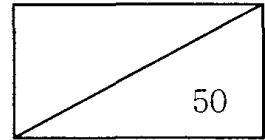


2005년 12월

05ZB1410-01-1400P



U-Healthcare용 바이오 정보통신 핵심기술 연구

Bio Information/Communication Technolog

For U-Healthcare

인 사 말 씀

지난 20세기에 이룩한 정보통신 기술의 발전으로 정보교류에 있어서의 시공간의 장벽이 없어지는 것을 경험한 우리는 이제 21세기를 맞이하여 정보통신 기술을 바탕으로 하는 정보화 사회의 새로운 다양한 기술적 서비스들을 경험할 것입니다. 특히, 향후 수 년 내에 도래할 예정인 유비쿼터스 환경과 기술은 인간의 삶과 산업에 엄청난 영향을 줄 것으로 기대되고 있으며, 유비쿼터스 헬스 케어 분야는 복지사회 구현을 위한 개인의 건강, 진료 및 응급상황 감지 등에 대한 관심과 노령화 사회로의 전환에 의한 재택 원격서비스의 요구에 의해 국민적, 국가적 관심이 더욱 커질 것으로 전망됩니다.

본 연구 사업에서는 유비쿼터스 헬스 케어의 핵심 기술인 인체 부착형 비침습 바이오 센서와 센서 일체형 초소형 통신소자 시스템의 구현에 의해 무구속, 무자각 헬스 케어에 필요한 핵심기술을 확보할 수 있을 것으로 기대됩니다. 이는 개인 휴대형 측정 단말기 등의 유비쿼터스 헬스 모니터링 환경에 의해 일상적인 건강, 위치추적, 만성질환 및 응급상황의 모니터링을 구현하기 위한 기반기술로 활용 가능하며, 정보통신 기술의 근간인 반도체 소자 기술의 생명공학 및 의공학 등과의 결합에 의한 신산업 창출을 통해 고부가가치 서비스를 실현할 것으로 기대됩니다.

본 연구를 위하여 협조하여 주신 연합이사회 산업기술연구회 관계자 및 한국 전자통신연구원 관계자 여러분께 깊은 감사를 드리며, 연구업무 수행에 참여한 연구원의 노고를 치하하는 바입니다.

2005 년 12월

한국전자통신연구원 원장 임 주 환

제 출 문

본 연구보고서는 기본사업인 "U-Healthcare용 바이오
정보통신 핵심기술 연구"의 결과로서, 본 사업에 참여
한 아래의 연구팀이 작성한 것입니다.

2005년 12월 31일

연구책임자 : 책임연구원 김 윤 태

연구참여자 : 선임연구원 김 용 신

연구원 박 덕 근

여백

요 약 문

I. 제 목

U-Healthcare용 바이오 정보통신 핵심기술 연구

II. 연구목적 및 중요성

인체부착, 초소형 바이오센서 및 생체신호 전송용 초소형 무선통신 모듈 구현을 위한 핵심 기술 개발

III. 연구내용 및 범위

- 부착형 센서모듈용 하부구조체 플랫폼 기술
- 생체분자 감지용 연속 측정형 바이오센서 기술
- 나노 소재를 이용한 고성능 바이오센서 기술
- 나노 소재를 이용한 고성능 바이오센서 기술
- 인체의 동작 중 생체신호 측정을 위한 통신소자 일체형 센서 기술
- 인체의 동작 중 생체신호 측정 및 분석 기술

IV. 연구결과

당해년도에는 인체부착형 연속측정 센서 어레이 칩을 폴리이미드 기판과 카본 블랙-고분자 혼합체 센서를 이용하여 개발하였다. 이 칩을 이용하여 다양한 휘발성 유기물 분자들을 감지하였고, 패턴인식 프로그램을 통하여 이들을 구별할 수 있었다. 또한 부착형 센서에서 피부에 접촉하는 층으로 사용 가능한 다공성 PEO 나노섬유 네트워크를 전기방사 방법으로 성공적으로 제조하였고, 저온에서 작동이 가능한 금속

산화물 센서용 다양한 나노 소재들($WO_{2.7}$ 나노막대, In_2O_3 나노입자, In_2O_3 다면체구조 입자, TiO_2 나노 선)를 합성하였다.

통신소자 일체형 센서 모듈 연구에서는, Flexible PCB를 사용하여 인체에 맞게 휘어짐이 가능하고 부착성 및 인체의 적합성과 방수 특성의 확보를 위해 실리콘 재질의 물질로 패키징을 수행하였다. 측정되는 생체 신호는 1 channel의 심전도 (Electrocardiogram ECG), 3축의 가속도, 온도, 습도이며, 감지된 신호는 무선 통신 모듈을 통하여 모니터링하는 서버로 전송되거나 CDMA 모듈을 통하여 인터넷 서버로 전송될 수 있다. 또한, 센서 네트워크를 관리하고 전송된 데이터를 분석할 수 있는 소프트웨어 프레임을 개발하였다.

V. 기대성과 및 건의

부착형 바이오센서 모듈은 인체정보의 실시간 모니터링에 의한 차세대 의료 관리 서비스에 필수적인 기술이며, 인체의 움직임을 실시간으로 감지하여 운동 능력의 정량적 평가에 의한 효율성 향상이 가능하여 맞춤형 운동 처방 등의 응용을 위해 꼭 필요한 유망한 부품이기 때문에 본 연구에서 얻은 연구 결과들은 U-healthcare 사회를 구현하는데 있어서 핵심 기술이 될 수 있을 것이다. 또한 이러한 모듈 및 관련 획득 기술들은 환경 모니터링을 위한 목적으로 활용이 가능할 것이다.

ABSTRACT

I . TITLE

Bio Information/Communication Technology for U-Healthcare

II . THE OBJECTIVES

Development of core technologies for body-adhesive, miniaturized biosensor and small-sized wireless communication module to transmit bio-signals measured by bio-sensors

III . THE CONTENTS AND SCOPE OF THE STUDY

- Study on base structure of patch-type biosensor module
- Continuously-monitoring biosensor technology for the detection of bio-molecules
- High performance biosensor technology using nanomaterials
- Sensor Platform with communication device for measuring physiological signal during motion
- Analysis technique for the biolomedical signal during motion

IV . RESULTS

In this year, a body-patchable continuously-monitoring sensor array chip was developed by using flexible polyimide substrate and carbon black-polymer composite sensors. This chip was confirmed to detection various volatile organic compounds and then to classify

among them through a pattern recognition program. In addition, we have also successfully fabricated nanofiber PEO net as a contact layer of the patch-type sensor using electrospinning and synthesized new nanomaterials ($WO_{2.7}$ nanorod, In_2O_3 nanoparticles, polyhedral In_2O_3 microparticles, TiO_2 nanowires) possible to be utilized as new sensing layer in metal oxide chemical sensor operated at low temperature.

In the research of sensor platform with communication device, a flexible adhesive measurement platform was developed. This platform uses Flexible PCB and biomedical grade silicone skin adhesive to make it flexible, adaptive to the shape of the user, repeatable in use and waterproof. 1 channel Electrocardiogram (ECG), 3 axis acceleration, temperature and humidity is measured. The recorded signal is transferred to the remote monitoring server using various communication technology. Software frame, AchieveIT, was developed to manage the sensor network and analyze the received data.

V. EXPECTED RESULT & PROPOSITION

Since the patch-type biosensor module is very promising device for next-generation healthcare service, the results obtained in this study can become core technologies possible to lead to U-healthcare society. The module and related techniques may be also utilized in the purpose of monitoring the environment. Flexible adhesive patch type biosensor platform is essential technology for the ubiquitous

medical system which uses wearable health management system. It monitors the movement of the user and analyze the work load and movement characteristics in real-time. Because this approach can make quantitative evaluation about one's capability in sports, compared to subjective analysis by traditional method, this will be paradigm shift for the sports training. Finally developed technology can be used for general public to make the society healthier and safer.

여백

CONTENTS

CHAPTER 1 Introduction -----	23
CHAPTER 2 Study on patch-type biosensor -----	33
SECTION 1 Platform technology for base structure of patch-type biosensor module -----	33
1. Structure of patch-type sensor module -----	33
2. Nanofiber net formation using electrospinning -----	35
SECTION 2 Continuously-monitoring biosensor technology for the detection of bio-molecules -----	40
1. Continuously-monitoring biosensor -----	40
2. Carbon black-polymer composite sensor for volatile organic compounds -----	41
3. Sensor array substrate fabrication using polyimide -	47
4. Sensor array fabrication and sensing character evaluation -----	54
SECTION 3 High performance biosensor technology using nanomaterials -----	60
1. Synthesis of metal oxide nanomaterials -----	60
2. Chemical sensing character of nanorod tungsten oxide	65

CHAPTER 3 Study on the sensor platform with communication	
device -----	73
SECTION 1 Flexible and adhesive patch type physiological	
sensor platform -----	73
1. Requirement analysis -----	73
2. Circuit design -----	74
3. Packaging -----	79
SECTION 2 Study on the communication method for the sensor	
platform -----	81
1. Requirement analysis -----	81
2. Bluetooth wireless communication-----	82
3. 800 MHz RF wireless communication -----	83
4. CDMA wireless communication -----	85
SECTION 3 Study on the software framework and analysis	
algorithm -----	86
1. AchieveIT -----	86
2. Analysis algorithm -----	88
CHAPTER 4 Conclusion-----	97

Table Contents

<Table 2-1> Usable polymers for carbon black-polymer composite sensors-----	42
<Table 2-2> Used polymers in the fabricated carbon black-polymer composite sensor array -----	54
<Table 2-3> Magnitudes of resolution factors between measured chemicals-----	59
<Table 3-1> Major Part list -----	77
<Table 3-2> Specification of the developed hardware-----	78
<Table 3-3> Characteristics of the RF module-----	83
<Table 3-4> Characteristics of the antenna-----	84
<Table 3-5> Specification of CDMA module-----	85
<Table 3-6> Screening criteria for heat stress management-----	89

Figure Contents

<Figure 2-1> Schematic structure of patch-type sensor module-----	34
<Figure 2-2> Schematic setup of electrospinning experiment-----	35
<Figure 2-3> SEM images of fabricated PEO polymer with molecular weight of 400k and 5wt.% content in water-----	37
<Figure 2-4> SEM images of fabricated PEO polymer with molecular weight of 400k for (a) 6.5wt.% PEO (top) in water, (b) 5.0wt.% content in water and (c) 5.0wt.% content in water : ethanol = 1 : 1 (v/v) solution.-----	38
<Figure 2-5> Optical and SEM images of fabricated PEO polymer at optimized conditions-----	39

<Figure 2-6> Polymer chemical structure used in the composite sensor-----	43
<Figure 2-7> Plasticizer chemical structure used in the composite sensor-----	47
<Figure 2-8> Fabricated sensor array chip-----	48
<Figure 2-9> Schematic cross-sectional structure of fabricated sensor array chip-----	49
<Figure 2-10> Process flow for polyimide sensor substrate-----	50
<Figure 2-11> Time-profiled sensor resistance variation for toluene exposure-----	55
<Figure 2-12> Sensing response variation with respect to the toluene concentration-----	56
<Figure 2-13> PCA analysis results for volatile organic vapors-----	58
<Figure 2-14> Schematic sensing mechanism of micro (left) and nano (right) particle in <i>n</i> -type metal oxide sensor for reducing gas detection-----	60
<Figure 2-15> Schematic diagram for vapor-liquid-solid mechanism for nanowire growth in gas phase-----	61
<Figure 2-16> SEM images of In ₂ O ₃ nanoparticles synthesized by solvothermal method in solution-----	63
<Figure 2-17> SEM images of In ₂ O ₃ microparticle (left)과 TiO ₂ nanowire (right) synthesized by the vapor-liquid-solid mechanism in gas phase-----	64
<Figure 2-18> Fabrication process flow chart for WO _{2.7} sensor---	65
<Figure 2-19> Cross-sectional diagram (a) and optical picture (b) of fabricated WO _{2.7} sensor, and SEM image of WO _{2.7}	

nanorod sensor materials-----	66
<Figure 2-20> Sensing curves of fabricated WO _{2.7} sensor at different atmosphere and analyte vapors-----	67
<Figure 2-21> Ethanol-sensing curves of fabricated WO _{2.7} ensor annealed at different temperatures in N ₂ atmosphere-----	68
<Figure 2-22> SEM images of fabricated WO _{2.7} sensor annealed at different temperatures in N ₂ atmosphere;(a) 400°C, (b) 500°C, (c) 600°C, (d) 700°C.-----	69
<Figure 2-23> XRD spectra of fabricated WO _{2.7} sensor annealed at different temperatures in N ₂ atmosphere; (a) 400°C, (b) 500°C, (c) 600°C, (d) 700°C-----	70
<Figure 3-1> Environmental parameter affecting heat stress-----	75
<Figure 3-2> Relation between heart rate and metabolic rate-----	76
<Figure 3-3> Major part location-----	77
<Figure 3-4> Picture of the developed system-----	78
<Figure 3-5> ECG amplifier circuit-----	79
<Figure 3-6> Picture of silicone case -----	80
<Figure 3-7> Picture of the electrode -----	80
<Figure 3-8> Picture of the system deployed in the chest of the user-----	81
<Figure 3-9> Various methods for the communication-----	82
<Figure 3-10> Flexible patch with Bluetooth communication-----	84
<Figure 3-11> Platform with CDMA communication module-----	85
<Figure 3-12> Real-time contents generation flow chart-----	87
<Figure 3-13> Strategy for the heat stress monitoring-----	91

목 차

제1장 서론	23
제2장 인체부착(Patch)형 바이오센서 연구	33
제1절 부착형 센서모듈용 하부구조체 플랫폼 기술	33
1. 부착형 센서모듈 구조 개요	33
2. 전기 방사법을 활용한 나노섬유 네트 형성	35
제2절 생체분자 감지용 연속 측정형 바이오센서 기술	40
1. 연속 측정형 바이오센서 개요	40
2. 카본 블랙-고분자 혼합체 휘발성 유기물 화학센서	41
3. 폴리이미드를 이용한 화학센서 어레이 제작	47
4. 화학센서 어레이 제작 및 감지 특성 평가	54
제3절 나노 소재를 이용한 고성능 바이오센서 기술	60
1. 금속 산화물 나노 소재 합성	60
2. 나노막대 텅스텐 산화물 센서의 감지 특성	65
제3장 센서 일체형 초소형 통신소자 응용 기술 연구	73
제1절 Flexible Patch 형태의 초소형 물리량 측정 시스템 구현	73
1. 요구 사항 분석	73
2. 회로 설계	74
3. 패키징	79

제2절 센서 일체형 초소형 통신소자의 응급 현장 적용을 위한	
통신 시스템 구축 -----	81
1. 요구 사항 분석 -----	81
2. Bluetooth 무선통신 -----	82
3. 800 MHz RF 무선통신 -----	83
4. CDMA 무선통신 -----	85
제3절 센서 정보 처리를 통한 응급 현장 상황 관리 소프트웨어	
알고리즘 개발 -----	86
1. AchieveIT -----	86
2. 알고리즘 -----	88
제4장 결론-----	97
참고문헌 -----	101

표 목차

<표 2-1> 카본 블랙-고분자 혼합체 센서에 사용 가능한 고분자-----	42
<표 2-2> 제작된 카본 블랙-고분자 혼합체 센서 어레이에 사용된 고분자-----	54
<표 2-3> 측정된 시료 그룹 사이의 분해능 수치-----	59
<표 3-1> 주요 부품 및 센서-----	77
<표 3-2> 하드웨어의 주요 규격-----	78
<표 3-3> RF모듈의 주요 특성-----	83
<표 3-4> 안테나의 주요 특성-----	84
<표 3-5> CDMA 모듈의 주요 특성-----	85
<표 3-6> 열 스트레스에 대한 근무 기준-----	89

그림 목차

<그림 2-1> 부착형 센서 모듈 구조 개요도-----	34
<그림 2-2> 전기 방사 실험 장치 개요도-----	35
<그림 2-3> 분자량 100k 5wt.% PEO로 형성된 고분자의 SEM 사진-----	37
<그림 2-4> 400k 분자량 PEO를 수용액에 6.5wt% (위), 5wt% (중간) 녹인 경우와 물과 에탄올을 1:1 (v/v)로 섞은 용액에서 5.0wt% 녹인 후 (아래) 형성된 고분자의 SEM 사진-----	38
<그림 2-5> 최적의 조건에서 형성된 PEO 나노섬유의 광학 및 SEM 사진-----	39
<그림 2-6> 혼합체 센서에 사용되는 고분자 화학구조-----	43
<그림 2-7> 혼합체 센서에 사용되는 첨가제 화학구조-----	47
<그림 2-8> 제작된 센서 어레이 칩-----	48
<그림 2-9> 제작된 센서 어레이 칩의 단면 구조도-----	49

<그림 2-10> 폴리이미드 센서 기판 제작 공정 흐름도-----	50
<그림 2-11> 틀루엔 주입에 따른 시간-센서 저항 변화 곡선-----	55
<그림 2-12> 틀루엔 농도에 따른 반응 감도 변화-----	56
<그림 2-13> 휘발성 유기물 판별에 관한 PCA 분석 결과-----	58
<그림 2-14> 마이크로(왼쪽) 및 나노(오른쪽) 입자 금속 산화물의 환원성 화학종 감지 매커니즘에 대한 도식도-----	60
<그림 2-15> 기상에서 기체-액체-고체 매커니즘을 통한 나노선 성장을 보여주는 모식도-----	61
<그림 2-16> 용액법으로 합성된 In_2O_3 나노입자 SEM 사진-----	63
<그림 2-17> 기상법으로 합성된 In_2O_3 입자 (왼쪽)과 TiO_2 나노선 (오른쪽) SEM 사진-----	64
<그림 2-18> $\text{WO}_{2.7}$ 센서의 제작 공정 흐름도-----	65
<그림 2-19> 제작된 $\text{WO}_{2.7}$ 센서의 단면 개요도(a), 사진(b), 및 센서의 표면 SEM 사진-----	66
<그림 2-20> 제작된 $\text{WO}_{2.7}$ 센서의 다양한 대기 및 질소 분위기에서의 감지 곡선-----	67
<그림 2-21> 질소 분위기 열처리 온도에 따른 $\text{WO}_{2.7}$ 센서의 에탄올 감지 곡선-----	68
<그림 2-22> 질소 분위기 열처리 온도에 따른 $\text{WO}_{2.7}$ 센서의 표면 SEM 사진. (a) 400°C, (b) 500°C, (c) 600°C, (d) 700°C-----	69
<그림 2-23> 질소 분위기 열처리 온도에 따른 $\text{WO}_{2.7}$ 센서의 XRD 스펙트럼. (a) 400°C, (b) 500°C, (c) 600°C, (d) 700°C-----	70
<그림 3-1> Heat Stress에 영향을 미치는 환경적 요소-----	75
<그림 3-2> 심박수와 소비 열량과의 관계-----	76
<그림 3-3> 주요 부품의 배치-----	77
<그림 3-4> 완성된 하드웨어의 모습-----	78

<그림 3-5> 심전도 회로의 회로도-----	79
<그림 3-6> 제작에 사용된 실리콘 케이스-----	80
<그림 3-7> 제작된 전극의 모습-----	80
<그림 3-8> 전체 시스템의 모습과 사용자의 가슴에 부착된 모습-----	81
<그림 3-9> 통신 시스템의 다양한 구현 가능성-----	82
<그림 3-10> Bluetooth 통신 모듈이 적용된 초기 Flexible Patch의 모습-----	84
<그림 3-11> CDMA모듈이 부착된 회로의 모습-----	85
<그림 3-12> 실시간 Contents 형성 흐름도-----	87
<그림 3-13> Heat Stress Monitoring을 위한 센서 추정치의 결정-----	91

제1장 서론

여백

제1장 서론

제 1 절 연구개발의 목적

인체부착(patch)형 바이오센서 연구는 인체에 부착하여 실시간에 생체신호 및 환경상태를 감시하는 시스템에서 필요한 센서 기술로써, 본 연구에서는 인체에 부착하여 수 일 동안 연속적인 생체신호 계측이 가능한 사용자 친화적인 형태의 바이오센서에 관한 기반기술 확보를 연구 목적으로 한다. 연구 분야를 세분화 하여 살펴보면, 먼저 기존의 센서와 다르게 인체에 부착시키기 위해서는 센서 모듈이 유연성을 가지는 형태로 구현하여야 하기 때문에 부착형 센서모듈용 하부구조체 플랫폼 기술을 연구한다. 다음으로 연속적으로 생체분자 감지를 수행하는 고성능 센서를 구현하기 위한 연속 측정형 바이오센서 기술을 연구한다 또한, 고감도 고성능 센서를 구현하기 위해서는 신호를 감지하는 센싱 막에 고기능성 물질, 즉 새로운 나노 소재를 이용하는 것이 바람직하므로 나노 소재를 이용한 고성능 바이오센서 기술을 연구하며, 감지된 물리량을 전송할 수 있는 통신 시스템을 구축하며, 측정된 물리량을 이용하여 인체정보를 분석 처리하는 알고리즘 개발을 목표로 한다.

