용 PC와 별 위상이 센서 노드들에 의해 형성되고 자세 인식, 걸음걸이 인식, 균형감지 응용에 목표를 두었다.

(3) Bi-Fi[43] 은 ECG, EEG, 그리고 SpO2 센서를 채용한 무선 바이오 신호 기록을 위한 임베디드 센서/시스템 구조로 트랜시버에 의해 노출되는 대역폭 병목현상을 제거하기 위해 온 보드 DSP를 수행하는 것이 주요 목표이다.

(4) BASUMA[44]는 Zigbee기반 필립스 Aquis Grain 플랫폼이 장착된 센서를 사용한다. 이것은 만성병 환자의 장기간 모니터링에 목표를 두고 있으며 ECG, 공기 그리고 흉부의 혈액 량, 체온 호흡률과 기침 제어, 혈압, 맥박률 그리고 산소 농도계와 같은 모니터링 파라미터를 위한 다수의 센서를 사용한다.

(5) 신체 센서망 수화기[45]는 맥박 산소 농도계와 3D 가속도계를 포함하며 복부 수술중인 환자의 집에서 수술 후의 회복을 모니터링하는데 목표를 둔다.

제안된 장치는 BSN 노드에 기반하며, Imperial 대학 컴퓨팅학과에서 개발되었고 심박동률과 혈액의 산소 농도계를 손가락 장착 맥박 산소 포화기로 측정하여 30cm 거리에 측정된 데이터를 전송하도록 인터페이스 된 통신 모듈이다. 기술된 결과는 수용할 만한 통신 품질을 나타냈지만 높은 정확도를 요구하는 데이터의 유형에는 불충분한 신뢰성을 보인다.

Yuce[47]은 최초에 개발된 무선 신체 센서 망 하드웨어를 제안하였는데 여기서 최근에 할당한 의료 임플란트 통신 서비스(MICS) 밴드를 사용

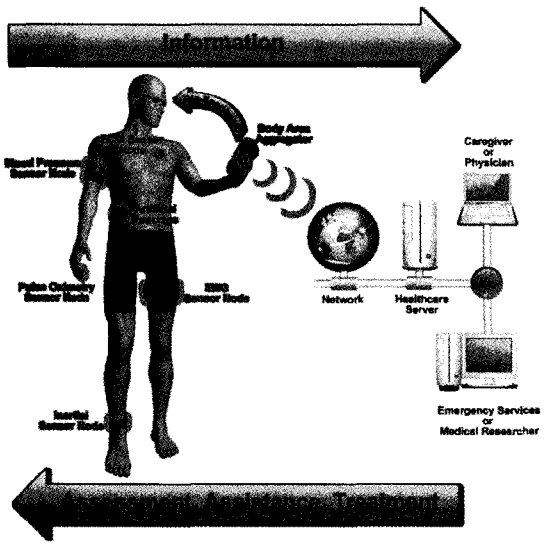

그림 3. 신체 영역 네트워크와 환경

한다. 시스템 모형은 맥박률과 온도센서 중앙제어 장치(CCU) 그리고 의료 센터의 수신 스테이션으로 구성된다. 개발된 시스템은 전반적으로 크기와 비용이 매우 작고 매우 낮은 전력소모를 달성할 수 있다. 그러나 후자의 경우는 매 5분 내지 10마다 한 번씩 측정하며 대부분의 시간은 수면 상태에서 센서 노드를 유지하여 성취할 수 있으며 데이터를 요청하기 위해 폴링방식을 사용한다.

마지막으로 네덜란드의 프로젝트 Human++는 3개의 센서노드와 베이스 스테이션으로 구성하여 BAN을 개발하였다[48]. 각 센서노드는 ECG, EEG 그리고 EMG의 다중 채널 신호를 요청, 증폭, 필터링, 처리 그리고 전송하는 일을 담당하며 베이스 스테이션의 기능을 별 위상에서 데이터 수집, 정보흐름의 정규화를 한다. 개발된 시스템은 2개의 AA 배터리로 3개월 동안 자동적으로 실행할 수 있다. 이와 더불어 벨기에 연구센터 IMEC는 체온을 동력으로 하는 자동 맥박 산소 농도계[49]의 촉망되는 모형을 개발하였는데 이것은 손목에 찬 시계크기의 체온을 전기적 에너지로 전환해 주는 열 전기 발전기를 통해 배터리 모듈을 사용하는 대신 짧은 시간 에너지 저장을 위한 축전기를 사용하여 완전히 전원을 공급한다.

그림 3과 같이 신체 영역 센서망은 병원과 노인 주택 지구의 네트워크와 같은 기존 시스템과 상호작용할 수 있다. 신체 영역 센서망에서 신체 센서들은 신체 이벤트를 관리하는 신체 애그리게이터(body aggregetor)에게 데이터를 제공한다. 신체 애그리게이터는 센싱, 센서들로부터 데이터 퓨전, 사용자 인터페이스로 서비스, 신체 영역 센서망을 고 수준 인프라구조와 연결하는 다수의 기능을 수행한다.