제 2 절 연구개발의 필요성

1. 기술적 측면

개인 휴대형 건강 모니터링 시스템은 언제, 어디서나, 안심하고, 실시간으로 생체진단 및 의료서비스를 받을 수 있는 U-healthcare 구현을 위해서 꼭 필요한 IT-BT 융합 시스템이다. 이를 실현하기 위하여 필요한 바이오센서 기술은 현재 제약, 환경, 식품 산업과 의료용, 군사용, 실험연구용 등에 활용되고 있으며, 앞으로는 공간과 시간의 제약을 받지 않으면서 의사와 환자간의 의사소통이 가능한 U-healthcare 와 같은 차세대 의료 서비스를 위한 바이오센서 기술들이 꼭

필요할 것이다. 바이오센서는 환자의 건강상태 및 주위 환경을 정확히 모니터링 할 수 있어야 하며 착용에 있어 부담이 없어야 하므로 인체에 부착하는 형태의 바이오센서는 차세대 의료시스템을 구현하기 위한 핵심 기술이라고 볼 수 있다. 현재 e-health 혹은 u-health 의 키워드로 많은 연구가 수행 중에 있으나, 현재 u-health 기술의 상용화에 장벽으로 여겨지는 기술로는 센서의 인체 부착을 위한 인체 친화형 패키징 기술로 인체에 무해하며 거부감을 주지 않고, 장시간 착용이 가능한 재질에 의한 패키징 기술이 요구된다. 또한, 현재의 물리량 분석 기술로는 심전도 일부를 제외하고는 많은 도움을 주지 못하고 있는 바 사용자가 원하는 다양한 정보를 제공할 수 있는 알고리즘의 개발이 필수적으로 요구되고 있어 이들 기술에 대한 연구가 요구된다.

2. 경제·산업적 측면

부착형 바이오센서를 이용하여 개인의 건강 상태를 실시간으로 모니터링 할 수 있는 기술은 차세대 의료 서비스로 현재까지는 구체적인 시장이 미미하지만 선진 기업과 연구소를 중심으로 현재 활발히 연구하는 분야이므로 앞으로 10 년 이내에는 큰 시장을 만들어 낼 것이다. 현재 U-healthcare 정보통신 기술관련 시장으로는 생체진단 기기와 센서 및 이를 이용한 바이오 정보단말기 제조가 있고, 응용분야로는 바이오 정보단말 제조, U-healthcare 서비스기술, 인체 건강 및 질병진단 등이 있다. 전문 조사 기관인 BCC (Business Communications Company)에 의하면 U-healthcare 전신인 원격의료 기술의 미국 시장 규모가 2002 년에 30 억불에 이르고, 매년 35%씩 증가할 것으로 예상된다. 특히, 향후 도래할 고령화 사회의 경우 의료비 지출은 기하급수적으로 늘어나게 된다. 이러한 문제점의 해결 방안으로 u-Health 혹은 e-Health 가 제시되고 있다. 기존 의료 체계가 정상인이 발병한 후 이를 병원에서 치료하는 것이라면 U-Health 의

기본 아이디어는 정상인이 정상상태에서부터 관리하여 질병상태로 들어가는 초기에 이를 검출 이를 치료하고 조기 퇴원시켜 재택 관리하여 총 의료비용을 줄이는 것이다. 이러한 u-Health 가 가능해질 경우 이는 사용자의 삶의 질 향상 및 병의 치료율 향상과 동시에 만성질환자와 고령환자의 치료에 드는 비용을 줄일 수 있게 된다. 본 과제에서 연구되어지는 기술은 이러한 u-Health 가 가능하게 되는 데 초기 단계에서 중요한 기여를 할 것으로 예상된다.

3. 사회·문화적 측면

개인 경제력 수준이 향상되고 수명이 늘어남으로 해서 일반인들의 건강에 대한 관심은 날로 증가하고 있다. 그리고 우리나라의 경우 향후 빠르게 고령화 사회로 진입하기 때문에 정기적인 건강검진은 건강한 삶의 유지와 질 향상을 위한 필수적인 요소이다. 따라서 효율적으로 개인의 건강 상태를 시공간의 제약 없이 실시간으로 모니터링 할 수 있는 의료서비스의 제공이 사회적으로 절실히 요구되고 있다. 이러한 면에서 고비용을 발생시키고, 시공간 상의 제한으로 불편함을 유도하는 현재의 중앙집중적 의료시스템은 매우 비효율적이며, 앞으로의 건강관리 욕구 증대는 현 의료 시스템에 과부하를 줄 것이다. 따라서 미래사회에는 저비용으로 모든 일반인들에게 의료서비스가 실시간으로 제공될 수 있는 첨단 의료 서비스가 요구된다.

제 3 절 국내외 기술개발 현황

◆ 국외 연구 동향

U-healthcare 전신인 원격 진료용 바이오 정보통신 기술은 많은 선진 연구소와 기업을 (Roche, Abbott, University of Michigan, NTT, MIT, NASA) 중심으로 활발한 연구가 진행되어 오고 있다. 현재 일반적인 원격 진료용 상용 제품으로는 병원, 집, 야외 등에서 생체 신호(체온, 혈압, 혈당, 맥박수 등)을 측정하는 이동형 측정장비들이 대부분이다. 새롭게 개발하고 있는 기술들로는 체액을 이용하여 연속적으로 혈당을 측정하는 기술 (MiniMed, Cygus, Pendragon medical), PDA 나 착용식 컴퓨터(wearable computer)와의 통신이 가능한 원격 건강진단 시스템, 여러 가지의 생체전기신호를 반지나 밴드 형태의 스마트 액세서리를 이용하여 측정하는 기술 (MIT, University of Rochester), 의복 내에 센서와 측정 소자를 만들어 넣어서 옷을 입으면 생체 신호가 연속적으로 측정되는 시스템 (Vivometrics 사의 Life Shirt) 등이 있다. Smart Shirts 는 광섬유를 이용하여 컴퓨터 마더보드와 기능상 동일한 형태를 지니며, 각종 센서를 부착할 수 있으며 광케이블을 이용해 통신을 하거나 전선을 통하여 전원을 공급할 수 있다. 또한, Life Shirt 는 현재까지 가장 상용화에 근접한 상품으로 의복 형태의 센서 플랫폼으로 Respiration, Body position, Skin temperature, Heart rate, Activity, Oxygen Saturation 등을 측정한다. 위험물 취급, 군사, 소방관, 응급구조대원, 경찰에 적용하는 것을 목표로 시스템을 개발하였고, 현재 하드웨어 플랫폼은 잘 구성되어있지만 자동 분석 알고리즘에 있어서는 사용자가 직접 Threshold 를 입력하여 이를 넘을 경우 알려주는 형태로 구성되어 있다.

GPSports 는 GPS 솔루션과 스포츠 분야에서 표준으로 사용되는 Polar Chest Strap 을 사용하여 선수들의 움직임과 그에 따른 심박수를 메모리에 저장한 후 훈련이 끝난 후 코치가 분석할 수 있게 하는 시스템이다. 측정 결과를 훈련이 끝난 후 다운로드하는 형태이기 때문에 실시간 모니터링이 안되는 단점이 있으나 활동 분석 소프트웨어와 Perfect Session 이라고 하는 온라인 주기화 프로그램이 있어 많은 활용이 예상된다.

이러한 연구들의 일반화된 연구 경향은 기존의 바이오 기술과 정보통신 기술이 결합하여 사용하기 편리하고 지능화된 의료 계측, 전달 시스템에 대한 연구가 활발하다는 것이다. 또한, 최근에 이러한 생체의료 정보통신 응용 목적의 마이크로 소자 또는 마이크로 시스템 개발연구 투자가 본격적으로 이루어지고 있다.

바이오센서 연구 분야에 있어서는 다양한 연구들이 학교와 기업 연구소 등에서 수행되고 있다. 가장 뚜렷한 연구개발 동향은 예전에는 단순히 특정 바이오 물질을 선택적으로 감지하는 기술들을 찾아왔지만, 최근 10 년 동안에는 BioMEMS 기술을 활용한 LOC (Lab On a Chip) 개념을 도입하여 시료의 전처리에서 감지까지가 연속적인 자동화되어 처리되는 바이오센서 모듈에 관한 연구가 활발히 진행되어 왔다. 이러한 LOC 바이오 칩의 장점은 소량의 시료를 이용하여 빠른 시간 안에 결과를 얻어 낼 수 있다는 것이다. 현재는 이러한 기반 기술을 기존의 분석 및 센서 시스템에 응용하여 제품으로 출시되는 예들이 많이 나오고 있다. 하지만 BioMEMS 분야는 여전히 원천기술 개발을 미국 중심으로 국내외의 여러 연구기관들에서 수행하고 있다.

센서용 소재 연구에 있어서는 기존의 마이크로 크기의 물질을 이용하여 센서를 제조하던 것들을 새롭게 연구 개발된 나노 소재로 성능 개선을 이루려는 많은 연구들이 수행 중이다. 특히, 한 가닥의 나노선 소재를 이용하여 분자 전자소자 형태로 센서를 만들려고 하는 기반연구들이 현재 많이 수행되고 있다. 대표적인 연구 그룹으로는 H. Dai (Standford Univ.), C. Lieber (Harvard Univ.), P. Yang (Berkeley Univ.) 등이 있다. 센서를 위하여 많이 연구된 물질은 CNT (carbon nanotube) 또는 무기물 nanowires (Si, SnO₂, In₂O₃)들이고 이러한 나노 소재를 이용하여 성능이 뛰어난 센서 구현이 가능하다고 알려지고 있다.

◆ 국내 연구 동향

삼성종합기술원, 매디슨, 기타 다국적 의료업체를 중심으로 U-healthcare 용 의료시스템 개발에 대하여 많은 관심을 가지고 있지만 현재까지는 탐색 수준의 연구만 수행하고 있는 실정이다. 이러한 차세대 의료서비스 개발의 일환으로 생체신호 감지, 통신, 처리를 통합한 바이오 정보통신 기술에 대한 국책 연구사업이 진행 중이다. ETRI 에서도 현재 'e-Health 구현을 위한 바이오 센서 기술' 연구 사업을 수행하고 있으며 의류 형태의 시스템으로 호흡, 심전도, 온도 움직임 등을 측정하며 섬유 속에 전극을 삽입하는 기술 등을 보유하고 있다. 삼성중기원에서는 소형의 사용자 가슴에 부착할 수 있는 시스템을 개발하였다. 핵심 기술은 소형의 전극에서 심전도 신호를 추출할 수 있는 Laplacian Displacement Electrode 이며 개발된 하드웨어는 Zigbee 통신을 이용하여 핸드폰과 통신이 가능하다.

한편 디지털바이오테크놀로지사 등 몇몇의 생물공학 벤처기업들과 포항공대 등을 중심으로 LOC 개념의 바이오센서 연구들이 진행되고 있지만, 인체 부착형 바이오센서에 대한 연구는 전무한 상태이다. 이러한 연구팀에서는 미세유체를 제어할 수 있는 미세 유체제어 칩의 개발연구를 수행하고 있으며, 이를 응용하여 선진국의 LOC 및 micro-TAS 기술수준에 접근하기 위한 노력을 기울이고 있다.

바이오센서용 나노 소재에 관한 연구로서는 CNT 를 활용한 나노 센서 연구들이 KRISS, KIST, 성균관대 등을 중심으로 연구 수준에서 진행되고 있다. 하지만 이러한 물질을 이용해 아직까지 상용화 제품은 만들지 못하는 실정이다.

여백

제2장 인체 부착형 바이오센서 연구

여백

제2장 인체 부착(Patch)형 바이오센서 연구

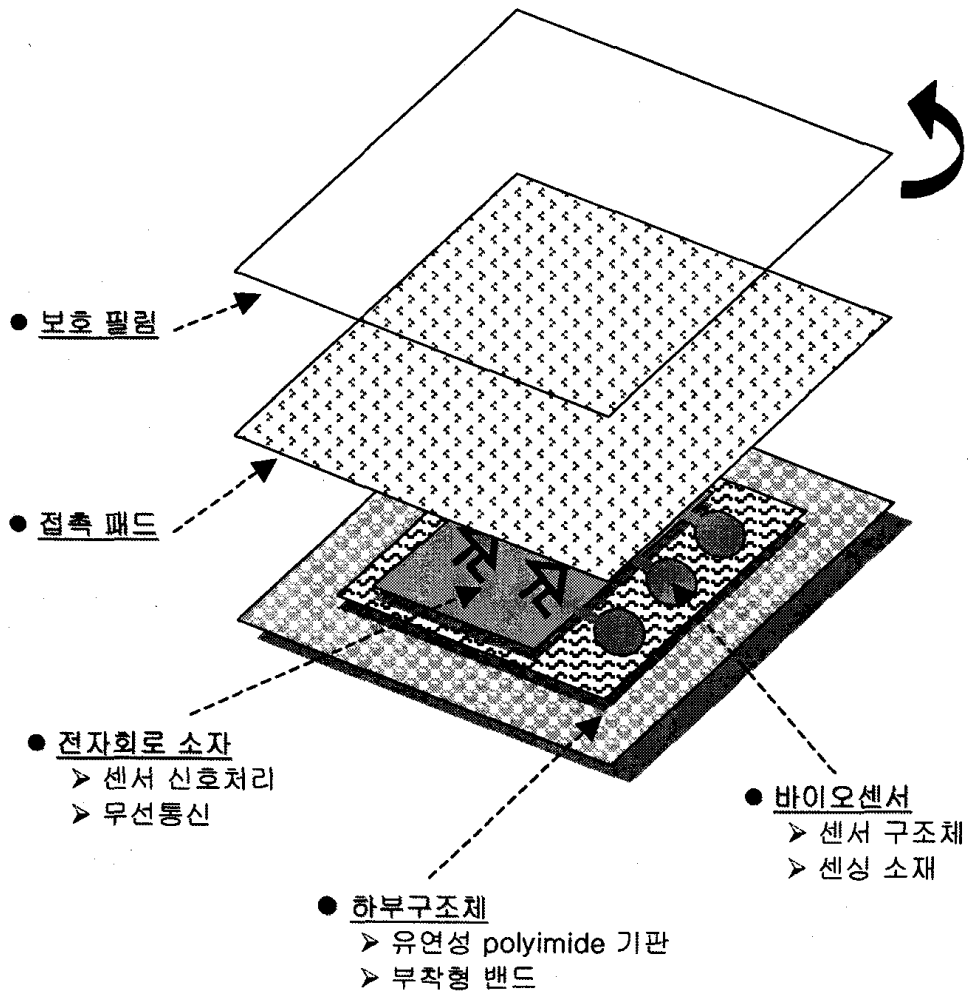
제 1 절 부착형 센서모듈용 하부구조체 플랫폼 기술

1. 부착형 센서모듈 구조 개요

본 장에서는 인체 부착형 바이오(화학)센서에 대한 내용을 다룬다. 기존의 센서는 인간의 몸에서 체액 등을 채취하여 실험실 수준의 분석기기 또는 일회용 센서로 현장에서 측정하는 것을 기본으로 하는 것이다. 하지만, 인체 부착형 화학센서에서는 인간에게 별다른 거부감이 없는 패치 형태의 센서 모듈을 이용하여 실시간에 연속적으로 감지하는 기술이다. 이러한 기술은 유비쿼터스 시대가 도래함에 따라 차세대 의료관리 시스템에 있어서 중요한 기반 기술이라는 것을 믿어 의심치 않는다.

그림 2-1은 부착형 센서모듈의 개요도를 보여준다. 아래에서부터 간단히 설명하면 가장 아래 부분(피부 부착시 외부로 노출되는 부분)은 고분자 지지 기판이고 상부에 인체 부착이 가능한 인체 적합형 소재로 구성된 접촉 층이 필요하다. 이를 이용하여 상부에 형성되는 센서 구조체를 안정적으로 위치시키고, 또한 신체 부착시 장시간 유지되도록 하는 역할을 한다. 현재 근육 이완을 목적으로 하는 파스 형태의 부착물 기술을 적용하면 될 것이다. 그 위에는 폴리이미드 고분자 기판이 위치하고, 유연성 전자회로 기판(flexible printed circuit board, FPCB) 기술을 바탕으로 센서 계측 및 무선 통신이 가능한 중심 층 역할을 한다. FPCB는 화학센서를 이용하여 주변 환경 및 인체 건강상태에 관한 정보를 얻어내는 센서 부위와 센서에서 발생한 신호를 계측 및 통신하는 전자회로 부위로 나눌 수 있다. FPCB 상부에는 인체에 접촉하는

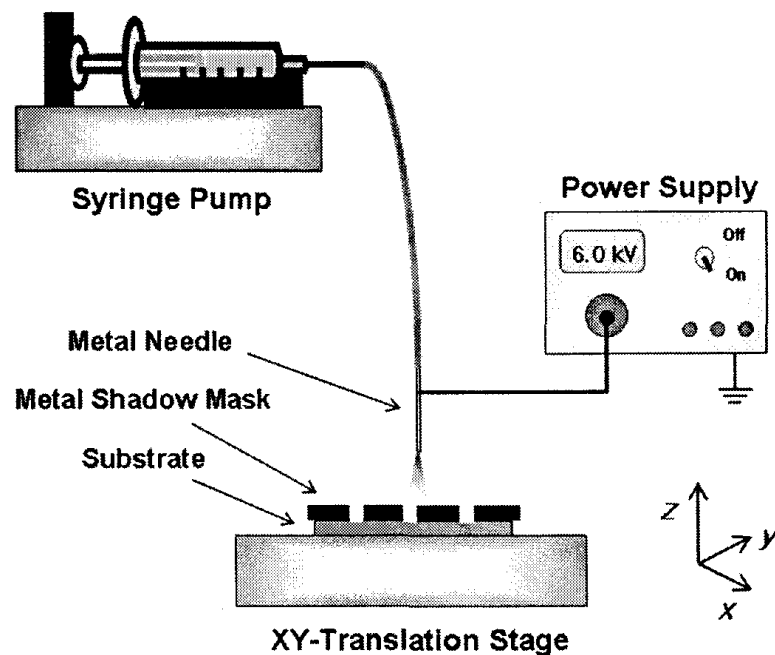
부분에서 인체에 친화적인 소재를 이용하여 피부와 접촉이 가능하도록 접촉 층과 부착형 센서 모듈을 사용하기 이전에 장시간 보호하기 위한 보호 필름으로 구성된다. 접촉 층은 인간의 체액을 직접 채취하는 형태에서는 외부의 세균들로부터 보호가 가능하도록 살균이 가능하도록 처리하는 것도 필요하다.



<그림 2-1> 부착형 센서 모듈 구조 개요도

2. 전기 방사법을 활용한 나노섬유 네트 형성

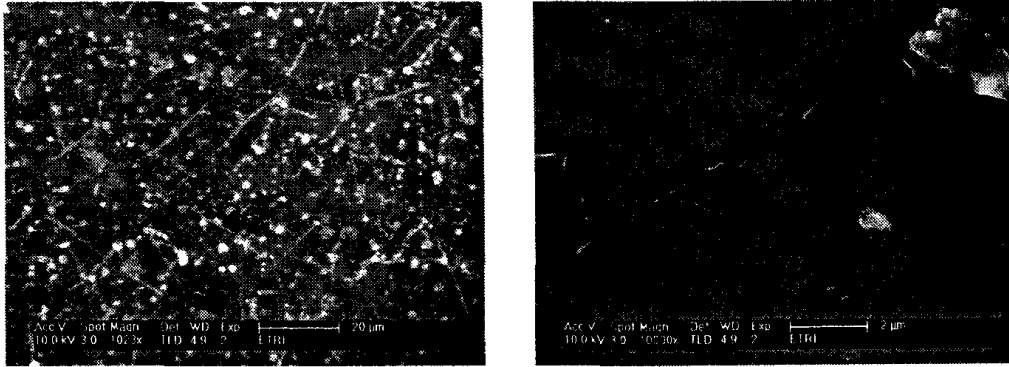
피부와 접촉하는 접촉 층을 형성하는 기술을 개발하기 위하여 그림 2-2와 같은 전기방사 장치를 사용하였다. 고분자 용액을 주사기에 넣고 시린지 펌프를 통하여 일정한 유량으로 내보내면서 주사기 팁 끝에 직류 전압을 가해 주어서 용액이 전기장에 의해서 기관으로 분사되도록 실험 하였다. 나노섬유를 만들기 위해서 사용한 실험 조건은 팁에 가해주는 전압은 10 - 20kV, 팁-기관 거리는 10 - 20 cm 이었다. 그리고 대면적에 걸쳐서 나노섬유 네트가 형성되도록 하기 위해서 기관이 위치한 스테이지를 2차원 평면에서 이동시키면서 실험하고, 원하는 위치를 선택하기 위해서 기관 표면에 마스크를 씌울 수 있다.



<그림 2-2> 전기 방사 실험 장치 개요도

본 실험에서는 폴리에틸렌 옥사이드(PEO) 고분자를 나노섬유 매트 형태로 제작하는 것을 연구목표로 하였다. 피부와 접촉을 하는 부위이므로 형성된 접촉 층은 피부 부작용 발생 염려가 없는 물질로 제조하여야 한다. 그러므로 생체적합성이 뛰어난 PEO는 접촉 층에 사용 가능한 물질 중의 하나이다. 나노섬유 형태가 요구되는 이유는 피부가 피부호흡을 하는 기능과 땀을 흘리면서 체온을 조절하는 기능이 있으므로 대기 분자들과 접할 수 있는 환경을 만들어 주어져야 한다. 즉, 기체 침투가 어려운 밀집 구조 보다는 기공이 많아서 대기 분자의 침투가 용이한 다공성 물질이 유리하다. 나노섬유는 수백 나노 미터 두께의 극미사 실들로 이루어진 매트이므로 매우 큰 다공성을 갖는다. 부착형 센서 모듈을 만들기 위해서는 센싱하기 위하여 피부와 직접적인 접촉이 꼭 필요한 부위를 제외한 모든 FPCB 기판 상부에 생체 적합형 접촉 매트를 형성하여 준다. 아래에서는 이러한 목적을 달성하기 위해 수행한 PEO 나노섬유 매트 제작에 관한 연구 내용을 기술한다.

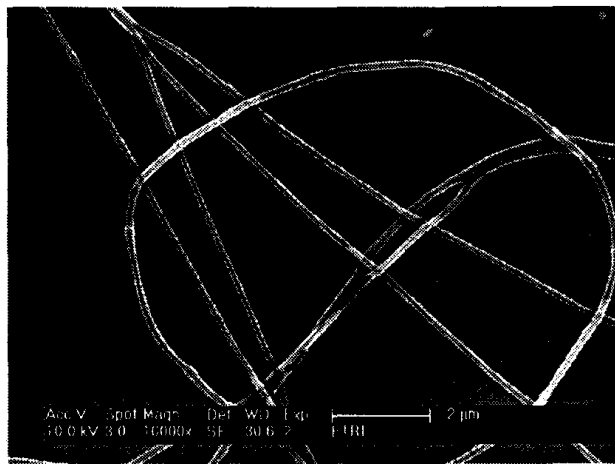
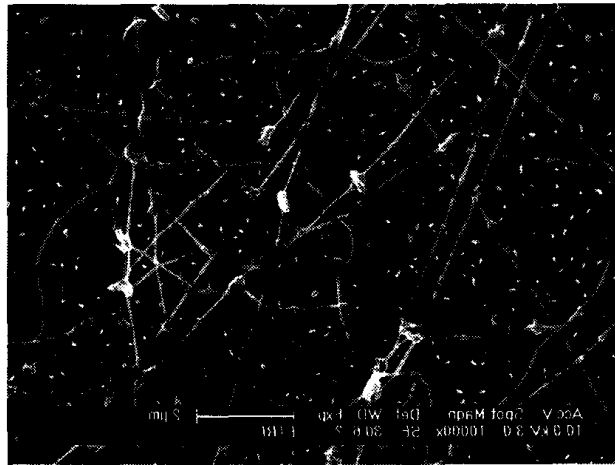
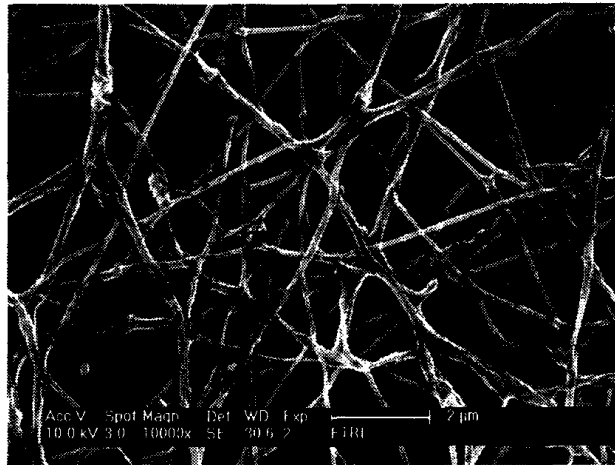
나노섬유 제작에 있어서 중요한 요소는 적절한 용액을 준비하는 것과 최적의 전기장(전압, 거리)을 가해 주는 것이다. 전기장의 전기력을 용액에 효과적으로 전달하기 위하여 전기 전도도가 어느 정도는 있는 용액이 필요하고, 전기력에 의해서 응집된 용액 상태에서 실 형태로 용의하게 변환하기 위해서는 표면 장력이 낮은 조건이 유리하다. 유전율이 큰 용매에 있어서는 가해준 전기장이 용매를 매개로 전달되는 현상이 있으므로 용액과 접촉하는 물질의 절연성이 확보되어야 하고, 너무 전기 전도도가 낮을 경우에는 용액에 전해질 물질을 녹여서 전도도를 확보하여 전기장에 대한 용액의 반응성을 증가 시켜야 한다. 본 실험에서는 NaCl 소량을 용매에 녹여서 모든 실험을 수행하였고, NaCl 대신에 전해질 고분자를 사용할 수도 있다.



<그림 2-3> 분자량 100k 5wt.% PEO로 형성된 고분자의 SEM 사진

그림 2-3은 PEO 분자량이 100k인 시료를 물에 질량비가 5 wt.% 되도록 만든 용액을 이용해 제조한 고분자의 형상을 보여주는 SEM 결과이다. 그림 2-3의 왼쪽은 저배율 사진을, 오른쪽은 고배율 SEM 사진을 각각 보여준다. 고배율 사진에서 관측된 것은 완전한 직선형 섬유이기 보다는 다양한 형태가 섞인 상태로 제조됨을 알 수 있다.

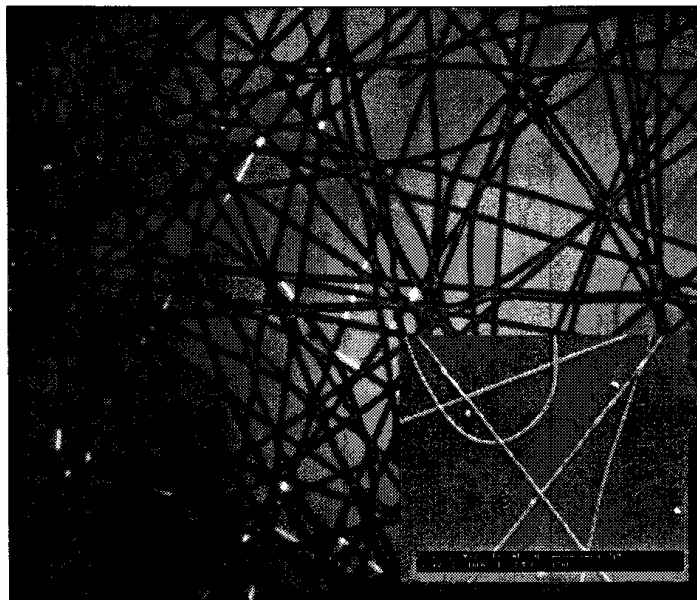
그림 2-4는 분자량이 400k인 PEO를 이용하여 서로 다른 조건들에서 제조한 PEO 고분자의 형상을 보여준다. 가장 위쪽 사진은 고분자가 6.5wt.% 함량이 되도록 용액을 준비하였고, 아래의 두 경우는 5.0wt.% 함량의 용액을 이용하였다. 반면에 위쪽의 두 시료는 사용한 용매가 순수한 물인데 반해서 아래의 경우는 물과 에탄올을 1:1의 부피비로 섞은 경우를 보여준다. 먼저 그림 2-3과 그림 2-4(중간)의 결과를 비교하면 고분자의 분자량이 증가함에 따라 선형의 형상이 발달함을 알 수 있다. 엄밀히 구분하자면 그림 2-4(중간)은 라인 중간에 구형의 형태가 존재하는 beaded fiber 형태이다. 이러한 구조는 구형에서 fiber 형태로 전환하는 중간에 나타난다. 이 결과로부터 같은 함량일지라도 고분자의 분자량이 큰 경우가 나노섬유 제작에 유리함을 알 수 있다.



<그림 2-4> 400k 분자량 PEO를 수용액에 6.5wt.% (위), 5wt.% (중간) 녹인 경우와 물과 에탄올을 1:1 (v/v)로 섞은 용액에서 5.0wt.% 녹인 후 (아래) 형성된 고분자의 SEM 사진

반면에 그림 2-4의 상부와 하부에서는 150 nm 내외의 굵기를 갖는 PEO 나노섬유가 잘 형성됨을 보여준다. 이러한 결과는 고분자의 함량이 5에서 6.5wt.%로 증가함에 따라 나노섬유가 잘 형성되고, 순수한 물 보다는 에탄올이 섞인 용액을 이용하여 제조하는 경우에 나노섬유가 효과적으로 형성됨을 보여준다. 이것은 에탄올이 물에 비하여 표면 장력이 작아서 효과적인 전기장 방사를 일으킬 수 있다는 사실을 반영하는 것이다.

그림 2-5는 최적의 조건에서 제조한 PEO 나노섬유 매트릭스를 광학 현미경과 SEM으로 관측한 결과를 보여준다. 본 실험에서 사용한 PEO 나노섬유 제작에 적합한 최적의 조건은 분자량 400k, 농도 5wt.%, 물:에탄올=1:1 용매를 사용한 경우이다. 본 결과에 의하면 넓은 면적에서도 균일한 두께를 가지는 나노섬유 제작이 가능하여 부착형 센서의 피부 접촉 층으로 활용이 가능함을 보여준다.



<그림 2-5> 최적의 조건에서 형성된 PEO 나노섬유의 광학 및 SEM 사진

제 2 절 생체분자 감지용 연속 측정형 바이오센서 기술

1. 연속 측정형 바이오센서 개요

개인의 건강 상태를 실시간으로 모니터링하기 위해서는 가장 먼저 인체 건강상태에 영향을 주는 변수를 감지 할 수 있는 센서 기술들이 필요하다. 이러한 인체 모니터링용 변수들로는 가장 널리 이용되는 체온, 심박수, 심전도, 혈압과 같은 물리량 센서들과 혈중 포도당 농도, 소변의 화학종 감지, 호흡 가스 및 대기 환경에서의 유해 화학종 감지를 위한 화학종 감지 바이오센서들이 필요하다. 본 절에서는 인간의 건강한 삶 유지를 위하여 요구되는 생체분자 감지용 화학(바이오)센서에 관한 내용에 관한 것이다. 가능한 다양한 화학종 중에서 혈당은 1차년도에 이미 수행을 하였으므로 인간의 건강상태를 간접적으로 확인할 수 있고, 실내 대기 오염에 있어서 중요한 인자인 휘발성 유기물 감지 센서에 대한 연구를 기술하였다. 최근에 도시화와 공업화가 빠르게 진행됨으로써 이러한 휘발성 유기물 제어에 대한 필요성이 절실하게 대두되고 있는 상황으로 구체적으로 건축 내장재에서 배출되는 유해 화학종에 의한 ‘새집 증후군’ 과 음식물 포장재에서 나오는 환경호르몬 화학종들이 새로운 사회적인 문제를 낳고 있는 실정이다.

본 절에서는 개인의 건강상태 및 주변의 환경오염을 실시간에 측정이 가능한 화학센서를 다루고, 특히 반도체 및 미세가공 기술들을 이용하여 초소형으로 제작이 가능하여 여러 개의 센서를 하나의 기판에 직접화하여 동시에 다양한 정보를 얻어내는 화학센서 어레이 제작기술을 중심으로 아래에서 기술한다. 궁극적으로 이러한 화학센서 어레이는 실시간에 개인 휴대 단말기를 통하여 주변

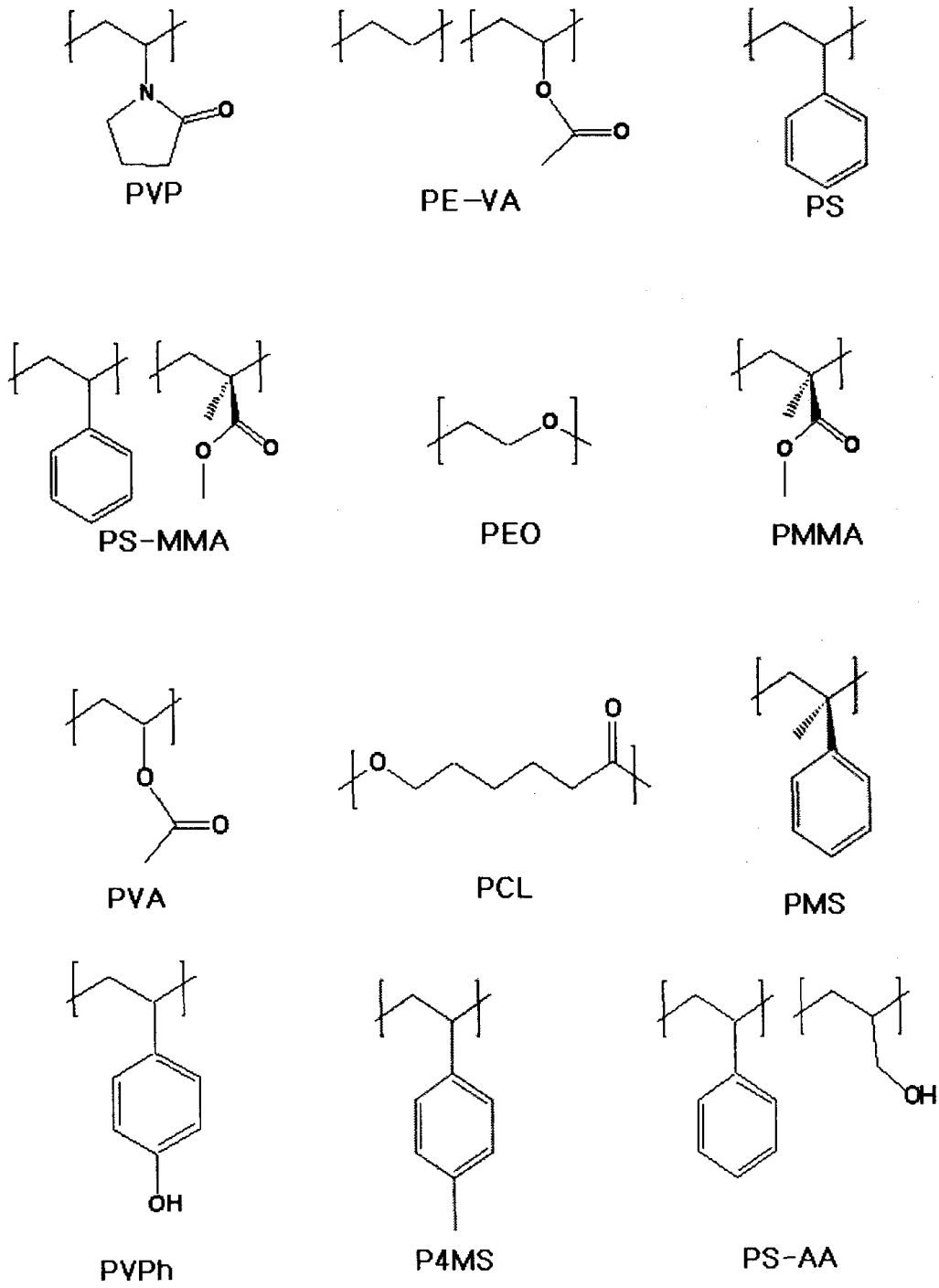
정보를 추출하는 것을 최종 목적으로 하기 때문에 사용되는 전력이 낮고 원하는 피분석물에 대한 감도가 충분히 확보되어야 한다. 또한, 본 과제는 부착형 센서 구현을 최종목적으로 하므로 앞 절에서 기술한 부착형 하부구조체에 효과적으로 결합이 가능하여야 한다.

2. 카본 블랙-고분자 혼합체 휘발성 유기물 화학센서

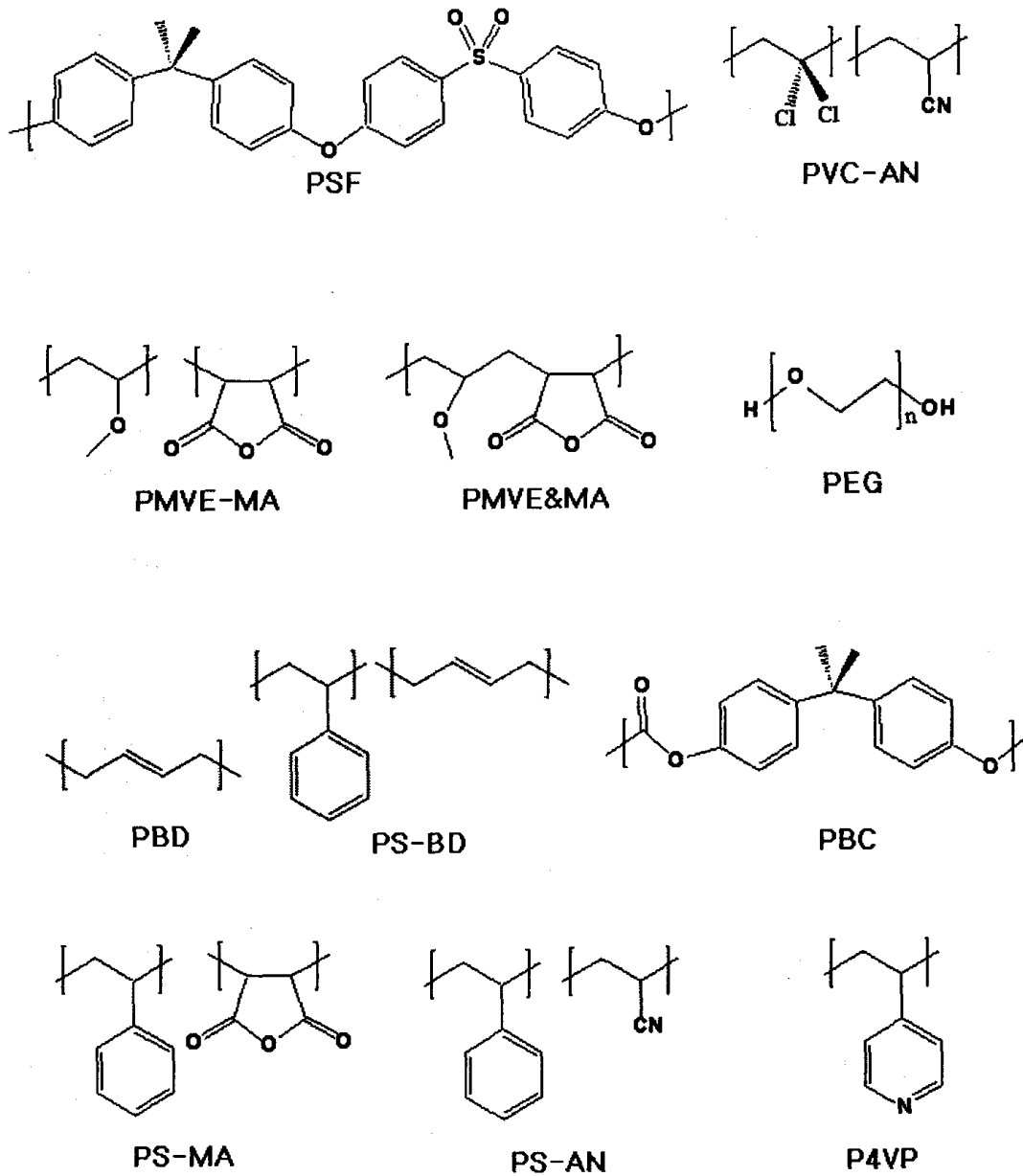
화학센서 어레이 칩을 제작하기 위해서는 감지전극 영역에 피분석 화학종에 반응하여 물리량 변화를 유발할 수 있는 감지막을 형성해 주어야 한다. 일반적으로 많이 이용되는 감지 물리량으로는 화학종의 흡착으로 유발되는 질량 또는 전기 전도도 등이 있다. 질량을 감지하는 센서로는 QCM (quartz microbalance) 또는 SAW (surface acoustic wave) 소자들이 있고, 전기 전도도를 측정하는 센서로는 산화물 반도체, 전도성 고분자, 전도성 입자-유기물 혼합체 소재를 이용한 소자들이 있다. 이러한 센서 중에서 외부 환경에 대한 안정성이 뛰어나고, 다양한 휘발성 유기물 감지가 가능하고, 초소형 센서 어레이 시스템에 적합한 카본 블랙-유기물 혼합체 소재를 이용하여 센서 어레이를 제조하는 것이 바람직하다. 카본 블랙-유기물을 혼합체 센서는 카본 블랙 입자를 절연체인 유기물 매체에 분산함으로써 제한적인 전기 전도 경로를 가지게 한 상태에서 피분석 화학종이 센서 소재에 침투하여 전기 전도에 영향을 주어서 센서 저항이 변화하는 원리를 이용한다.