4.1.4 상업용 블루투스 센서와 휴대폰에 기반한 WHMS

이 카테고리의 첫 예는 마이크로소프트사의 HealthGear[50]이다. 발표된 모형은 혈액 산소 농도계, 샘플 된 산소 포화도와 심박동률 신호를 제공하는 센싱 보드, 측정된 신호의 무선 전송을 위한 블루투스 모듈, AAA 배터리 전원 공급원 그리고 인터페이스를 제공하기 위한 휴대폰으로 구성된다. 이 현재의 응용은 수면 무호흡 이벤트를 감지하기 위해 수면 중에 사용자를 모니터링 하는데 목표를 두고 있다. 수면 무호흡 이벤트의 자동화된 감지를 위해 두 방법이 제안되었다. 첫 번째 방법은 시간 도메인에서 작업하여 산소 농도계 레벨에 대한 임계값을 통계적으로 평가한 후 무호흡 이벤트를 감지하고 두 번째 방법은 빈도 도메인에서 작업하여 산소 농도계 신호의 필터링 된 주기 도표에서 피크를 감지하는 것이다.

이 시스템은 20명에 의해 평가 되었고 그 결과에 따르면 기술적인 문제는 없었으며 시스템은 약하거나 극심히 방해되는 수면 무호흡증(OSA)를 감지하는데 완전히 성공적이었다. 또한 시스템의 착용성과 기능성은 사용자들에게 만족스러웠으나 입증된 결과를 위해 측정된 값은 수면다원검

사와 비교되지 않았다.

HeartToGo[51]은 휴대폰 기반 착용형 플랫폼으로 무선 ECG 센서를 통해 사용자의 ECG 신호를 연속적으로 모니터링 할 수 있고, 실시간으로 심전도를 분석할 수 있으며 심혈관계 질환이 가지는 비정상 패턴을 감지 할 수 있다. 제안된 시스템은 개인 사용자의 생리학적 조건에 인공 신경망의 사용을 통해 기계학습 스킴에 기초하여 적용할 수 있으며 더욱 정밀한 ECG 패턴의 분류가 가능하게 되었다.

Leijdekkers와 Gay[52]는 전통적인 핸드폰과 블루투스 기반 ECG 센서를 포함하는 개인 건강 모니터 시스템 상에 구현된 심장 경색 자가 진단 응용을 개발하였다. 핸드폰은 실시간으로 센서로부터의 스트리밍 데이터를 분석하고 그것을 심장 전문의에게 전송하는 기능을 수행한다. 언급된 응용에서 전화상의 단순한 사용자 인터페이스로 사용자의 중상으로부터 피드백을 요청하고 환자의 건강 상태가 위험한 경우 긴급 서비스로 연결된다. 그림 4는 개인 헬스 모니터 시스템(PHM: Personal Health Monitor system)에 통합된 심근 경색 자가 진단 응용을 보여준다. 사용자는 메인 메뉴(그림 4, 오른쪽)로부터 자기 진단을 시작하고, 다수의 간단한 질문에 "예" 또는 "아니오"로

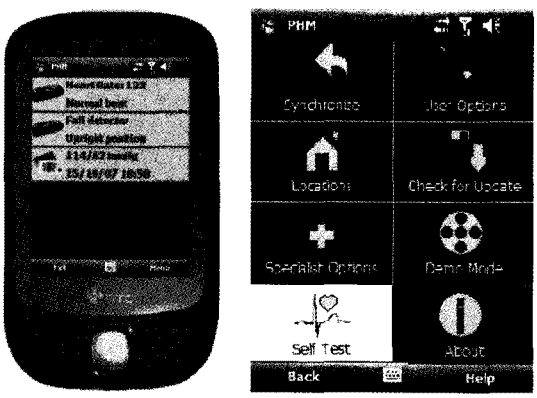

그림 4. PHM과 자가 진단이 통합된 PHM 응용

응답한다. 그 질문들은 그 사용자가 심장 경색이 발병하였는지를 빠르게 평가하기 위하여 사용되어진다. 주어진 응답에 기초하여 개인 데이터와 PHM 시스템에 저장된 의료 히스토리를 고려하여, 그 응용은 그 사람이 심장 경색을 일으킬 높은 위험에 있는지를 판단한다.

또 다른 블루투스 개인 영역 망(PAN) 접근방식이 [53]에 기술되어 있다. 여기서 연구자들은 블루투스 기반 센서로부터 생리학적 데이터를 수집하고 경고 상태를 감지하고 GPRS나 Wi-Fi를 통해 암호화된 데이터를 전송하기 위해 스마트 폰을 채용하였다. 이와 유사한 방법으로 [54]에 제안된 경고 시스템을 갖는 모바일 케어 시스템은 블루투스 혈압 모니터와 ECG 센서 그리고 핸드폰을 서로 다른 응급 단계에 따라 중상 인식과 경고 메시지 생성을 위한 중요한 처리 도구로 사용한다.