<표 2-1> 카본 블랙-고분자 혼합체 센서에 사용 가능한 고분자

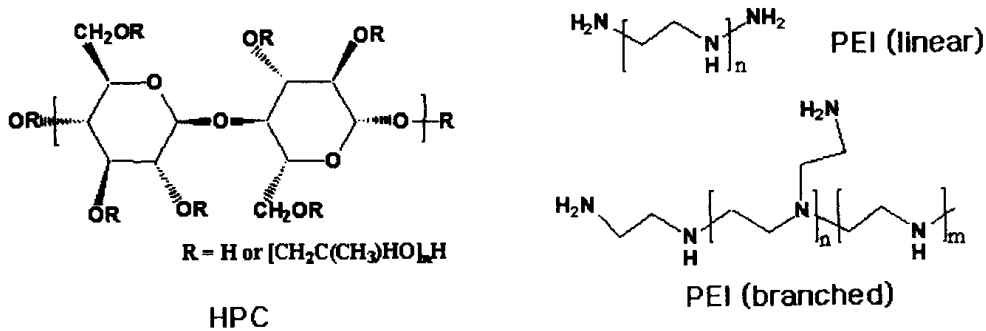
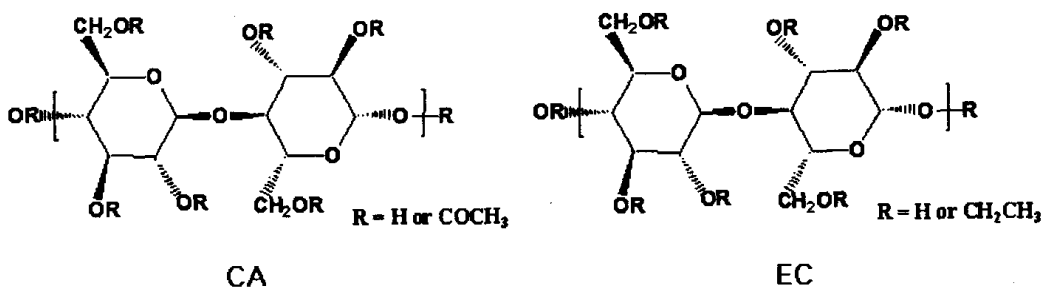
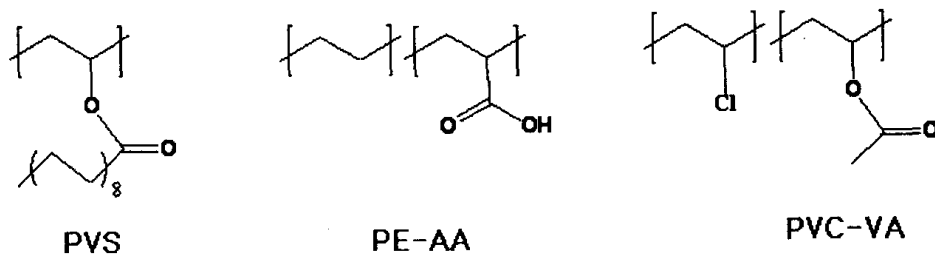
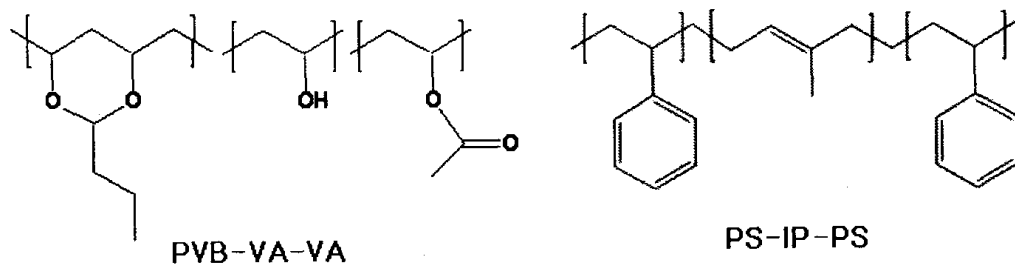
No	ID	Chemical name
1	PS	polystyrene
2	PMMA	poly(methyl methacrylate)
3	PVP	polyvinylpyrrolidone
4	PVA	poly(vinyl acetate)
5	PEO	poly(ethylene oxide)
6	PMS	poly(α -methylstyrene)
7	PVPh	poly(4-vinylphenol)
8	PSF	polysulfone
9	PCL	polycaprolactone
10	P4MS	poly(4-methylstyrene)
11	PS-MMA	poly(styrene-co-methyl methacrylate), 40%PS
12	PE-VA	poly(ethylene-co-vinyl acetate)-40% VA
13	PVC-AN	poly(vinylidene chloride-co-acrylonitrile); 20%AN
14	PS-AA	poly(styrene-co-allyl alcohol); Hydroxyl 5.8-7%
15	PMVE&MA	poly(methyl vinyl ether-alt-maleic anhydride)
16	PS-BD	poly(styrene-co-butadiene); 45wt% styrene
17	PBC	poly(Bisphenol A Carbonate)
18	PBD	poly(butadiene)
19	P4VP	poly(4-vinyl pyridine);
20	PS-MA	poly(styrene-co-maleic anhydride), 14% MA
21	PS-AN	poly(styrene-co-acrylonitrile); 25%AN
22	PE-AA	poly(ethylene-co-acrylic acid); 20%AA
23	PVC-VA	poly(vinyl chloride-co-vinyl acetate); 10% VA
24	PVB-VA-VA	poly(vinyl butyral)-co-vinyl alcohol-co-vinyl acetate; 88% VB
25	PVS	poly(vinyl stearate);
26	EC	Ethyl cellulose
27	PS&IP&PS	polystyrene-black-polyisoprene-black-polystyrene); 14% PS
28	HPC	hydroxypropyl cellulose
29	CA	cellulose acetate
30	PEG	poly(ethylene glycol)
31	PEI	poly(ethylenimine); linear or branched



<그림 2-6> 혼합체 센서에 사용되는 고분자 화학구조 (계속)



<그림 2-6> 혼합체 센서에 사용되는 고분자 화학구조 (계속)

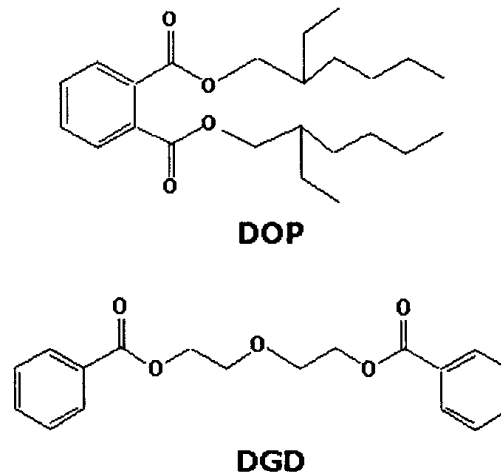


<그림 2-6> 혼합체 센서에 사용되는 고분자 화학구조

다양한 화학센서 조합을 구성하기 위하여 비전도성 고분자의 종류를 바꾸면서 센서를 제조하고, 한편으로는 서로 다른 고분자들이 혼합된 혼성 고분자를 이용하거나 단분자 유기물을 첨가해 주어서 비전도성 고분자의 특성을 변화 시켰다. 표 2-1과 그림 2-6은 각각 대표적으로 사용되는 고분자 소재의 명칭과 화학구조를 각각 보여 준다. 일반적으로 사용되는 첨가제로는 dioctyl phthalate (DOP), di(ethylene glycol) dibenzoate (DGD) 등이 있다. 그림 2-7은 두 종류의 첨가제에 대한 화학구조를 보여 준다.

센서 감지막 형성 과정을 자세히 살펴보면 다음과 같다. 먼저, 비전도성 고분자를 일반적인 유기 용매에 잘 녹인다. 대표적인 용매로는 사염화탄소, THF, 벤젠, 이염화탄소, 톨루엔, 에탄올 등이 있다. 잘 녹지 않는 고분자를 효과적으로 녹이기 위해서는 50°C 정도로 가열하고 용액을 교반하여 주었다. 이렇게 용해된 고분자 용액에 카본 블랙을 넣고 초음파로 10분 이상 충격을 주어서 카본 블랙 입자가 용액에 균일하게 분산되도록 한다. 일반적으로 사용하는 용매의 양은 20 ml, 카본 블랙은 20 mg, 고분자는 80 mg을 이용한다. 카본 블랙의 양은 고분자와 카본 블랙으로 구성된 전체 센서 중량에 대하여 10 - 20 %가 되도록 하고, 최적의 센서는 1k - 10M 저항을 갖는 것 중에서 감지 특성이 우수한 것으로 하였다. 한편 첨가제를 사용하는 경우에는 고분자와 첨가제 무게의 합이 80 mg이 되도록 하고 첨가제의 중량비가 10 - 60%가 되는 범위에서 센서를 제작 하였다. 이렇게 준비된 혼합체 용액을 이용해 감지막을 형성하는 방법으로는 마이크로 피펫을 이용하여 용액을 감지 전극에 떨어뜨려서 말리는 casting 방법, 감지전극 기판을 용액에 넣은 후 위쪽으로 빼내면서 말리는 dipping 법, 감지 전극 위에 용액을 떨어뜨린 후 기판을 회전시키는 spin coating방법 등이 있다. 본 연구에서는 용액을 원하는 감지 영역에 떨어뜨린 후

건조하는 casting 방법을 주로 사용하였다.

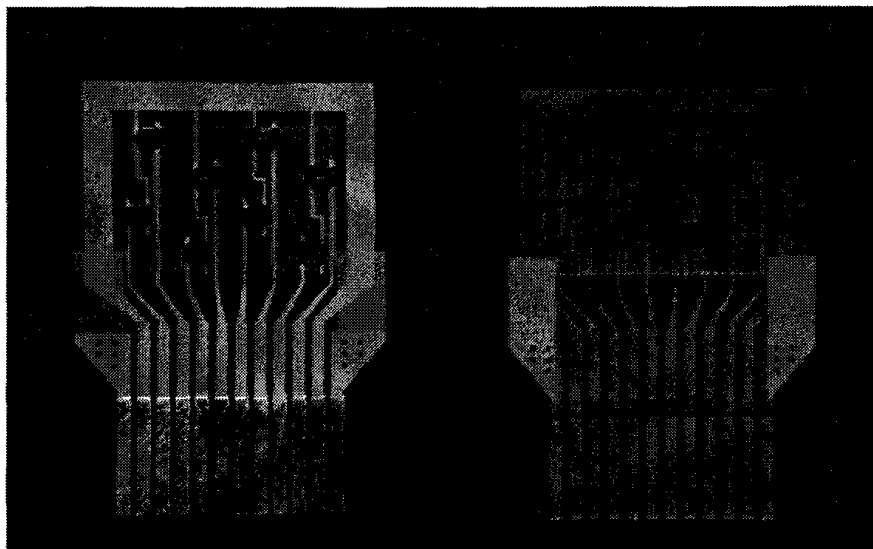


<그림 2-7> 혼합체 센서에 사용되는 첨가제 화학구조

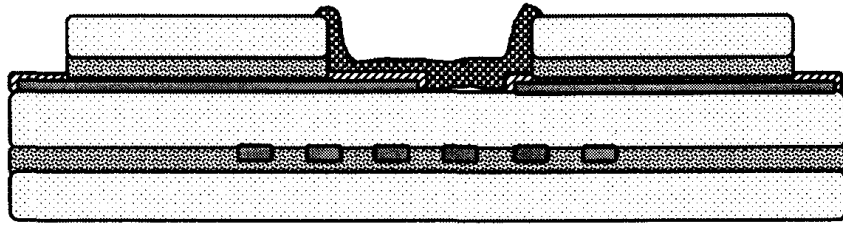
3. 폴리이미드를 이용한 화학센서 어레이 제작

그림 2-8은 폴리이미드 고분자 기판을 이용하여 제작된 화학센서 어레이 칩을 보여주는 사진이다. 앞면에 해당하는 왼쪽 그림은 감지전극과 서로 다른 센싱 소재로 구성된 8채널 센서들을 보여주고, 오른쪽은 미소 가열기가 배치된 뒷면을 보여준다. 그림 아래쪽에 위치한 노출된 금속 라인들은 센서 측정 및 가열기 제어에 필요한 전기적인 접촉 패드를 보여준다. 각각의 센서는 두 개의 전극인 신호라인과 그라운드라인으로 구성되고, 가열기의 경우는 고분자 기판을 통과하여 앞면에서 접촉 패드가 형성되도록 하였다. 총 12개의 패드는 중앙의 8개는 센서의 감지 신호 측정을 위한 신호라인이고 그 양 옆의 두 개는 센서에 공통으로 연결된 센서 그라운드라인이고, 가장자리에 배치된 두 개의 패드가

가열기에 전원을 공급하기 위한 패드이다. 그림 2-9는 그림 2-8에서 한 센서에 해당되는 단면구조를 보여주는 그림이다. 기본적인 구조는 가운데 고분자 기판을 중심으로 원하는 모양으로 형상화된 상부 금속라인과 하부 금속라인이 있다. 상부 금속라인은 센싱을 위한 감지 전극 및 외부 전자회로와 연결을 위한 접촉패드, 하부는 가열기를 위한 금속라인으로 사용된다. 전극을 가지고 있는 고분자기판은 노출이 필요 없는 부분을 보호하기 위하여 상부 보호필름과 하부 보호필름으로 감싸진다. 보호필름은 중심의 기판에 부착하기 위하여 고분자 접착층과 폴리이미드 고분자 층으로 구성된다. 노출이 되는 부분은 센서가 형성되어야 하는 감지전극 영역과 전기적인 연결이 필요한 패드 부분은 부착하기 전에 기계 가공을 통하여 원하는 형태로 가공하고, 이를 중심 기판과 정렬한 이후에 부착한다. 노출된 금속은 전기적인 접점 특성을 향상하기 위하여 표면에 금속 도금박막을 형성해 주고, 최종적으로 감지 전극 위에 센서를 형성시킴으로써 센서 어레이 칩 제조를 마친다.



<그림 2-8> 제작된 센서 어레이 칩



□: polyimide ▨: adhesive ■: Cu metal
 ▨: Ni/Au ●: carbon black composite

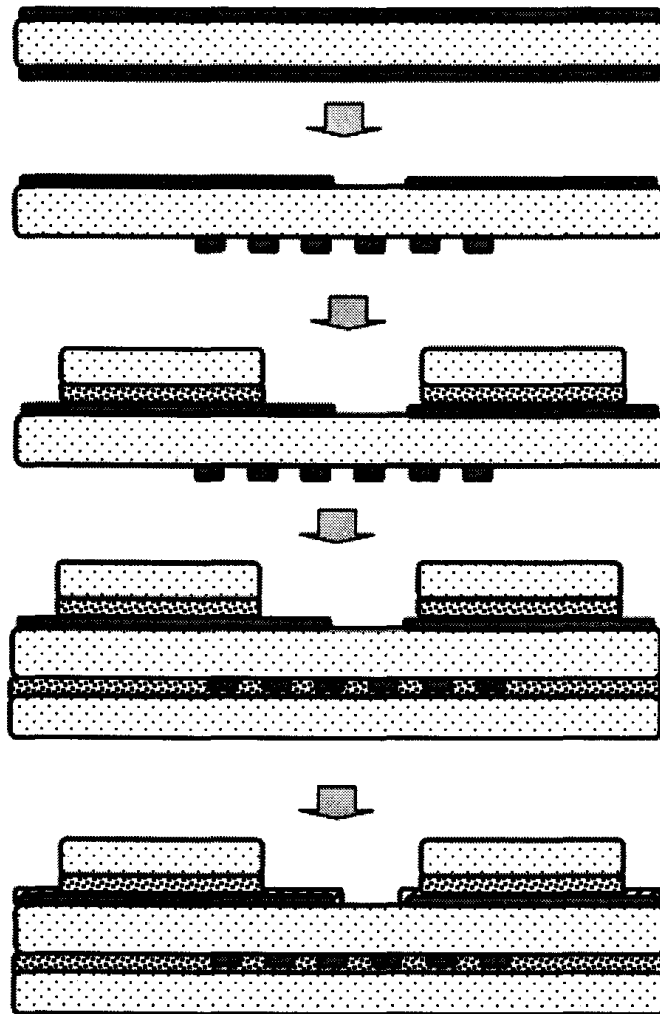
<그림 2-9> 제작된 센서 어레이 칩의 단면 구조도

그림 2-10는 이러한 고분자기판 기반으로 센서 어레이 칩 구조체를 제작하는 구체적인 공정 흐름도이다. 이것은 유연성 전자회로보드(flexible printed circuit board, FPCB) 제작에 사용되는 제작 공정을 기본으로 하여 센서 어레이 칩에서 요구되는 저전력과 센싱 소재와 기판과의 상호작용이 최소화되도록 기본 제작공정을 일부 수정하여 제작하였다.

센서 어레이 구조체 제조 방법을 단계별로 구체적으로 살펴보면 다음과 같다.

금속 막 형성: 먼저 고분자기판을 기본 기판으로 하여 여기에 구리 박막을 양면에 증착한다. 고분자기판으로는 일반적으로 폴리이미드 (polyimide), 폴리에스터 (polyester), 폴리우레탄 (polyurethane)과 같은 고분자소재로 구성된 기판을 이용하고 이들의 두께는 10 - 200 μm 인 것이 바람직하다. 일반적인 FPCB 공정에서는 구리 전도층이 필름 형태로 부착된 고분자기판을 많이 사용하지만 본 발명에서는 열 손실을 최소화하기 위하여 센싱 영역의 두께를 줄이고, 센싱 막 제작시 수반되는 유기 용제와 유기 접착층의 상호작용을 없애기 위하여 구리 박막을 고분자기판 위에 직접 형성시켰다. 고분자 기판과 구리박막과의 접착력을

증대하기 위하여 sputtering 진공 증착법을 이용하여 0.1 μm 내외의 두께로 니켈 층을 고분자 기판의 양면에 형성시킨 다음에 전기화학적인 방법으로 구리 박막을 2 - 20 μm 두께로 형성한다. 고분자기판과의 접착력을 증가시키는 또 다른 물질로는 크롬(Cr) 또는 타이타늄(Ti) 등도 사용 가능하다.



<그림 2-10> 폴리이미드 센서 기판 제작 공정 흐름도

감지 전극 및 미소가열기 형성: 형성된 구리 박막을 원하는 형태로 형상화, 즉 패터닝(patterning)하여 감지 전극들과 미소 가열기를 구현한다. 패터닝 공정은 FPCB 제작 공정에서 널리 사용되는 인쇄법(screen printing) 또는 사진법(photolithography)을 이용하여 수행한다. 이러한 공정은 고분자 필름을 이용하여 대량생산이 가능한 roll-to-roll 방식을 이용할 수 있다는 장점을 갖는다. 감지 전극은 여러 가지 형태로 구현 가능하지만 전기 전도성 변화형 센서와 같은 경우에 일반적으로 평면에 엇갈린 빗살 모양을 갖는 interdigitated 형태로 구현한다. 그림 2-8에서는 전극간의 거리가 300 μm 이고 감지 영역은 2 mm 지름을 갖는 원형으로 구현하였다. 미소가열기의 경우는 센서들이 위치한 영역 아래쪽에 라인 100 μm 선폭과 200 μm 간격을 갖도록 배치한 단일 구리 금속라인으로 구현하였다.