마지막으로 [55]에 기술된 연구는 연속된 ECG 모니터링을 위한 착용형 장치를 제안하였는데 여기서 ECG 센서는 연속해서 계측되고 증폭된 ECG 신호를 휴대 단말 장치(HHD)인 PDA 등으로 전송한다. PAD는 시스템의 지능 장치로 동작하며 그 안에 기록된 ECG 측정치를 처리하고 분석하여 저장한다. 부정맥 이벤트를 감지하기 위한 알고리즘은 HHD상에 구현되어서 진정한 감지율 99.2%를 기록하였다. HHD는 원격 임상 스테이션과 GPRS를 통해 통신하며 기록된 ECG 파형과 함께 경고 신호를 전송한다. 스테이션 단에 있는 의사는 느린맥, 빠른맥 그리고 부정맥과 같은 명시된 경고 감지에 대한 한계를 설정 할 수 있다. 비정상적인 ECG 행위가 감지되면 HHD는 ECG 신호의 1분을 기록하여 베이스 스테이션으로 전송하고 측정된 파형에 기초하여 심박동률이나 어떤 다른 파라미터를 계산할 것이다.

4.1.5 다른 유형의 WHMS

연구 모형의 마지막 범주에서 이전 카테고리

중 하나에 직접적으로 분류될 수 없는 흥미 있는 착용형 시스템을 살펴보기로 한다.

그러한 시스템은 AUBADE[56]으로 그리스의 Ioannina대학에서 개발되었으며 인간이 극심한 스트레스 조건 환경에서 개인의 정신적인 상태의 평가를 착용형 시스템이 수행하였다. 개발된 모형은 16개 EMG 섬유 불연성 센서를 가진 마스크, 3리드 ECG, 그리고 대상의 가슴에 위치한 호흡률 센서 그리고 장갑 안에 위치한 피부 전기적 성질 행위를 측정하는 섬유센서로 구성된다. 3D 얼굴 표현 메커니즘과 감정의 집합으로부터 개인의 생리학적 조건을 분류하는 지적 감정 인식 모듈 역시 구현되었다.

또 다른 흥미 있는 노력이 [57]에 기술되었는데 여기서 저자는 모션 움직임을 감지하고 ECG 신호 자체로부터 신체 움직임 행위(BMA)의 유형을 분류하기 위해 착용형 ECG 장치를 사용하였다. 이 연구는 이동하는 환자의 경우와 같은 동적 심장 모니터링이 요구되는 상황에 맞추어져 있다. 미리 처리된 ECG 비트 관찰은 바로 앉기, 왼쪽, 오른쪽 또는 양손의 움직임, 계단 오르내리기에 대한 BMA 분류자를 훈련하기 위해 주요 컴포넌트 분석(PCA)에 기초하여 감시하는 학습 접근 방법에 의해 사용하였다. 감성 관련 생리학적 파라미터를 측정하기 위한 착용형 시스템이 Fraunhofer IGD Rostock에서 개발되었다[58]. 여기서 스킨의 전도도와 온도센서 그리고 심장박동 센서로 Polar의 전통적인 흉부 벨트로부터 데이터를 수집하는 센서 장치를 갖는 의복으로 장갑이 사용되었다. 센서 유닛은 ISM 밴드 트랜시버를 사용하여 무선으로 기지국과 통신하는데 비록 이 처리가 현재 연구에 기술되지는 않았지만 어떤 생리학적 상태의 감지와 같은 이벤트를 생성할 수 있다. 장갑 기반의 시스템이나 그 응용에 흥미를 느끼는 사람들은 [59]의 연구를 참조하기 바란다.

4.2 상업적으로 사용 가능한 WHMS

WHMS의 마지막 범주에서는 건강 모니터링 응용을 위한 상업적으로 사용 가능한 착용형 시스템에 대해 간단하게 논의 할 것이다. 예를 들어, Nonin[60], 필립스[61], Nellcor[62], Agilent[63], Redding Medical[64]와 같은 많은 생산자들은 작고, 착용형 가능하고, 저비용 경량의 손가락 착용 산소 농도계를 제공하고 있으며, 측정된 심장 박동률과 혈액 산소 포화도의 실시간 디스플레이를 제공한다. 또 다른 예로는 Polar[65]와 Omron[66]으로부터 생산된 심장 박동률 모니터가 있는데 이는 흉부 착용 벨트와 손목시계를 측정치 디스플레이를 위해 사용한다. 또 다른 상업용 시스템으로 손목 착용 장치인 Virago Wristcare[67]가 있는데 피부 온도, 전도도와 움직임을 모니터 한다. 유사한 장치로 Body Media[68]로부터 개발된 SenseWear Armband가 있는데 이는 추가로 주위 온도와 열 흐름을 모니터 한다. 이 두 장치는 모두 전문의의 추가 평가를 위해 베이스 스테이션으로 수집된 데이터나 또는 가능한 경고를 통신하기 위해 무선 전송기를 포함한다.