상부 보호필름 부착: 금속라인의 경우 외부 노출로 인하여 야기되는 전기적인 간섭이나 외부에 의한 손상을 방지하기 위하여 상부의 감지전극 부위와 전기적인 연결부인 패드 영역을 제외한 부분을 커버필름을 부착하여 보호한다. 상부 보호필름은 구체적으로 부착이 용이하도록 유기물 접착층이 부착된 고분자기판을 사용한다. 이러한 형태의 보호필름들은 많은 종류들이 상용화 되어 사용이 가능하고, 부착하기 전에 원하는 형태로 기계가공 작업을 한 후에 중심 고분자기판과 정렬시켜 부착하게 된다. 접착층으로 바람직한 것은 아크릴 또는 에폭시 계열의 유기용제들이 많이 사용되고, 고분자 기판으로는 폴리이미드(polyimide), 폴리에스터(polyester), 폴리우레탄(polyurethan) 등들이 널리 사용된다. 각 층의 두께는 10 - 200 μm 정도가 이상적이다.

하부 보호필름 부착: 하부에도 상부와 마찬가지로 미소 가열기를 외부 환경과 차단하기 위하여 하부 보호필름을 이용하여 기판 하부를 감싸준다. 사용되는 소재와 방법은

상부 보호필름과 동일하고, 다만 패드 영역에 해당하는 부위는 전기적인 연결을 이루기 위하여 물리적인 접합이 이루어지는 부위이므로 이를 지탱하기 위하여 보강판을 부착시키기도 한다. 이러한 보강판 재료는 수백 μm 이상의 두께를 가지는 glass epoxy, paper phenol, polyimide, polyester 등이 널리 사용된다. 한편 미소가열기의 소비 전력을 줄이기 위하여 가열기 라인이 밀접하여 있는 중심 부위는 보호 필름을 제거한 형태로 가공하여 사용할 수 있다. 이러한 경우는 센서어레이 칩을 내장시키는 구조체에 의해서 가열기와 외부와의 간섭을 배제시키도록 하여야 한다.

금속 도금박막 형성: 외부로 노출된 구리 박막의 경우에 외부 환경에 의하여 산화하거나 성능이 저하되는 것을 방지하기 위하여 전기 도금 처리를 하여 준다. 이러한 도금처리로 널리 이용되는 소재는 납땜도금과 금도금이 있다. 납땜의 경우는 납을 이용하여 전기적인 연결을 시키는 응용 분야에 유용하게 이용되고, 금도금의 경우는 금이 가지고 있는 높은 전기 전도성과 화학반응에 대한 강한 내성으로 인하여 일반적인 패드 및 보호 용도에 훌륭한 소재 이다. 바람직하게는 도금의 두께는 1 - 30 μm 정도가 이상적이고, 구리와 도금 금속 사이의 접착력을 향상하기 위하여 추가적인 접착층 금속을 매우 얇게 형성하여 준다. 금도금의 경우에 니켈이 널리 사용된다.

실리콘 벌크 마이크로머시닝 공정으로 제작된 센서 어레이 구조체를 이용하여 초소형, 저전력 센서어레이 칩을 성공적으로 구현할 수 있지만, 상대적으로 큰 칩 사이즈와 고가의 반도체 공정을 사용하여야 함으로써 센서 어레이 칩을 제작하는 단가가 높다는 단점을 지닌다. 이러한 점을 보완하고 인체에 부착 가능하도록 유연성을 부가하기 위하여 위와 같은 폴리이미드 기반의 센서

구조체를 개발하였다. 이러한 방법은 저가로 대량 생산이 가능한 유연한 센서 어레이라는 장점을 갖는다. 더불어 고분자 물질을 이용한 센서의 감지 특성이 온도에 의존하기 때문에 이를 배제하기 위하여 온도제어를 가능하게 하는 미소가열기도 본 센서 구조체 안에 내장되도록 하였다. 본 공정이 표준 FPCB 제조 과정을 개선하여 사용한 공정은 가열에 따른 열 손실을 최소화하기 위하여 가열되는 폴리이미드 기판의 두께를 최소화 하였고, 특히 폴리이미드와 Cu 막 사이의 유기물 접착층을 제거한 구조를 채택하였다. Cu 막은 가열기 및 온도 센서로 사용하기에 적당한 저항을 유지하기 위하여 선폭 100 μm , 두께 8 μm 로 제작하였다.

그림 2-8의 일체형 센서 어레이 칩은 실장을 위한 주위의 여유 공간까지 포함한 전체 크기는 18 × 18 mm² 이며 8개의 센서를 제작 가능하도록 구성되어 있다. 각각의 센서는 직경 2 mm 크기의 보호막에 의해 노출된 감지영역을 갖고 중앙에 노출된 감지전극이 위치한다. 실제로 센서 칩을 제작하기 위하여 8 종류의 다른 고분자를 사용하여 센싱 물질을 casting 방법으로 형성하였다. 사용된 고분자는 표 2-2에 정리하였다. 여기에서 sensor 2와 4는 DGD를, sensor 6은 DOP을 첨가제로 사용하여 센서를 제작하였다. 제작된 센서 어레이 칩은 실온에 한 시간이상 방치함으로써 용매가 증발하도록 한 후에, 100 $^{\circ}\text{C}$ 진공에서 10시간 이상 추가로 건조함으로써 감지막 내부에 잔류하고 있는 나머지 용매 분자들도 제거한다. 이러한 고온 진공 열처리는 센서의 초기 저항을 빠른 시간에 안정화시키는 효과가 있다.

<표 2-2> 제작된 카본 블랙-고분자 혼합체 센서 어레이에 사용된 고분자

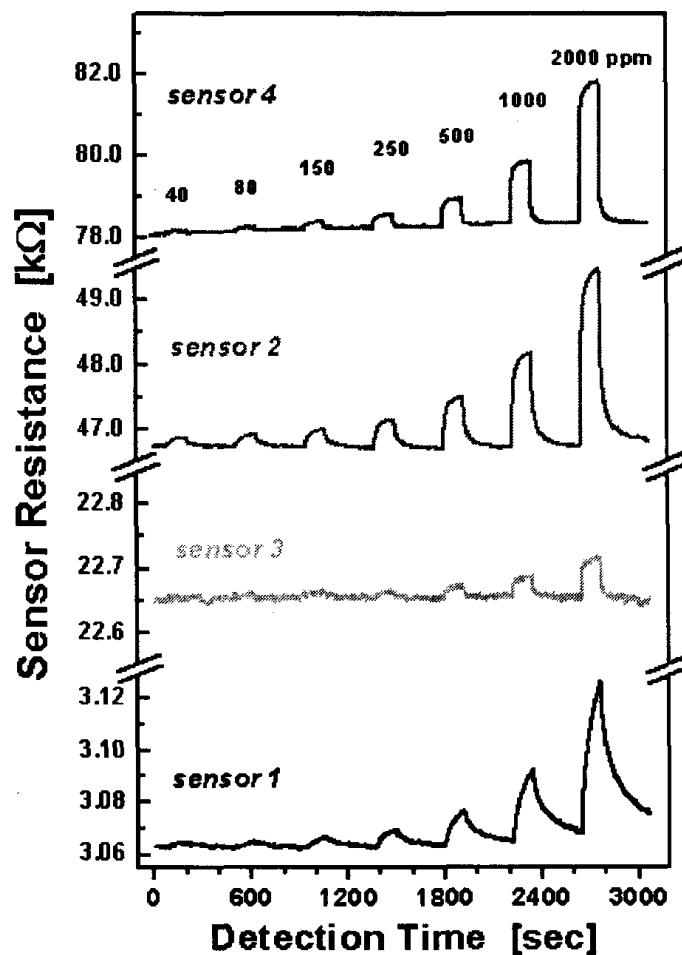
Channel No.	ID	Polymer chemical name
Sensor 1	EC	Ethyl cellulose
Sensor 2	HPC	hydroxypropyl cellulose
Sensor 3	PVS	poly(vinyl stearate);
Sensor 4	PVA	poly(vinyl acetate)
Sensor 5	PS-PIP-PS	polystyrene-black-polyisoprene-black-polystyrene); 14% PS
Sensor 6	PVP	polyvinylpyrrolidone
Sensor 7	PS-BD	poly(styrene-co-butadiene); 45wt% styrene
Sensor 8	PEG	poly(ethylene glycol)

4. 화학센서 어레이 제작 및 감지 특성 평가

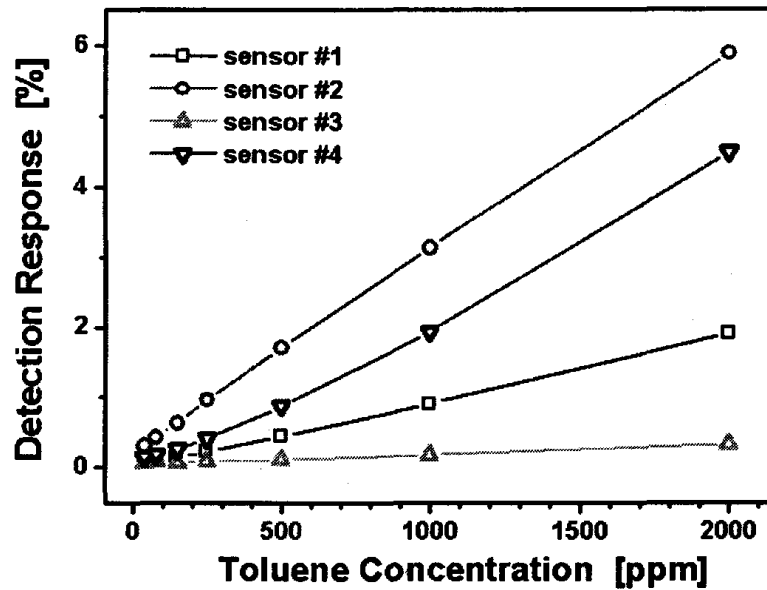
제작된 센서 어레이 칩의 센싱 특성을 확인하기 위하여 그림 2-11은 사용된 sensor 1에서 4까지의 네 종류의 센서들에 대한 실온에서의 톨루엔 (toluene) 농도를 40에서 2000ppm으로 증가시키면서 얻은 저항 변화 곡선을 보여준다. 시료를 건조 공기에 희석하여 흐름 (flow) 조건으로 시료에 전달하면서 저항 변화를 측정하였다. 시료를 주입해주는 시간은 2분, 원래의 상태로 회복하는 시간은 5분으로 하였다. 반응속도가 늦은 sensor 4을 제외하고는 회복시간 안에 원래의 저항 상태로 잘 복구함을 관측할 수 있다. 그림 2-12는 앞에서 얻은 저항변화를 센서 반응감도로 전환하여 이를 농도 변화에 따라서 그린 곡선이다. 반응 감도는 일반적으로 고분자 센서들에서 사용되는 초기 저항에 대한 최대 저항 변화의 백분율로 나타냈다.

$$R_{det} = 100 \times \frac{(R_{max} - R_0)}{R_0} \quad (2-1)$$

여기에서 R_{det} 은 반응 감도, R_{max} 시료에 노출된 이후에 최대로 변화한 센서 저항, R_0 는 초기 센서 저항을 의미한다. 그림 2-12에서 보여주는 4 종류의 다른 센서들은 톨루엔 농도에 따라서 선형적으로 반응 감도가 증가하고 센서에 따라서 서로 다른 감지 크기를 보여 줌을 확인할 수 있다. 이러한 관측은 다른 휘발성 유기물에 대해서도 관측을 수행하였다.



<그림 2-11> 톨루엔 주입에 따른 시간-센서 저항 변화 곡선



<그림 2-12> 톨루엔 농도에 따른 반응 감도 변화

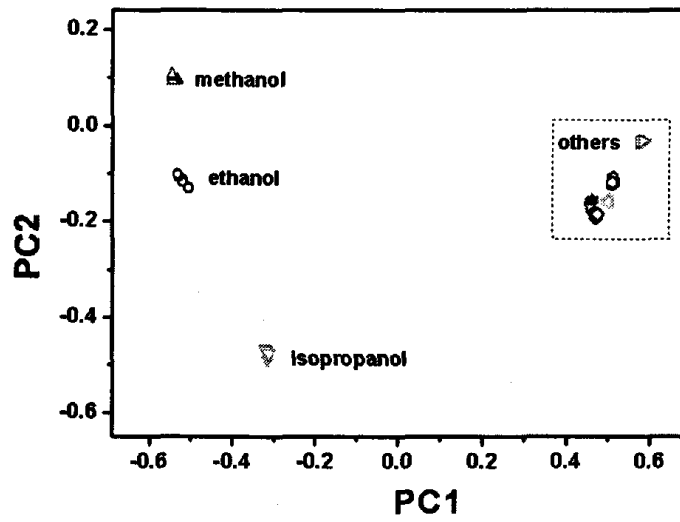
센서 어레이를 통하여 미지의 시료를 판별하기 위하여 각각의 센서가 가지는 감지 반응 곡선에서 추출한 매개변수를 이용하여 패턴인식 프로그램을 수행한다. 지금까지 다양한 패턴인식 프로그램들이 개발되어왔고 그 중에서 가장 대표적이고 간단한 것이 principal component analysis (PCA) 방법이다. 이 방법은 측정된 다차원 감지 패턴 벡터를 주어진 분석 업무에 대하여 가장 잘 구분하여 표현할 수 있도록 벡터 선형변환을 통하여 새로운 좌표축으로 나타내는 것이다. 즉, 다차원 문제를 더 낮은 차원에서 취급하게 함으로써 손쉽게 시각화하거나 중요한 부분만 국부적으로 계산함으로써 계산 작업량을 줄일 수 있다. 그림 2-13은 제작된 8채널 센서 어레이 칩을 이용하여 다양한 휘발성 유기물 분자에 대하여 센서 감응 측정 실험을 수행한 후에 이들에 대한 분별을 PCA 방법으로 분석한 결과이다. 여기에서는 8차원 데이터를 가장 중요한 2차원 좌표(PC1, PC2)에서 도식화한 결과를 보여주는 것이다. 그림 2-13(a)는 실험을

수행한 8가지 유기물 분자(에탄올, 메탄올, 2-프로판올, 벤젠, 톨루엔, 헵테인, 헥세인, 사이클로 헥세인)에 대한 결과를 보여 주는 것이고, 그림 2-13(b)는 알콜 화합물을 제외한 데이터를 확대하여 보여준 그림이다. 이 결과로부터 알콜 화합물이 상대적으로 잘 구분되고, 나머지 시료들도 확대된 그림 2-13(b)에서 구별 가능함을 확인하였다. 이러한 표준 측정을 통해 얻은 교육집단 데이터를 활용하면 미지의 시료에 대해 분별이 가능하게 된다.

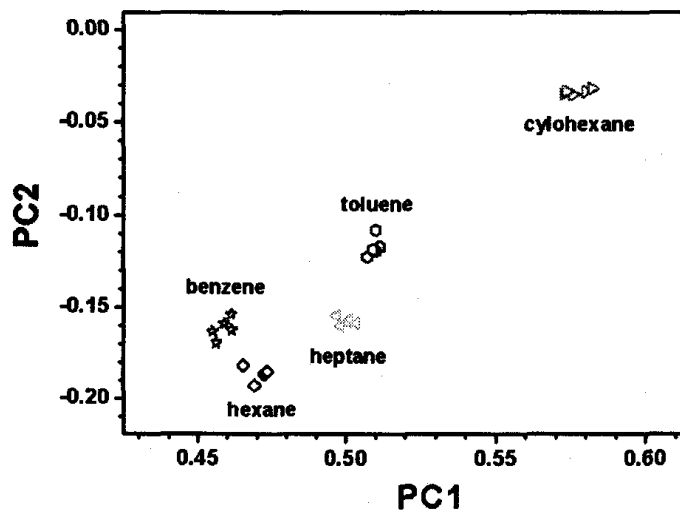
서로 다른 시료 그룹들 사이의 정량적인 분해능 (resolution factor, RF)을 계산하기 위하여 아래와 같은 식을 이용하였다.

$$RF = \frac{\delta}{\sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}} \quad (2-2)$$

여기에서 δ 는 다차원 유클리드 공간상의 거리, ρ_1 or ρ_2 는 그룹 1 또는 2의 표준 편차를 의미한다. 이러한 분해능은 크면 클수록 두 그룹 사이의 구분이 용이하다는 것을 의미한다. 즉 분해능 수치가 의미하는 바는 두 그룹간의 거리가 두 그룹에서 발생하는 분산도에 비하여 얼마나 큰지를 상대적인 비율로 표시한 것이라고 할 수 있다.



<그림 2-13a> 휘발성 유기물 판별에 관한 PCA 분석 결과



<그림 2-13b> 상부 그림의 점선 부위를 확대한 그림

표2-3은 이렇게 계산된 분해능 수치를 정리한 결과를 보여 준다. 여기에서 화학 구조 및 성질이 유사한 톨루엔-벤젠, 헥세인-헵테인 사이의 분해능이 작고, 알코올은 상대적으로 잘 구별함을 알 수 있다. 이러한 결과는 단순히 그림 2-13에서의 그룹간의 거리를 계산하여 정량적인 수치로 표시하였다고 볼 수 있다. 결론적으로 본 연구를 통하여 유연성 폴리이미드를 사용하여 제작된 카본 블랙-고분자 혼합체 센서 어레이를 이용하여 휘발성 유기물 분자들을 효율적으로 감지가 가능하고 패턴인식을 통하여 분별도 가능함을 확인하였다. 현재의 최저 감지 농도가 대략적으로 1 - 10 ppm 정도이고, 앞으로 더욱 낮은 농도까지 감지가 가능한 고감도 센서 물질 개발이 필요하다.

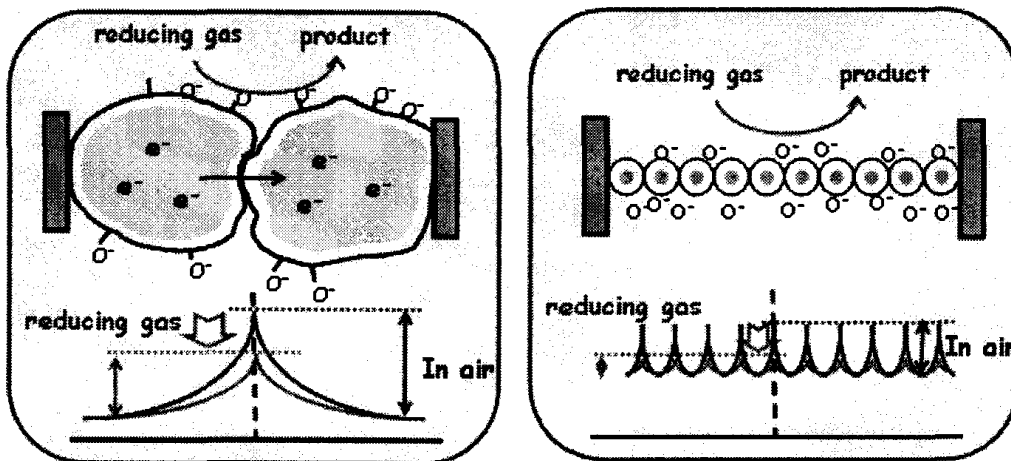
<표 2-3> 측정된 시료 그룹 사이의 분해능 수치

	methanol	<i>i</i> -propanol	hexane	heptane	<i>cyc</i> -hexane	toluene	benzene
ethanol	12.1	22.3	53.3	61.7	65.7	60.2	24.8
methanol		48.0	80.8	110.0	113.9	100.6	27.5
<i>i</i> -propanol			58.5	76.3	85.4	73.5	22.5
hexane				3.6	16.5	24.8	7.6
heptane					20.0	34.0	8.0
<i>cyc</i> -hexane						27.8	7.0
toluene							0.9

제 3 절 나노 소재를 이용한 고성능 바이오센서 기술

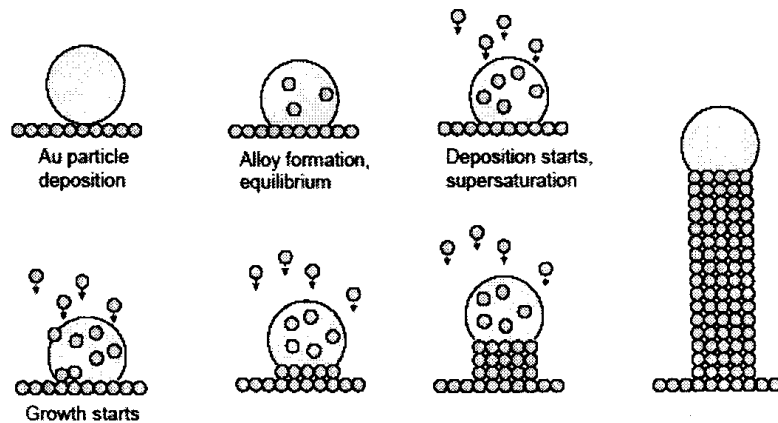
1. 금속 산화물 나노 소재 합성

반도체형 금속 산화물 소재는 오래 전부터 화학센서로 널리 사용되어 왔다. 그림 2-14의 왼쪽 도식도는 n -형 반도체 금속산화물 센서에서 암모니아와 같은 환원성 분자에 대한 감지 매카니즘을 보여준다. 먼저 대기 중에 금속산화물을 방치하면 표면에 산소 흡착으로 인한 음전하 층이 형성됨으로써 마이크로 입자 사이에서 에너지장벽이 형성된다. 다음에 피분석 환원성 기체가 들어오면 표면에 존재하는 산소 음전하 층과 반응하여 에너지장벽을 낮추게 되어서 저항을 측정하면 감소하는 센서 반응을 보이게 된다. 오른쪽 그림은 나노 입자에서의 감지 매카니즘을 보여준다. 기본적인 반응 원리는 동일하지만 입자의 크기가 감소함으로써 에너지장벽이 낮고 표면적이 증가함으로써 감지에 참여하는 면적이 증가한다는 것이 가장 큰 차이점이다.



<그림 2-14> 마이크로(왼쪽) 및 나노(오른쪽) 입자 금속 산화물의 환원성 화학종 감지 매카니즘에 대한 도식도

본 연구에서는 기존에 널리 사용되는 마이크로 크기의 금속산화물 입자 대신에 나노 금속산화물을 이용하여 저온에서 고감도로 화학 물질을 감지하는 센서를 제작하는 것을 연구목적으로 하여 관련 나노소재를 발굴하는 실험을 수행하였다. 나노소재의 경우 에너지장벽 높이가 감소하므로 낮은 에너지 즉 낮은 온도에서도 감지 반응이 일어날 수 있고, 부피에 대한 표면적이 크므로 단위 부피당 감지 면적이 증가함으로써 감도가 일반적으로 증가하게 된다. 대표적인 금속 산화물 센서 물질로는 SnO₂, WO₃, In₂O₃, TiO₂ 등이 있다.



<그림 2-15> 기상에서 기체-액체-고체 매카니즘을 통한 나노선 성장을 보여주는 모식도

이러한 나노 입자를 성장시키는 대표적인 방법으로는 그림 2-15에서 보여주는 기체-액체-고체 매카니즘을 활용한 나노선 성장 방법이다. 이러한 성장은 금 나노 입자와 같은 촉매를 이용하여 기체상태로 이송되는 금속산화물 전구체가 금 입자와 결합하여 일시적인 액체상의 합금 상태를 통하여 금속산화물을 나노 선 형태로 성장 시키는 방법이다. 성장이 금 입자와 금속 산화물 전구체가 녹아있는

액상에서만 일어나므로 성장된 나노 선의 직경이 금 나노 입자의 직경에 의존하게 된다. 이러한 금 입자를 활용한 기상 성장법은 효과적으로 긴 와이어 형태의 나노소재를 만들 수 있다는 장점과 성장된 나노소재가 다양한 길이 또는 모양으로 존재하게 된다는 단점이 있다.

균일하게 나노 형태를 제어할 수 있는 합성법으로는 용액상에서 열과 표면 활성제를 이용하는 solvothermal 용액 합성법이 있다. 이러한 합성은 사용하는 시료들과 표면 활성제가 가지는 자발적인 화학반응 및 상호작용을 이용하므로 가장 안정한 형태의 나노 입자를 균일하게 만들 수 있다. 하지만 길이가 아주 큰 모양과 같이 안정한 형태로 존재하기 어려운 나노 소재는 합성하기 어렵다. 본 연구에서는 고려대와 숭실대와의 공동 연구를 통하여 용액법을 이용한 WO_x , In_2O_3 나노입자 합성과 기상법을 활용하여 제조한 In_2O_3 , TiO_2 나노소재 관해서 아래에 정리하였다.

나노막대 텨스텐 산화물에 대한 합성법과 물성은 전년도 과제보고서를 참조 바란다. 간략하게 설명하면 용액상에서 아래와 같은 화학반응식을 통하여 길이가 75nm 폭이 4nm 정도인 막대 구조의 텨스텐 산화물을 균일하게 얻을 수 있었다. 본 산화물의 중요한 특성은 균일한 나노막대 구조를 가진다는 것과 안정한 WO_3 와 비교할 때 산소가 부족한, 즉 활성 반응사이트가 많아 존재하는 $WO_{2.7}$ 구조를 갖는다는 것이다. 이러한 활성 사이트는 화학 센서 측면에서도 저온에서 감지 반응을 보여줄 수 있다는 장점을 가진다.

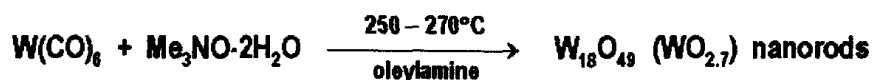
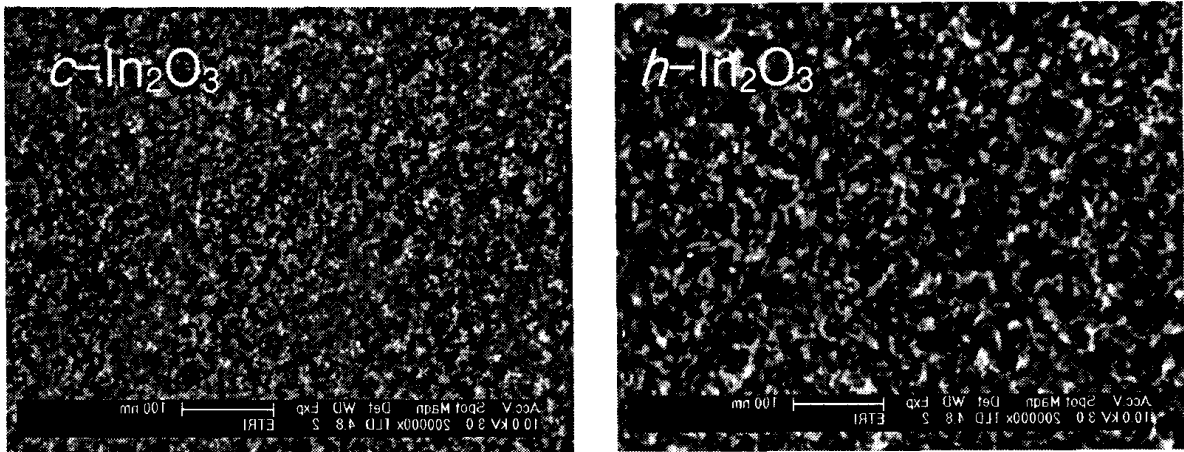


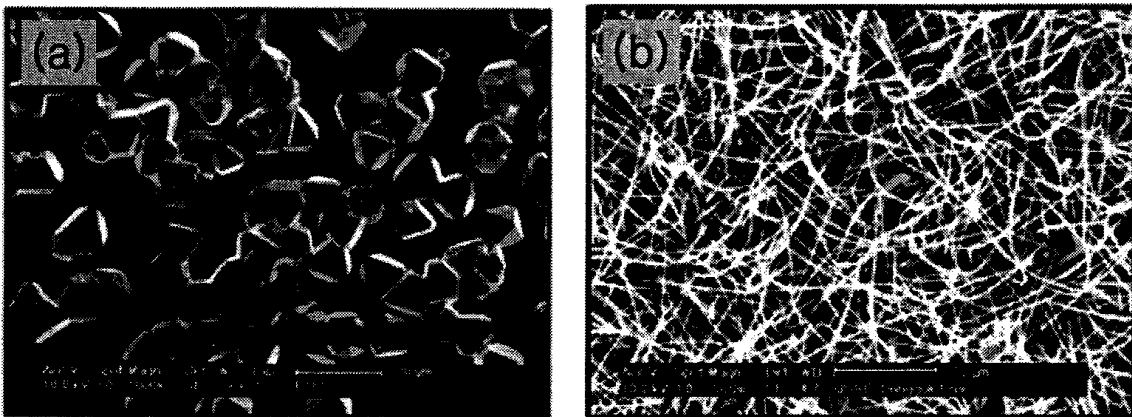
그림 2-16은 용액상에서 합성된 두 종류의 다른 In_2O_3 나노 입자를 보여주는 SEM 사진이다. TEM 분석을 통하여 구형의 모양과 5nm 내외의 크기를 가짐을 확인하였다. 여기에서 특이할 만한 사항은 용액 합성법의 실험 조건을 제어하여 cubic 또는 hexagonal 결정 구조를 갖는 나노 입자를 선택적으로 합성 할 수 있다는 것이다. 고전적인 마이크로 입자에서는 여러 종류의 결정구조가 존재하는 다결정 상태로 존재하고 기상법에 의하여 제조된 경우에도 아직까지 위와 같이 두 종류의 결정성을 선택적으로 합성하지 못하였다. 그리고, 5nm 입자의 크기는 음전하 층이 형성되는 depletion layer 두께에 상응하므로 나노 입자 전체가 화학 감지 반응에 참여할 수 있어서 매우 높은 감지 감도를 기대할 수 있을 것이다. 현재 기초적인 화학센서 감지 반응에 대한 측정 실험을 통하여 다양한 화학종에 대한 감지가 가능하다는 것은 확인한 상태이고 계속하여 다양한 측정 조건에서 실험을 수행하고 있다.



<그림 2-16> 용액법으로 합성된 In_2O_3 나노입자 SEM 사진

다음으로는 기상법으로 제조한 In_2O_3 다면체구조 입자와 TiO_2 나노 선 금속산화물 소재에 대한 것이다. 이들의 구조는 아래의 그림 2-17에서 보여준다. 왼쪽 그림의 In_2O_3 나노 입자의 경우에는 수 μm 정도의 상대적으로 큰 입자를 다양한 다면체 구조로 합성할 수 있었다. 성장하는 위치에 따라서 이러한 입자 구조 이외에도 나노 선 구조도 가능하였다. 현재 이러한 다양한 구조 합성을 일으키는 중요인자를 찾아내어 선택적으로 한 가지 형태의 In_2O_3 나노소재를 만들기 위하여 노력 중이다.

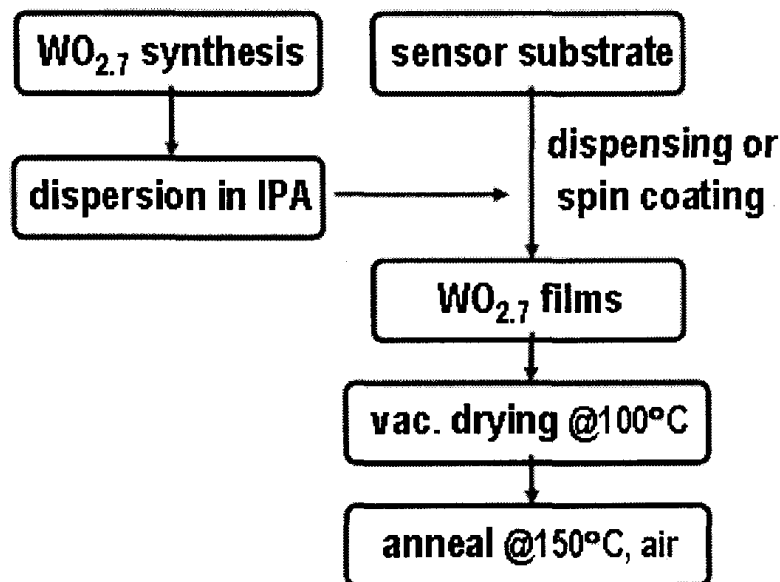
그림 2-17 오른쪽 그림은 나노 선 구조로 합성된 TiO_2 를 보여준다. 현재 길이가 수백 μm 정도로 긴 형태로 합성이 가능하였다. 이러한 나노소재는 한 가닥의 나노 선을 이용하여 나노 화학센서를 제조하여 평가할 예정이다.



<그림 2-17> 기상법으로 합성된 In_2O_3 입자 (왼쪽)과 TiO_2 나노선 (오른쪽) SEM 사진

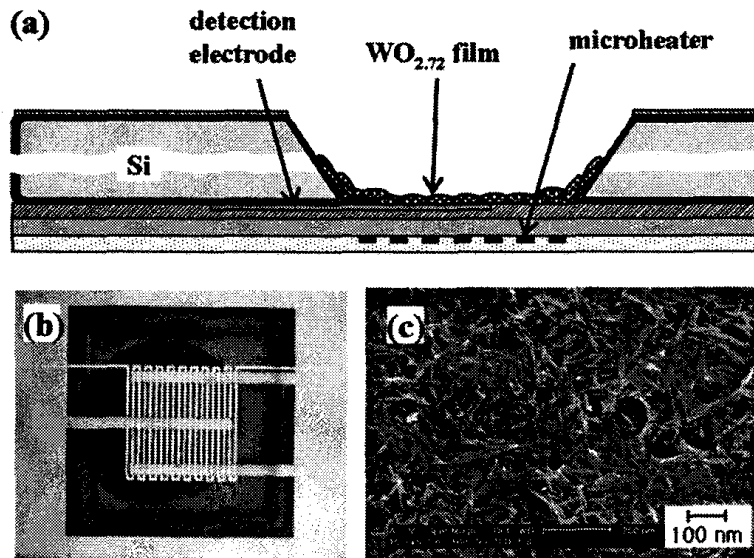
2. 나노막대 텡스텐 산화물 화학센서의 감지 특성

나노막대 텡스텐 산화물이 녹아 있는 용액을 이용하여 센서를 만드는 공정 흐름도를 그림 2-18에 도식화하였다. 일반적으로 알코올 용액에 산화물을 sonication 처리를 통하여 분산시킨 이후에 이를 센서의 감지 전극 위에 떨어뜨려서 후속 건조처리를 통하여 센서를 제조한다. 이러한 casting 방법은 다양한 센서를 하나의 센서 기판에 어레이 형태로 제작하기에 용이하다. 또한 이러한 방법은 그림 2-8의 폴리이미드 센서 기판에도 쉽게 적용하여 센서 어레이를 만들 수 있다. 이러한 casting 방법은 spin coating 방법과 비교하여 용액과 기판 물질 사이의 친화도에 따라 건조된 이후 센서 물질이 남는 모양이 달라지고 정확한 두께로 제어하기는 어렵다.

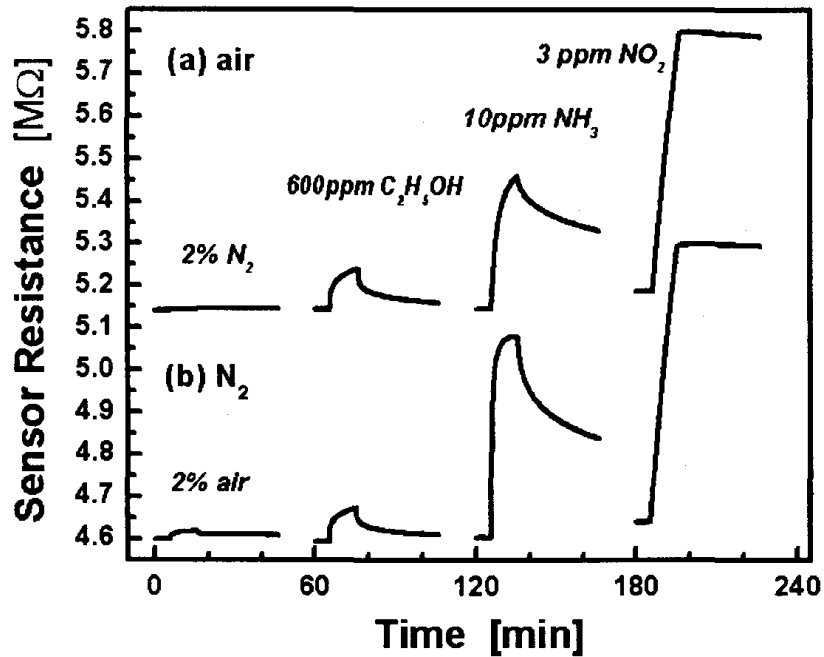


<그림 2-18> WO_{2.7} 센서의 제작 공정 흐름도

그림 2-19(a)는 실리콘 멤브레인 형태의 기판에 제작된 $WO_{2.7}$ 센서의 단면 구조를 보여주고, 그림 2-19(b)는 실제 센서 사진을 보여 준다. 사진에서 중심부에 동그란 동심원이 텅스텐 산화물이 건조 후 남아서 형성된 센싱 막을 보여주고 이를 확대하여 SEM으로 관측한 사진은 그림 2-19(c)에서 보여준다. 센서를 만드는 공정은 $150^{\circ}C$ 이하의 온도에서 진행되므로 용액에서 가지고 있는 나노 막대 형태가 감지막에서도 그대로 유지됨을 보여준다. 그리고 이러한 나노 막대 구조로 인하여 감지막이 다공성 특징을 가짐으로써 피분석 분자가 용이하게 감지막에 접근할 수 있어서 센서의 감지 반응속도가 빠르고, 넓은 표면에서 감지가 가능하므로 감도를 향상시킬 수 있을 것이다. 다양한 물성 분석 결과로부터 텅스텐 산화물 감지막은 용액상에서 합성된 텅스텐 산화물 (나노막대 $WO_{2.7}$) 입자들이 충분한 기공을 가지고 모여있는 상태로 존재함을 확인하였다.