WelchAllyn은 이동하는 주머니에 있는 착용형 장치인 Micropaq Monitor[69]를 개발하였는데 이것은 맥박 산소 농도계와 5리드의 ECG 모니터링을 수행할 수 있다. 또 다른 상업적으로 가용한 건강 모니터링 시스템의 예로 CleveMed[70]로 부터의 휴대용 수면다원검사 시스템이 있는데 EEG, ECG, EMG, EOG, 공기 흐름, 코골이, 가슴과 복부의 호흡노력, 신체 위치 그리고 맥박 산소 농도계의 다중 채널을 수집하고 측정된 데이터를 단순 ISM 밴드 전송기를 사용하여 무선으로 어떤 곳으로든 전송 할 수 있다.

VivoMetrics는 Lifeshirt[71]에 의해 개발되었는데 착용형 경량 조끼로 호흡률 센서, 1리드

ECG 그리고 행동 모니터링을 위한 가속도계를 포함 한다. Foster-Miller의 Watchdog[72] 생리학적 모니터링 도구는 의류기반 시스템으로 심장박동률, 호흡률, 포즈, 행동, 피부온도와 GPS 위치를 모니터 할 수 있다. 다른 예로 Sensatex로 부터의 Smartshirt[73] 시스템은 T셔츠 기반 착용형 시스템으로 ECG, 호흡률 그리고 혈압을 재기 위해 전도성 파이버 센서를 사용한다.

CardioNet은 모바일 심장병 외래환자 원격측정 시스템(MCOT)을 응급 ECG 모니터링을 위해 개발했는데 내과 의사의 진단을 돕고 부정맥 환자를 치료하는데 목표를 둔다[74]. 다른 제품으로 Zephyr, Inc. [75]의 Bioharness 모니터가 있는데 이는 ECG, 호흡률 피부온도와 행동을 모니터하는 흉부벨트이며 무선 기반이다[76]. 아울러 Schiller[77]와 Corscience[78] 역시 소형 휴대용 블루투스 ECG 모니터로 개발되었다.

5. 토 론

WHMS의 효율성, 신뢰성, 그리고 보안을 개선하기 위한 연구자들에 의해 언급될 필요가 있는 많은 도전들이 있다. 이러한 도전들은 다음과 같다.

배터리 기술과 에너지 청소: 전력 소비와 배터리 크기가 현재 구현에 있어 아마도 가장 큰 기술력 문제이며 성능의 병목으로 등장한다. 착용형 바이오센서 시스템은 년 단위의 긴 기간 동안 유지 보수 없이 동작할 수 있어야 한다. 전원 청소 기술에 대한 추가 연구와 저 전력 트랜시버, 배터리 기술의 향상이 이 문제를 해결해 준다.

개인정보의 보안: 건강 상태를 나타내는 사용자에 관해 수립된 정보는 보안이 되어야 하고 시스템을 착용한 사람이나 감독하는 내과 의사에게까지도 노출을 허용해서는 안 된다. 따라서 통신되는 모든 데이터는 프라이버시를 보장할 수 있도록 적절한 암호화와 인증 메커니즘이 요구된다.

센서 소형화와 효율성에 있어서 추가적인 개선: 일반적으로 현재의 착용형 시스템에서 사용되는 수많은 바이오센서들은 너무 크고 신뢰성 있는 측정을 제공하기 위해 매우 특별한 신체상 위치와 포즈를 요구하는 경향이 있다.[79] 섬유 센서의 추가적인 개선과 향상된 센서 설계 그리고 소형화가 이러한 단점을 적절하게 대변하는데 요구된다.

임상적 입증: 개발된 시스템은 전문의에 의해 충분히 시험되고 입증되어야 한다.

표준화와 모든 단계에서의 상호동작: 서로 다른 통신 인프라구조와 다양한 유형의 장치, 센서, 작동장치, 건강 제공기[80] 등 사이의 상호동작에 대한 요구 사항은 통신 인터페이스의 표준화와 연구자, 의료 전문가, 하드웨어와 섬유 생산자, 네트워크 제공자 그리고 다른 건강 단체 사이의 상호협력이 필요함을 강조한다.

6. 결 론

건강 모니터링을 위한 착용형 바이오센서 시스템의 설계와 개발은 지난 수년 동안 과학 커뮤니티와 산업 분야에서 많은 관심을 일으켜 왔다. 헬스 케어 비용의 증가에 의해 동기가 주로 부여되고 바이오 센싱 장치들의 소형화, 스마트 섬유, 초소형 전자기술, 그리고 무선 통신에 의해 가속화되어 착용형 센서 기반 시스템의 지속적인 발전은 사전적 개인 건강관리와 환자의 건강 상태의 유비쿼터스 모니터링이 가능하도록 헬스케어의 미래를 획기적으로 변화시킬 것이다. 이러한 시스템들은 다양한 종류의 소형 생리학적인 센서, 전송 모듈 그리고 처리 능력들로 구성될 수 있고, 따라서 하루 종일 지속적이고, 장소에 구애 없는 건강, 정신적, 그리고 행동 상태 모니터링을 위한 저비용

착용형 남의 눈에 띄지 않는 해결 방안을 가능하게 할 수 있다. 본 논문은 건강 모니터링을 위한 착용형 바이오센서 시스템에 대한 최근 연구와 개발에 대해 포괄적인 검토를 하려고 한다. 현재 최신의 착용형 바이오센서 솔루션의 기술적인 단점들을 식별하기 위해 접근 방법에 있어서 다양한 시스템 구현들과 비교하였다. 신뢰성 있는 중요한 신호 측정 제공과 조기 증상 탐지와 상황 인식을 지원하기 위한 실시간 의사결정과 상호 동작하기 위해 다중 파라미터 생리학적 센싱 시스템에 중점을 둔다.

본 논문은 건강 모니터링을 위한 착용형 센서 기반 시스템의 첨단 연구와 개발을 검토하였다. 현재 기술 상태에 의해 보인바와 같은 WHMS는 유비쿼터스, 하루 종일 방해 없는 개인 건강 모니터링에 대한 저비용 솔루션을 제공함으로써 혁신된 헬스케어를 위한 강점을 가지며 다양한 의료 조건의 조기 감지와 보다 나은 치료뿐만 아니라 질병 예방과 임상 질환의 나은 이해와 자기 관리가 기대된다. 그러나 현재의 연구는 착용형 시스템이 실생활 상황에 더욱 적용되고 환자나 다른 사용자들에게 신뢰성이 있고, 다중기능으로 사용하기 쉬우며 그들의 삶의 질을 향상 시킬 수 있는 기술로 받아들여지기 위하여 필요한 많은 도전과 문제가 있다는 사실을 부각시킨다.

새로이 개발 중인 WHMS 모형에서는 착용형 시스템의 비 친화성의 취약한 특징을 해결하기 위해 환자와 시스템 상호작용, 개인적 패턴 히스토리 추출과 적용의 문제 해결에 기대를 걸고, 시스템이 환자 중심이 아닌 질병 중심이 되고 있으며 이것이 진정 우리가 갈망하는 것이다.

참 고 문 헌

[1] L. Gatzoulis and I. Iakovidis, "Wearable and portable ehealth systems," IEEE Eng. Med. Biol. Mag., Vol.26, No.5, pp. 51-56, Sep.-Oct. 2007.

[2] A. Lymperis and A. Dittmar, "Advanced wearable health systems and applications, research and development efforts in the european union," IEEE Eng. Med. Biol. Mag., Vol.26, No. 3, pp. 29-33, May/Jun. 2007.

[3] G. Tr ¨ oster, "The Agenda of Wearable Healthcare," in IMIA Yearbook of Medical Informatics. Stuttgart, Germany: Schattauer, 2005, pp. 125-138.

[4] Y. Hao and R. Foster, "Wireless body sensor networks for health-monitoring applications," Phys. Meas., Vol. 29, pp. R27-R56, Nov. 2008.

[5] P. Bonato, "Advances in wearable technology and applications in physical medicine and rehabilitation," J. NeuroEng. Rehabil., Vol. 2, p. 2, Feb. 2005.

[6] P. Bonato, "Wearable sensors/systems and their impact on biomedical engineering," IEEE Eng. Med. Biol. Mag., Vol. 22, No. 3, pp. 18-20, May/Jun. 2003.

[7] D. Raskovic, T. Martin, and E. Jovanov, "Medical monitoring applications for wearable computing," Comput. J., Vol. 47, pp. 495-504, Apr. 2004.

[8] U. Anliker, J. Beutel, M. Dyer, R. Enzler, P. Lukowicz, L. Thiele, and G. Tr ¨ oster, "A systematic approach to the design of distributed wearable systems," IEEE Trans. Comput., Vol. 53, No. 8, pp. 1017-1033, Aug. 2004.

[9] K. A. Townsend, J. W. Haslett, T. K. K. Tsang, M. N. El-Gamal, and K. Iniewski, "Recent advances and future trends in low power wireless systems for medical applications," in Proc. 5th Int. Conf. Workshop Syst.-on-Chip Real-Time Appl., 2005, pp. 476 - 481.

[10] S. L. P. Tang, "Recent developments in flexible wearable electronics for monitoring applications," Trans. Ins.Meas. Control, vol. 29, pp.

283 - 300, 2007.

[11] J. Govil and J. Govil, "4G mobile communication systems: Turns, trends and transition," in Proc. Int. Conf. Convergence Inf. Tech., 2007, pp. 13-18.

[12] Zigbee Alliance. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: www.zigbee.org

[13] Blueooth. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: www.bluetooth.com

[14] R. Bouhenguel, I.Mahgoub, andM. Ilyas, "Bluetooth security in wearable computing applications," in Proc. Int. Symp. High Capacity Opt. Net. Enabling Tech., 2008, pp. 182-186.

[15] C. T. Hager and S. F. Midkiff, "An analysis of bluetooth security vulnerabilities," in Proc. IEEE WCNC, 2003, pp. 1825-1831.