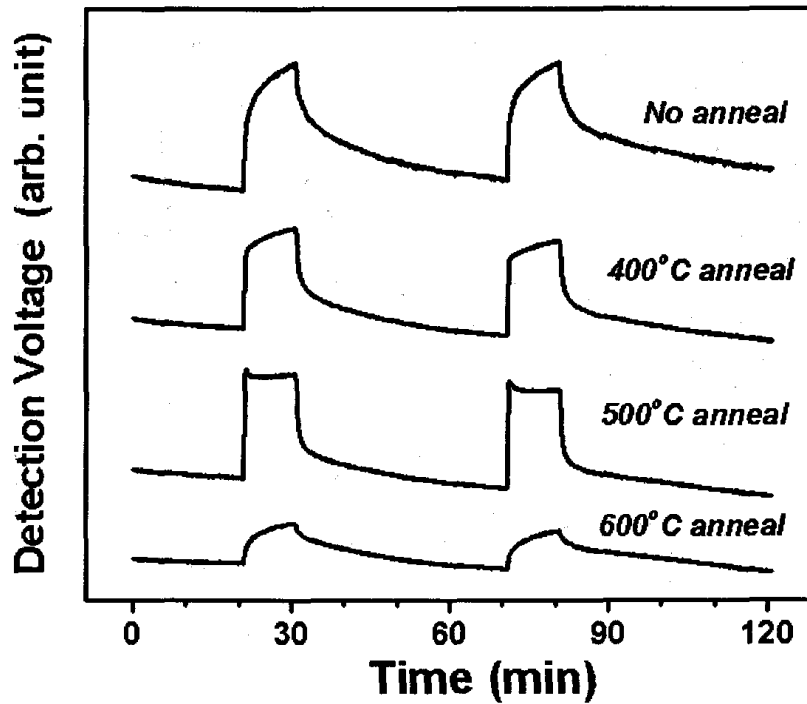


<그림 2-19> 제작된 $WO_{2.7}$ 센서의 단면 개요도(a), 사진(b), 및 센서의 표면 SEM 사진



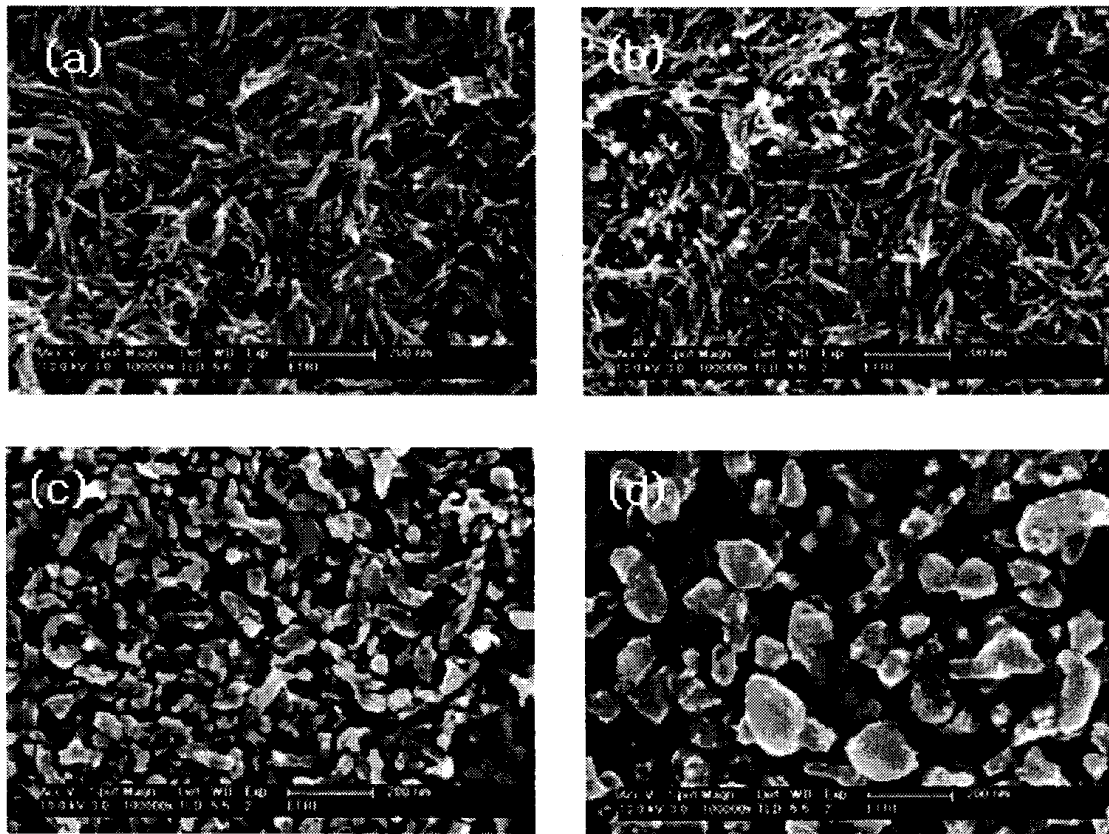
<그림 2-20> 제작된 $WO_{2.7}$ 센서의 다양한 대기 및 질소 분위기에서의 감지 곡선

그림 2-20은 실온에서 다양한 피분석 분자들(600ppm 에탄올, 10ppm 암모니아, 3ppm NO_2)에 관한 감지 반응을 대기 분위기와 질소 분위기에서 관측 결과이다. 두 경우 모두 모든 피분석 시료에 대한 센서 저항 변화가 관측되고, 질소분위기가 대기 분위기보다 반응 감도가 약간 컸다. 이러한 차이는 질소 분위기에서 건조 공기를 주입하여도 산소에 의하여 저항이 약간 증가하는 것으로부터 대기 조건에서는 산소에 의해 미리 활성 감지 사이트가 차지하여 감소하는 것으로 이해 된다. 일반적으로 금속산화물 센서가 $200^{\circ}C$ 이상의 고온에서 감지가 있어나지만 앞에서 설명한 것과 같이 $WO_{2.7}$ 센서가 가지는 나노 구조 및 활성 사이트로 인하여 실온에서도 감지가 가능함을 관측하였다. 이러한 실온 감지 특성은 저전력 센서 시스템을 구현하기 위해서 꼭 필요한 요구조건이다.



<그림 2-21> 질소 분위기 열처리 온도에 따른 $WO_{2.7}$ 센서의 에탄올 감지 곡선

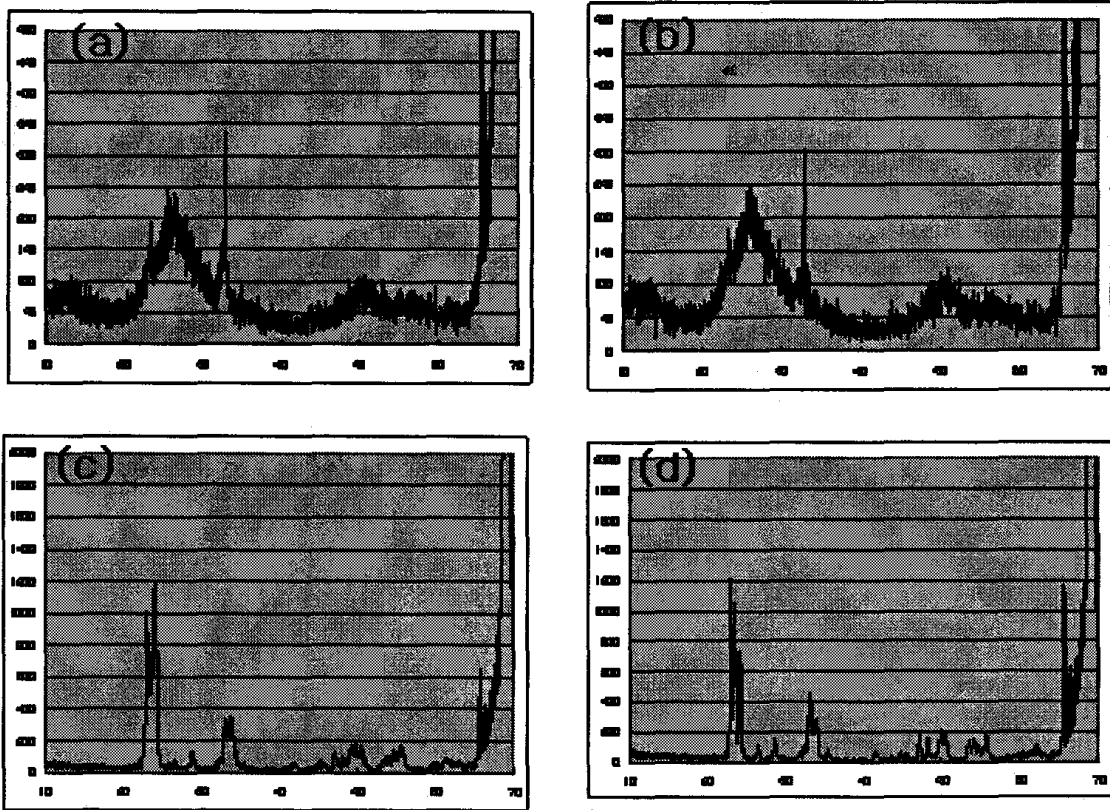
그림 2-21은 질소 분위기 하에서 300 - 700°C의 열처리 온도로 센서를 열처리 한 이후에 1000ppm 에탄올에 대하여 2회 측정된 결과를 보여준다. 여기에서 500°C 이하의 열처리 시료에 대해서는 반응 감도가 크게 변화하지 않으면서 감지 반응 시간이 짧아짐을 관측할 수 있다. 하지만 600°C 이상의 온도에서는 감도가 급격하게 감소하였다. 이러한 열처리 실험을 통하여 500°C 정도의 열처리 후속공정을 통하여 큰 감도손실 없이 반응 시간을 단축시킬 수 있었다. 하지만 산소 또는 대기 분위기에서의 실험에서는 온도에 무관하게 300°C 이상의 열처리를 하면 초기 저항 값이 시간에 따라 크게 변화하는 노이즈가 발생함을 관측하였다.



<그림 2-22> 질소 분위기 열처리 온도에 따른 $WO_{2.7}$ 센서의 표면 SEM 사진. (a) 400°C, (b) 500°C, (c) 600°C, (d) 700°C

이러한 열처리 온도에 따른 감도 변화의 원인을 찾아내기 위하여 열처리 시료에 대한 표면 구조(SEM) 및 결정성(XRD) 변화를 관측하였다. 그림 2-22는 열처리 온도에 따른 센서의 표면 구조 SEM 사진을 보여 준다. 600°C 이상에서 나노 막대의 형태가 사이즈가 큰 구형의 나노 입자로 변화함을 보여준다. 이것은 600°C 이상의 온도에서는 나노 막대들이 서로 응집하여 새로운 결정상을 만든다는 것으로 이해할 수 있다. 이를 확인하기 위해서 동일한 시료에 대하여 그림 2-23에서는 XRD 스펙트럼을 보여준다. 예측한 바와 같이 500°C 이하의

스펙트럼에서는 폭이 넓은 나노 입자 피크가 관측되다가 600°C 이상에서는 폭이 좁은 새로운 피크들이 높은 강도로 관측되기 시작하였다. 이것은 입자가 커지고 새로운 결정성이 형성되었다는 것을 보여주는 결과이다. 따라서 고온에서 감도 감소는 나노 입자가 마이크로 입자로 전이되어가고, 활성 사이트가 감소하여 안정한 WO_3 형태로 변화하여 간다는 물성 분석 결과로 잘 설명이 된다.



<그림 2-23> 질소 분위기 열처리 온도에 따른 $WO_{2.7}$ 센서의 XRD 스펙트럼. (a) 400°C, (b) 500°C, (c) 600°C, (d) 700°C

제3장 센서 일체형 초소형 통신소자 응용 기술 연구

여백

제3장 센서 일체형 초소형 통신소자 응용

기술 연구

제 1 절 Flexible Patch 형태의 초소형 물리량 측정 시스템 구현

1. 요구 사항 분석

사용자 그룹으로 고온 환경에서 작업하는 근무자와 직업 운동 선수를 목표 그룹으로 하여 각각의 상황에서 필요로 하는 요구사항을 정리하였다. 고온 근무자와 직업 운동 선수들은 땀을 많이 흘리게 되어 있으므로 방수에 대한 고려와 세탁에 대한 고려가 필요하다. 이 부분에서 기존의 Lifeshirts나 Bioshirts와 같은 접근 방식은 다음과 같은 문제점이 있다. 땀을 흡수하게 되므로 위생상 여러 벌의 옷을 준비해야 한다. 즉 매일 갈아 입을 수 있어야 한다. 이는 의복형태의 생산단가 외에도 보이지 않는 비용으로 시스템의 적용에 장애가 된다. 많은 경우 바이오 셔츠와 같은 형태의 시스템은 착용하는 데 시간이 걸리게 되는데 그 이유는 일단 바이오셔츠가 가장 피부에 접촉할 수 있게 상의를 완전 탈의하여야 하기 때문이다. 운동 선수들의 경우 바이오셔츠 자체가 무게 등이 구속요소로 작용하여 기록에 방해가 될 수 있다. 또한, 근무자와 운동 선수들의 체형이 다르기 때문에 다양한 크기의 제품을 구비해야 한다. 따라서 새롭게 개발되는 시스템은 다음과 같은 특성을 만족시켜야 한다.

- Easy Installation
- Easy Use
- Easy Maintenance
- Low Cost
- Minimal constriction

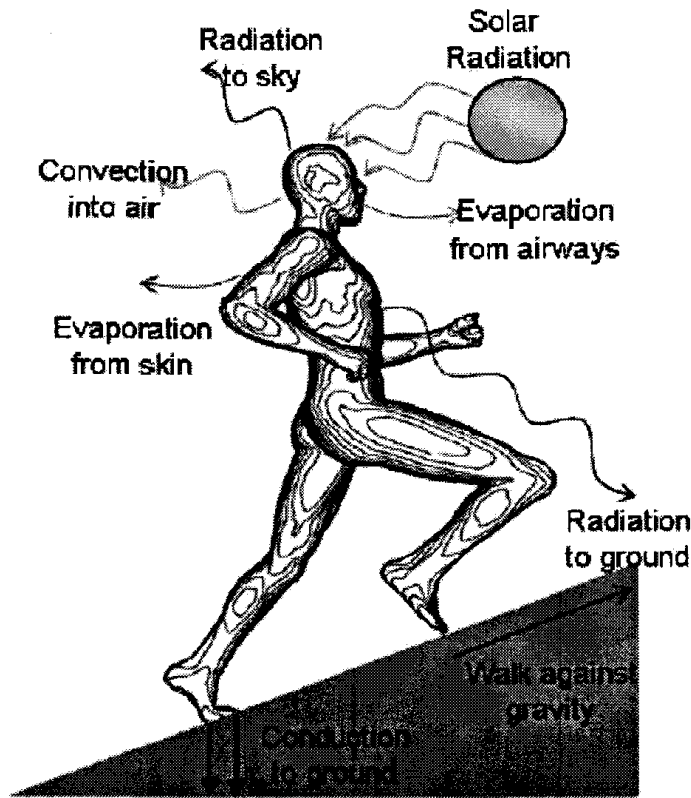
- Water-proof
- Light weight
- Adapt to various physical shape

이러한 하드웨어 요구사항 이외에 사용자들이 필요로 하는 서비스는 다음과 같이 정의 될 수 있다.

- Heat Stress Management Service
- 소비 열량 분석 서비스
- 운동 부하 실시간 분석 서비스
- 움직임 평가 서비스

2. 회로 설계

일반적으로 사람이 느끼는 Heat Stress 는 다음과 같은 요소의 영향을 받는 것으로 알려져 있다. 환경적 요소로는 온도, 습도, 복사 열, 공기의 순환이 있다. 기존에는 환경적 요소를 측정하기 위해 Wet Bulb Globe Temperature(WBGT)를 표준으로 이용하고 있다. WBGT 는 주로 검은 공, 젖은 공, 하얀 공의 온도를 측정하여 위에서 열거한 온도 습도, 복사 열, 공기의 순환 등을 종합적으로 판단한다. 환경적 요소 이외에는 기후에 대한 적응도와 현재 수행 중인 작업의 강도가 Heat Stress 에 영향을 미친다. 이러한 영향을 측정하기 위해서 다음과 같은 센서들을 선정하였다.

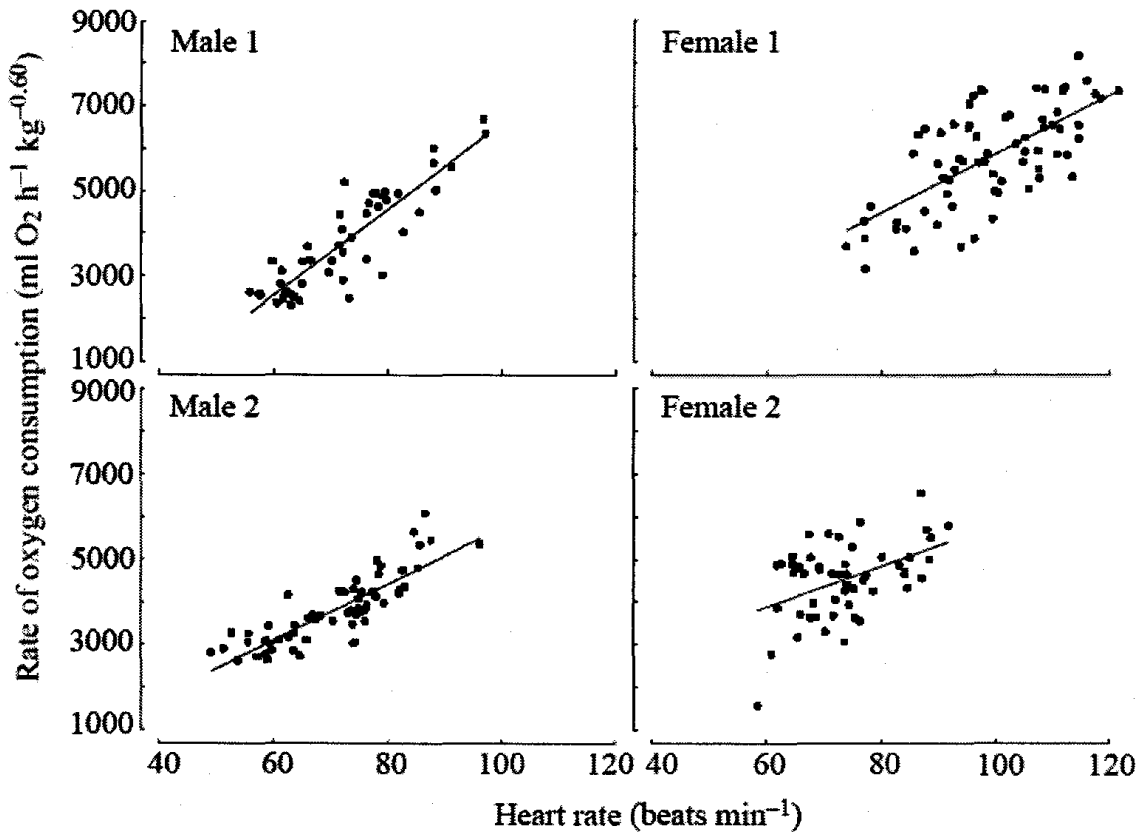


<그림 3-1> Heat Stress 에 영향을 미치는 환경적 요소

WBGT 값은 온도와 습도가 가장 중요하고 측정이 상대적으로 쉽기 때문에 온도 습도 센서를 선택하였다. 일반적으로 구름이 조금 있는 맑은 날을 기준으로 바람이 보통인 날의 경우 온도와 습도로부터 WBGT 값을 추정하는 식이 통용되고 있다. 기후에 대한 적응도는 측정하기 어려우며 일반적으로 사용자가 3 개월동안 어떤 기후 환경에 노출되었을 경우 적응되었다고 가정한다. 업무 강도는 일반적으로 심박수로 부터 구할 수 있기 때문에 심박수를 측정할 수 있는 심전도 회로를 추가하였다. 사용자의 움직임을 평가하기 위해서는 가속도 회로가 필요하다.

소비열량을 분석하기 위해서는 여러가지 방법이 있을 수 있다. 일반적으로 기준으로 사용되는 방법은 호흡가스를 분석하는 것이지만 이러한 방식은 휴대용으로 적용되기에는 어려움이 있다. 분당 평균 심박수와 분당 평균 칼로리 소모량은 상관 관계가 있는 것으로 알려져 있다. 아래 그림은 각각의 경우에

대해 실험적으로 측정된 심박수와 칼로리 소모량과의 관계를 보여준다. 또한 칼로리 소모량을 측정하는 또 다른 방법은 MET 방식에 따라 소모 칼로리를 구하는 방식으로 움직임에 따라 Mets 계수를 추정할 수 있는 수단이 필요하며 이는 가속도 센서로 추정할 수 있다.

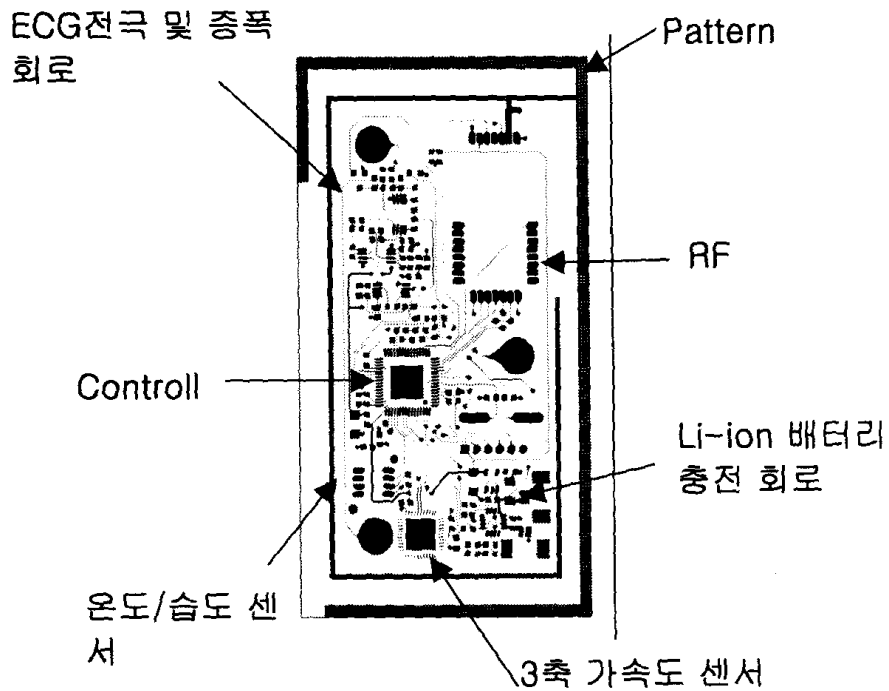


<그림 3-2> 심박수와 소비 열량과의 관계

정리하면 심박수를 측정할 수 있는 수단과 가속도 센서, 온도 센서, 습도 센서가 회로 구성을 위해 필요하다. 그 외에 회로 구성을 위해 필요한 사항을 정리해 보면 마이크로컨트롤러와 통신 모듈, 그리고 재충전이 가능한 리튬이온 배터리등이 필요하다. 이러한 하드웨어를 안테나를 제외한 9cm x 4cm 공간에 실장하였다. 아래그림은 주요 부품의 위치를 보여준다.