[16] M. R. Yuce, S.W. P. Ng, N. L.Myo, C. H. Lee, J. Y. Khan, andW. Liu, "A MICS band wireless body sensor network," in Proc. IEEE WCNC, 2007, pp. 2473-2478.

[17] A. Sikora and V. Groza, "Coexistence of IEEE802.1.4 with other systems in the 2.4 GHz ISM-band," in Proc. IEEE IMTC, 2005, pp. 1786-1791.

[18] IEEE 802.15 WPAN Task Group 6. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: http://www.ieee802.org/15/pub/TG6.html

[19] M. Sung, C. Marci, and A. Pentland, "Wearable feedback systems for rehabilitation," J. Neuro-Eng. Rehabil., vol. 2, p. 17, Jun. 2005.

[20] U. Anliker, J. A. Ward, P. Lukowicz, G. Tr ¨ oster, F. Dolveck, M. Baer, F. Keita, E. B. Schenker, F. Catarsi, L. Coluccini, A. Belardinelli, D. Shklarski, M. Alon, E. Hirt, R. Scmid, and M. Vuskovic, "AMON: A wearable multiparameter medical monitoring and alert system," IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed., Vol. 8, No. 4, pp. 415-427, Dec. 2004.

[21] B. S. Lin, B. S. Lin, N. K. Chou, F. C. Chong, and S. J. Chen, "RTWPMS: A real-time wireless physiological monitoring system," IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed., Vol. 10, No. 4, pp. 647-656, Oct. 2006.

[22] C.W.Mundt, K. N.Montgomery, U. E. Udoh, V. N. Barker, G. C. Thonier, A. M. Tellier, R. D. Ricks, R. B. Darling, Y. D. Cagle, N. A. Cabrol, S. J. Ruoss, J. L. Swain, J.W. Hines, and G. T. A. Kovacs, "A multiparam-eter wearable physiological monitoring system for space and terrestrial applications," IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed., Vol. 9, No. 3, pp. 382-391, Sep. 2005.

[23] J. Ren, C. Chien, and C. C. Tai, "A new wireless-type physiological signal measuring system using a PDA and the bluetooth technology," in Proc. IEEE Int. Conf. Ind. Technol., Dec. 2006, pp. 3026-3031.

[24] A. Tura, M. Badanai, D. Longo, and L. Quareni, "A medical wearable device with wireless bluetooth-based data transmission," Meas. Sci. Rev., Vol. 3, pp. 1-4, 2003.

[25] J. Habetha, "The MyHeart project-Fighting cardiovascular diseases by prevention and early diagnosis," in Proc. 28th Ann. Int. IEEE EMBS Conf., 2006, pp. 6746-6749.

[26] J. Luprano, J. Sola, S. Dasen, J. M. Koller, and O. Chetelat, "Combination of body sensor networks and on-body signal processing algorithms: The practical case of MyHeart project," in Proc. Int. Workshop Wearable Implantable Body Sens. Netw., 2006, pp. 76-79.

[27] M. Pacelli, G. Loriga, N. Taccini, and R. Paradiso, "Sensing fabrics for monitoring physiological and biomechanical variables: E-textile solutions," in Proc. 3rd IEEE-EMBS Int. Summer School Symp. Med. Dev. Biosens., 2006, pp. 1-4.

[28] J. M¨ uhlsteff, O. Such, R. Schmidt, M. Perkuhn, H. Reiter, J. Lauter, J. Thijs, G. Musch, and M. Harris, "Wearable approach for continuous ECG and activity patient-monitoring," in Proc. 26th Ann. Int. IEEE EMBS Conf., 2004, pp. 2184-2187.

[29] R. Paradiso, G. Loriga, and N. Taccini, "A

wearable health care system based on knitted integral sensors," IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed., Vol. 9, No. 3, pp. 337-344, Sep. 2005.

[30] A. Lymperis and R. Paradiso, "Smart and interactive textile enablingwearable personal applications: R&D state of the art and future challenges," in Proc. 30th Ann. Int. IEEE EMBS Conf., 2008, pp. 5270-5273.

[31] E. P. Scilingo,A.Gemignami, R. Paradiso,N. Taccini, B.Ghelarducci, and D. De Rossi, "Performance evaluation of sensing fabrics for monitoring physiological and biomechanical variables," IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed., Vol. 9, No. 3, pp. 345-352, Sep. 2005.

[32] M. Di Rienzo, F. Rizzo, G. Parati, G. Brambilla, M. Ferratini, and P. Castiglioni, "MagIC system: A new textile-based wearable device for biological signalmonitoring applicability in daily life and clinical setting," in Proc. 27th Ann. Int. IEEE EMBS Conf., 2005, pp. 7167-7169.

[33] J. Luprano, "European projects on smart fabrics, interactive textiles: Sharing opportunities and challenges," presented at the Workshop Wearable Technol. Intel. Textiles, Helsinki, Finland, 2006.

[34] J. L. Weber and F. Porotte, "Medical remote monitoring with clothes," presented at the Int. workshop on PHealth, Luzern, Switzerland, 2006.

[35] P. S. Pandian, K. Mohanavelu, K. P. Safeer, T. M. Kotresh, D. T. Shakunthala, P. Gopal, and V. C. Padaki, "Smart vest: Wearable multi-parameter remote physiological monitoring system," Med. Eng. Phys., Vol. 30, pp. 466-477, May 2008.

[36] A. Milenkovic, C. Otto, and E. Jovanov, "Wireless sensor networks for personal health monitoring: Issues and an implementation," Comput. Commun., Vol. 29, pp. 2521-2533, 2006.

[37] V. Shnayder, B. R. Chen, K. Lorincz, T. R. F. Fulford-Jones, and M. Welsh, "Sensor networks for medical care," Division Eng. Appl. Sci., Harvard Univ., Cambridge, MA, Tech. Rep. TR-08-05, 2005.

[38] E. Monton, J. F. Hernandez, J. M. Blasco, T. Herve, J. Micallef, I. Grech, A. Brincat, and V. Traver, "Body area network for wireless patient monitoring," Telemed. E-Health Commun. Syst., Vol. 2, pp. 215-222, 2008.

[39] W. Y. Chung, S. C. Lee, and S. H. Toh, "WSN based mobile u-healthcare system with ECG, blood pressure measurement function," in Proc. 30th Ann. Int. IEE EMBS Conf., 2008, pp. 1533-1536.

[40] W. Y. Chung, Y. D. Lee, and S. J. Jung, "A wireless sensor network compatible wearable u-healthcare monitoring system using integrated ECG, accelerometer and SpO2," in Proc. 30th Ann. Int. IEE EMBS Conf., 2008, pp. 1529-1532.

[41] A. Volmer and R. Orglmeister, "Wireless body sensor network for low-power motion-tolerant synchronized vital sign measurement," in Proc. 30th Ann. Int. IEE EMBS Conf., 2008, pp. 3422-3425.

[42] E. Farella, A. Pieracci, L. Benini, L. Rocchi, and A. Acquaviva, "Interfacing human and computer with wireless body area sensor networks: The WiMoCa solution," Multimed. Tools Appl., Vol. 38, pp. 337-363, 2008.

[43] S. Farshchi, A. Pesterev, P. H. Nuyujukian, I. Mody, and J. W. Judy, "Bi-Fi: An embedded sensor/system architecture for remote biological monitoring," IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed., Vol. 11, No. 6, pp. 611-618, Nov. 2007.

[44] N. Loew, K.-J. Winzer, G. Becher, D. Sch¨onfuss, Th. Falck, G. Uhlrich, M. Katterle, and F. W. Scheller, "Medical sensors of the BASUMA body sensor network," in Proc. 4th Int. Workshop Wearable Implantable BSN, Vol. 13, pp. 171-176, May 2007.

[45] O. Aziz, L. Atallah, B. Lo,M. ElHelw, L.Wang, G. Z. Yang, and A. Darzi, "A pervasive body

sensor network for measuring postoperative recovery at home," Surg. Innovation, Vol. 14, pp. 13-90, Jun. 2007.

[46] K. Hachisuka, T. Takeda, Y. Terauchi, K. Sasaki, H. Hosaka, and K. Itao, "Intra-body data transmission for the personal area network," Microsyst. Technol., Vol. 11, pp. 1020-1027, Aug. 2005.

[47] M. R. Yuce, S. W. P. Ng, N. L. Myo, J. Y. Khan, and W. Liu, "Wireless body sensor network using medical implant band," J. Med. Syst., Vol. 31, pp. 467-474, Dec. 2007.

[48] B. Gyselinckx, J. Penders, and R. Vullers, "Potential and challenges of body area networks for cardiac monitoring," J. Electrocardiol., Vol. 40, pp. S165-S168, Nov. 2007.

[49] T. Torfs, V. Leonov, C.Van Hoof, and B. Gyselinckx, "Body-heat powered autonomous pulse oximeter," presented at the IEEE Proc. Int. Conf. Sens., Daegu, Korea, Oct. 22-25, 2006.

[50] N. Oliver and F. Flores-Mangas, "HealthGear: A real-time wearable system for monitoring and analyzing physiological signals," Microsoft Res., Tech. Rep. MSR-TR-2005-182, Apr. 2006.

[51] Z. Jin, J. Oresko, S. Huang, and A. C. Cheng, "HeartToGo: A personalized medicien technology for cardiovascular disease prevention and detection," in Proc. IEEE/NIH LiSSA, 2009, pp. 80-83.

[52] P. Leijdekkers and V. Gay, "A self-test to detect a heart attack using a mobile phone and wearable sensors," in Proc. 21st IEEE CBMS Int. Symp., 2008, pp. 93-98.

[53] M. J. Moron, J. R. Luque, A. A. Botella, E. J. Cuberos, E. Casilari, and A. D. Estrella, "J2ME and smart phones as platform for a bluetooth body area network for patient-telemonitoring," in Proc. 29th Ann. IEEE EMBS Conf., 2007, pp. 2791-2794.

[54] R.G. Lee,K.C.Chen,C.C.Hsiao, andC. L. Tseng, "Amobile care system with alert mechanism," IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed., Vol. 11, No. 5, pp. 507-517, Nov. 2007.

[55] R. Fensli, E. Gunnarson, and T. Gundersen, "A wearable ECG-recording system for continuous arrhythmia monitoring in a wireless tele-home-care situation," in Proc. 18th IEEE Symp. Comput.-Based Med. Syst., 2005, pp. 407-412.

[56] C. D. Katsis, G. Gianatsas, and D. I. Fotiadis, "An integrated telemedicine platform for the assessment of affective physiological states," Diagnostic Pathology, Vol. 1, p. 16, Aug. 2006.

[57] T. Pawar and S. Chaudhuri, "Body movement activity recognition for ambulatory cardiac monitoring," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 54, No. 5, pp. 874-882, May 2007.

[58] C. Peter, E. Ebert, and H. Beikirch, "A wearable multi-sensor system for mobile acquisition of emotion-related physiological data," in Proc. 1st Int. Conf. Affect. Comp. Intel. Interaction, 2005, pp. 691-698.

[59] L.Dipietro,A.M. Sabatini, and P.Dario, "Asurvey of glove-based systems and their applications," IEEE Trans. Syst., Man Cybern.-Part C: Appl. Rev., Vol. 38, No. 4, pp. 461-482, Jul. 2008.

[60] Nonin. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: http://www.nonin.com/

[61] Philips Healthcare. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: http://www.healthcare.philips.com

[62] Nellcor. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: http://www.nellcor.com/

[63] Agilent Technologies. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: http://www.agilent.com/

[64] Redding Medical. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: http://www.reddingmedical.com/

[65] Polar. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: http://www.polarusa.com/

[66] Omron. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: http://www.omron.com/

[67] Vivago. (2009, Jun. 15). [Online]. Available:

http://www.istsec.fi/vivagopam/

[68] C. B. Liden, M. Wolowicz, J. Stirovic, A. Teller, C. Kasabach, S. Vishnubhatla, R. Pelletier, J. Farringdon, and S. Boehmeke, "Characterization and implications of the sensors incorporated into the sensewear armband for energy expenditure and activity detection," Bodymedia Inc. White Papers: 1-7, 2002.

[69] WelchAllyn. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: http://www.welchallyn.com/

[70] CleveMed. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: http://www.clevemed.com/

[71] K. J.Heilman and S.W. Porges, "Accuracy of the Lifeshirt R ┌ (Vivometrics) in the detection of cardiac rhythms," Biol. Psychol., Vol. 3, pp. 300-3005, Apr. 2007.

[72] Foster-Miller. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: http://www.foster-miller.com/

[73] Sensatex, Inc. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: http://www.sensatex.com/

[74] CardioNet. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: http://www.cardionet.com/

[75] Zephyr Inc. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: http://www.zephyrtech.co.nz/

[76] Alive Technologies. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: http://www.alivetec.com/

[77] Schiller. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: http://www.schiller.ch/Company/ -36-10-10 -en-hq-/cms.html

[78] Corscience. (2009, Jun. 15). [Online]. Available: http://www.corscience.de/

[79] A. Pantelopoulos and N. Bourbakis, "A formal language approach for multi-sensor wearable health-monitoring systems," in Proc. 8th IEEE Int. BIBE Conf., 2008, pp. 1 - 7.

[80] A. Pantelopoulos and N. Bourbakis, "SPN-model based simulation of a wearable health-monitoring system," in Proc. 31st Ann. Int. IEEE EMBS, 2009, pp. 320-323.

오 선 진

- 1981년 한양대학교 공과대학(공학사)
- 1987년 미국 Wayne State University 컴퓨터과학과(이학사후)
- 1989년 미국 University of Detroit 컴퓨터과학과(이학석사)
- 1993년 미국 Oklahoma State University 컴퓨터과학과(박사 과정)
- 1999년 曉聖 Catholic University 전자계산학과(이학박사)
- 1994년~2000년 선린대학교 컴퓨터정보학과 교수
- 2000년~현재 세명대학교 정보통신학부 교수
- 관심분야 : VANETs, MANETs, 센서 망, 스마트 응용 등

배 인 한

- 1984년 경남대학교 전자계산학과(공학사)
- 1986년 중앙대학교 대학원 전자계산학과(이학석사)
- 1990년 중앙대학교 대학원 전자계산학과(공학박사)
- 1996년~1997년 Department of Computer Science and Engineering, The Ohio State University(Post-Doc)
- 2002년~2003년 Department of Computer Science, Old Dominion University (Visiting Professor)
- 2009년~2010년 Department of Computer Science, Old Dominion University (Visiting Professor)
- 1989년~현재 대구가톨릭대학교 컴퓨터정보통신공학부 교수
- 관심분야 : VANETs, MANETs, 센서 망, 스마트 응용, 미들웨어 등