<표 3-1> 주요 부품 및 센서

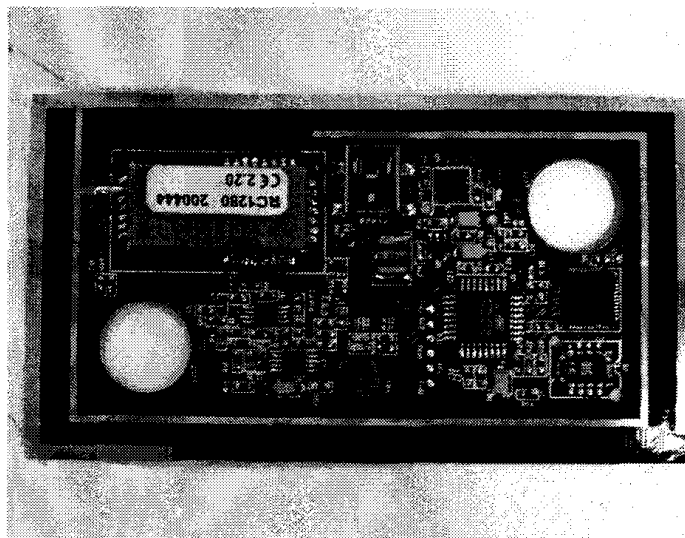
Microcontroller	Atmel	ATmega32
3축 가속도 센서	STmicro	LIS3L02DQ
온도 습도 센서	Sensiron	SHT15
RF 모듈	Radiocraft	RC1280



<그림 3-3 > 주요 부품의 배치

<표 3-2 > 하드웨어의 Specification

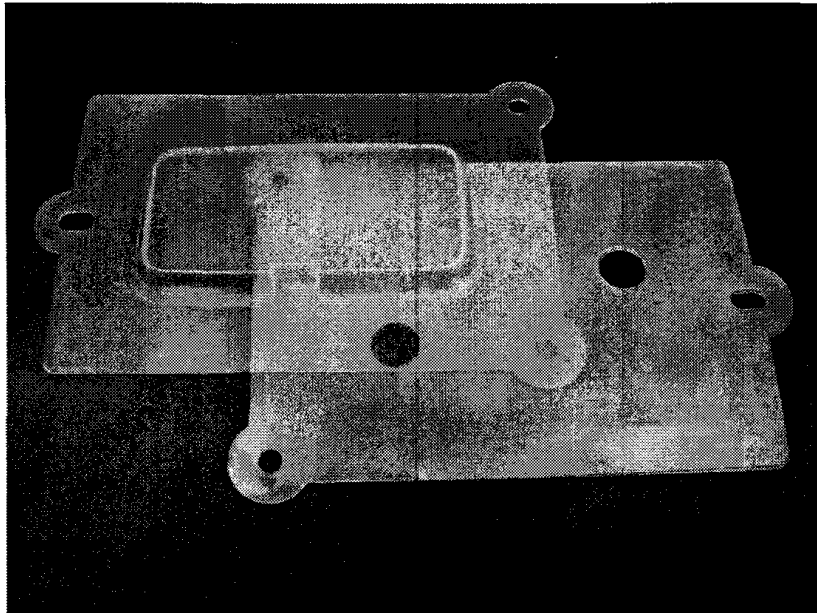
1. 재질: FPCB
2. 사이즈: 50 mm x 90 mm
3. 구성 및 성능
 - (1) ECG 회로
 - 단일 채널 ECG 회로, Single Supply
 - 200 Hz Sampling
 - (2) 온/습도 센서
 - 100 Hz Sampling
 - 습도 계산시 온도 보상
 - (3) 3축 가속도 센서
 - 10 Hz Sampling
 - (4) RF Module
 - 868 MHz 주파수(80 ch)
 - 4.8 kbps 전송 성능
 - fPCB Pattern Antenna
 - 300m 정도까지 데이터 전송 가능
 - (5) Power Consumption
 - RF: 20 mA
 - 온/습도: 1 mA(max)
 - 3축 가속도 센서: 1.5 mA(max)
 - Microcontroller 및 기타 회로: 4-5 mA
 - 전체 회로: 약 30 mA 정도 소모



<그림 3-4 > 완성된 하드웨어의 모습

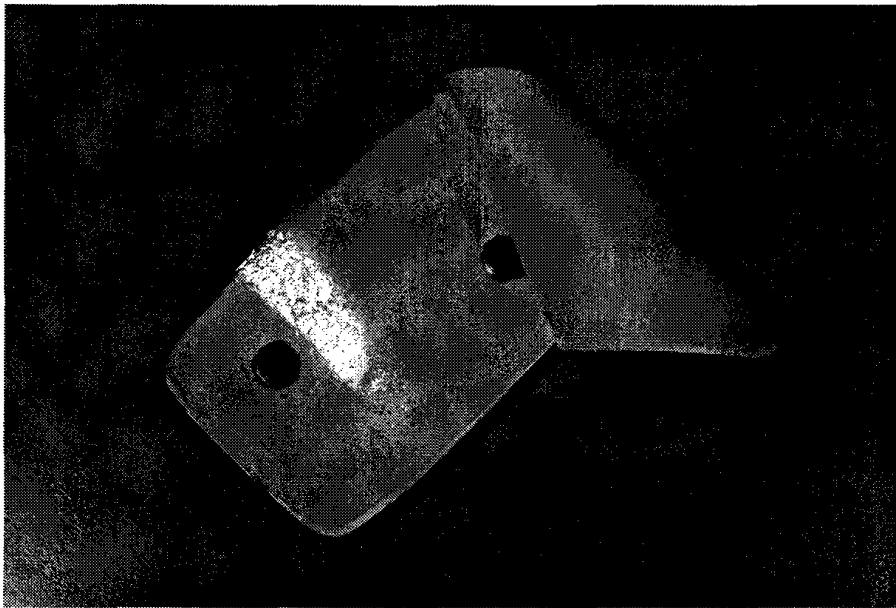
3. 패키징

패키징은 U-Healthcare기술의 상용화를 위해 중요한 기술 중 하나이다. 위에서 살펴본 요구사항을 만족하기 위해서 우리는 다음과 같은 접근 방식을 취하였다. 일반적으로 사용하는 PCB와 플라스틱 케이스의 경우 사용자의 신체 가까이 위치할 경우 딱딱하기 때문에 사용자는 부담감을 느끼게 된다. 또한 운동선수의 경우 충돌의 경우 부상의 위험도 있기 때문에 휘어지는 FPCB와 실리콘 고무 재질의 케이스를 사용하여 시스템이 인체의 피부와 비슷한 느낌을 주도록 하였다. 또한 실리콘 고무로 만들고 전체 시스템을 감싸므로써 생활 방수를 실현하여 사용자가 흘리는 땀에 시스템이 방전되지 않도록 하고 사용 후에는 물로 헹구어서 닦으면 다시 사용할 수 있도록 하였다. 이러한 실리콘 고무 케이스는 양산 할 경우 가격도 속옷 형태의 시스템에 비해 훨씬 저가로 생산할 수 있다. 그리고 제품 자체가 휘어지기 때문에 남자나 여자 상관없이 몸의 곡선에 따라 부착할 수 있다. 마찬가지로 휘어지는 특성을 유지하기 위해 PCB패턴 안테나를 사용하였다. 이 부분에서 800 MHz RF모듈 자체는 수 km 를 통신할 수 있지만 패턴 안테나의 특성이 좋지 않아 거리가 많이 줄어들며 이 부분은 향후 연구가 필요할 것으로 보인다. 케이스에 사용된 실리콘은 인체 무해형이다.

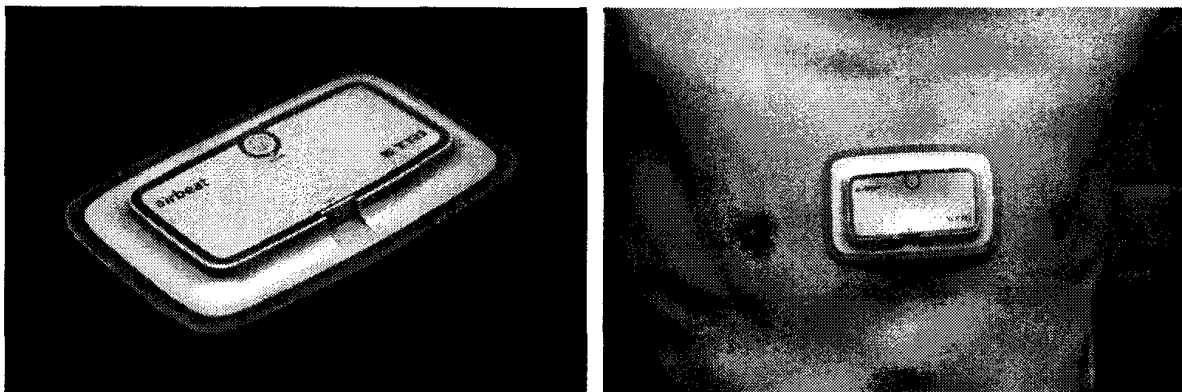


<그림 3-5> 제작에 사용된 실리콘 케이스

케이스와 인체가 결합하는 부분이 전극인데 이 부분이 중요하다. 일반 심전도 전극은 오래 사용하면 피부에 skin irritation 이 일어나 빨개지고 염증을 일으킨다. 그렇기 때문에 본 연구에서는 별도의 전극을 개발하였다. 우레탄 필름에 Dow Corning 사의 7-9800 Soft Skin Adhesive 를 도포한 후 Ag/AgCl 전극을 결합하였다. 피부접합제로 쓰인 9800 의 경우 인체의 적합성 및 안정성이 입증되었으며 특히 물로 씻어 재사용이 가능하다는 장점을 가지고 있다



<그림 3-6> 제작된 전극의 모습

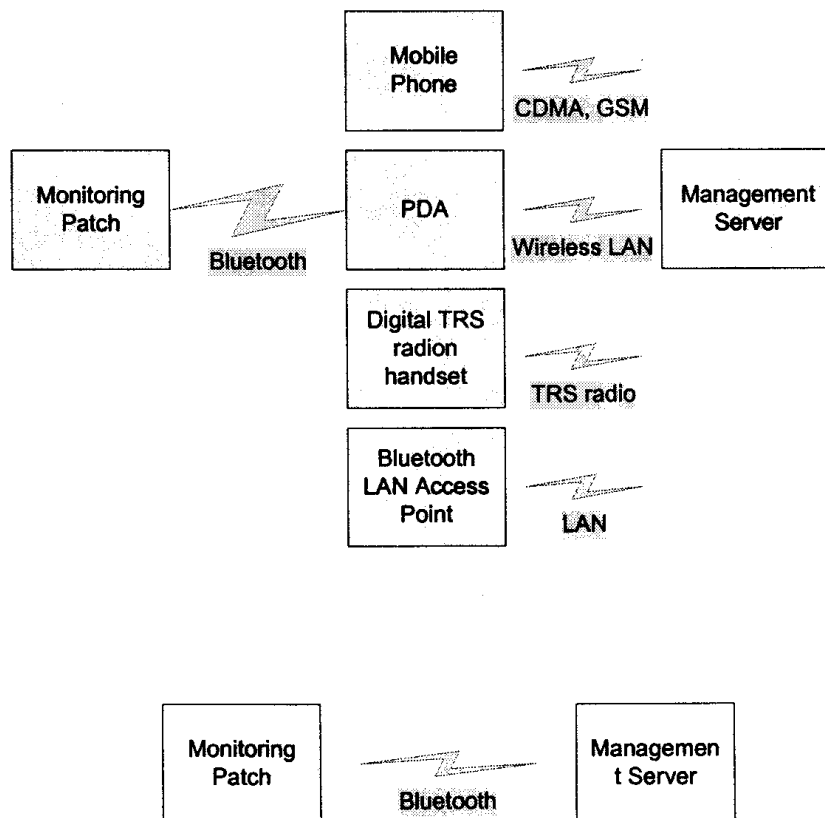


<그림 3-7> 전체 시스템의 모습과 사용자의 가슴에 부착된 모습

제 2 절 센서 일체형 초소형 통신소자의 응급 현장 적용을 위한 통신 시스템 구축

1. 요구 사항 분석

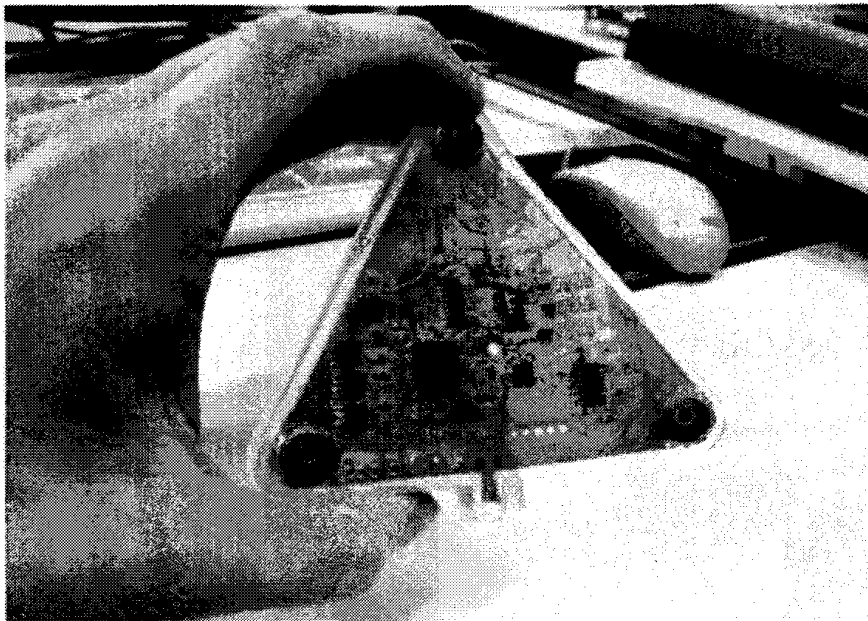
통신 시스템은 그 자체가 본 연구과제의 목적은 아니지만 개발된 시스템이 실제 사용자에게 사용되기 위한 도구로써 연구가 필요하다. 통신 시스템은 사용자 직업군이나 목적에 따라 다양하게 적용될 수 있다. 구체적으로 살펴보면 먼저 휴대용 단말기나 휴대전화 등에 전달하기 위한 근거리 무선통신 기술, 두 번째로는 직업 선수군이나 포항제철 근무자와 같이 상대적으로 1 km정도로 한정되는 경우, 마지막으로 위험 환자군이나 마라톤 선수와 같이 그 운동범위가 도시 전체로 확장될 수 있는 경우가 있다. 각각의 경우에 대하여 통신시스템을 구축하였다



<그림 3-8> 통신 시스템의 다양한 구현 가능성

2. Bluetooth 무선통신

Bluetooth는 핸드폰, PDA, 노트북과 같은 정보기기 장치들 간의 양방향 근거리 통신을 복잡한 전선 없이 저가격으로 구현하기 위한 근거리 무선통신 기술, 표준 있으며, 새로 출시되는 노트북이나 PDA에서는 본체에 내장되어 판매되고 있다. 1차년도에 연구되었던 블루투스 기술을 적용하여 개발된 초기 시스템을 보여준다. 또한 개발된 시스템이 직업군을 위한 것이기 때문에 300 m 이상의 거리가 필요하여 블루투스 기술은 적합하지 않다. 하지만 블루투스 기술은 향후 3차년도 이후에 일반인을 대상으로 하는 시스템에서 유용하게 사용될 것으로 보인다.



<그림 3-9> Bluetooth 통신 모듈이 적용된 초기 Flexible Patch의 모습

3. 800 MHz RF 무선통신

두 번째로 필요한 무선 통신시스템은 운동선수나 직업군을 위하여 1km 내외에서 필요한 통신 시스템이다. 이 경우 휴대전화의 경우 통화료 부담이 있을 수 있고 무선랜 등과 같은 기존의 기술은 거리가 짧아 사용되기 어렵다. 도입이 논의 되고 있는 TETRA와 같은 Digital TRS기술이 도입되면 가장 적당하나 현재로서는 특별한 안이 없어 Custom RF모듈을 사용하여 요구 사항을 만족시켰다. RF모듈로는 Radiocraft사의 nRF1280을 사용하였다. nRF1280은 868MHz 대역을 사용한다. 이 대역의 경우 현재 우리나라에서는 사용할 수 없고 북미지역에서만 사용할 수 있는 주파수를 사용한다. 그럼에도 불구하고 본 RF모듈을 사용한 이유는 일반적으로 많이 사용하는 400MHz대역의 RF의 경우는 가장 통신거리가 넓은 장점이 있으나 안테나가 너무 커지기 때문에 본 연구 개발된 시스템에 적용할 수 없고, 2.4 GHz의 경우 높은 데이터 속도가 나오는 장점이 있으나 일반적으로 통신 거리가 짧다. 또한 2.4GHz의 경우 전파가 몸에 대부분 흡수되는 단점이 있다. RF모듈의 특징은 다음과 같다.

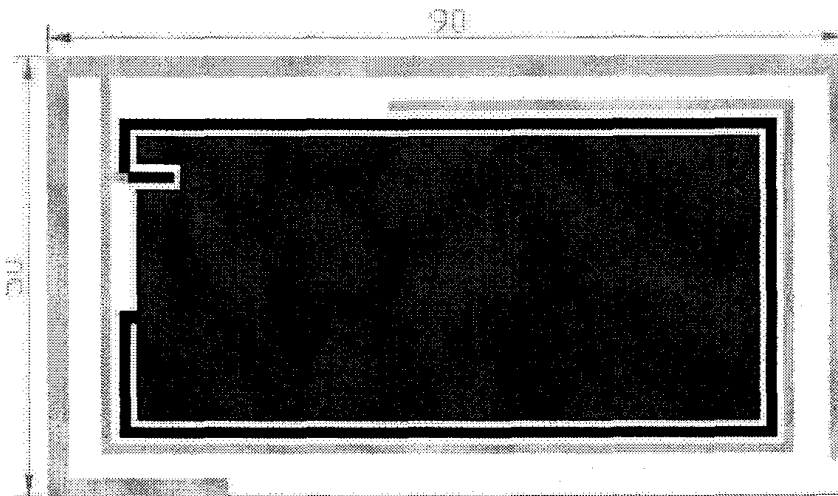
<표 3-3> RF모듈의 주요 특성

Parameter	RC1280
Frequency band	868-870 MHz
Channel bandwidth	25 kHz
Number of Channels	80
Data rate	4.8 kbit/s
Max output Power	3 dBm
Sensitivity	-110 dBm
Current consumption RX	20.7 mA
Current consumption TX	28 mA

전체 시스템을 Flexible하게 만들기 위해서 안테나를 Flexible Patch형태로 제작하였다. 제작된 안테나의 특성은 다음과 같다.

<표 3-4> 안테나의 주요 특성

Frequency Range	868-870 MHz
Bandwidth	2MHz
V.S.W.R	2:1
Input Impedance	50 옴
Polarization	Linear

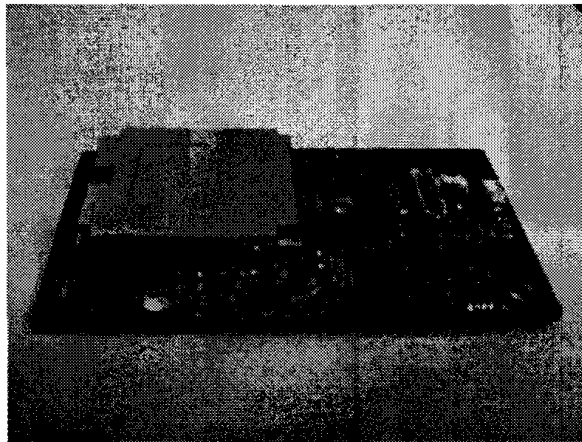


1. RED : Signla Input
2. Green : Ground
3. Blue : Antenna Ground
4. Yellow : Antenna Pattern

<그림 3-10> 안테나의 설계도면

4. CDMA 무선통신

마지막으로 위험 환자군이나 마라톤 선수와 같이 그 운동범위가 도시 전체로 확장될 수 있는 경우에는 CDMA모듈을 사용하여 통신하도록 한다. 이 경우 시스템의 소비전류와 제작단가가 높아지는 단점이 있다. 하지만 CDMA 모듈은 폭넓은 시장덕분에 많은 최적화를 거쳤기 때문에 휴대용 시스템에 적용가능하다.



<그림 3-11> CDMA모듈이 부착된 회로의 모습

<표 3-5> CDMA모듈의 주요 특성

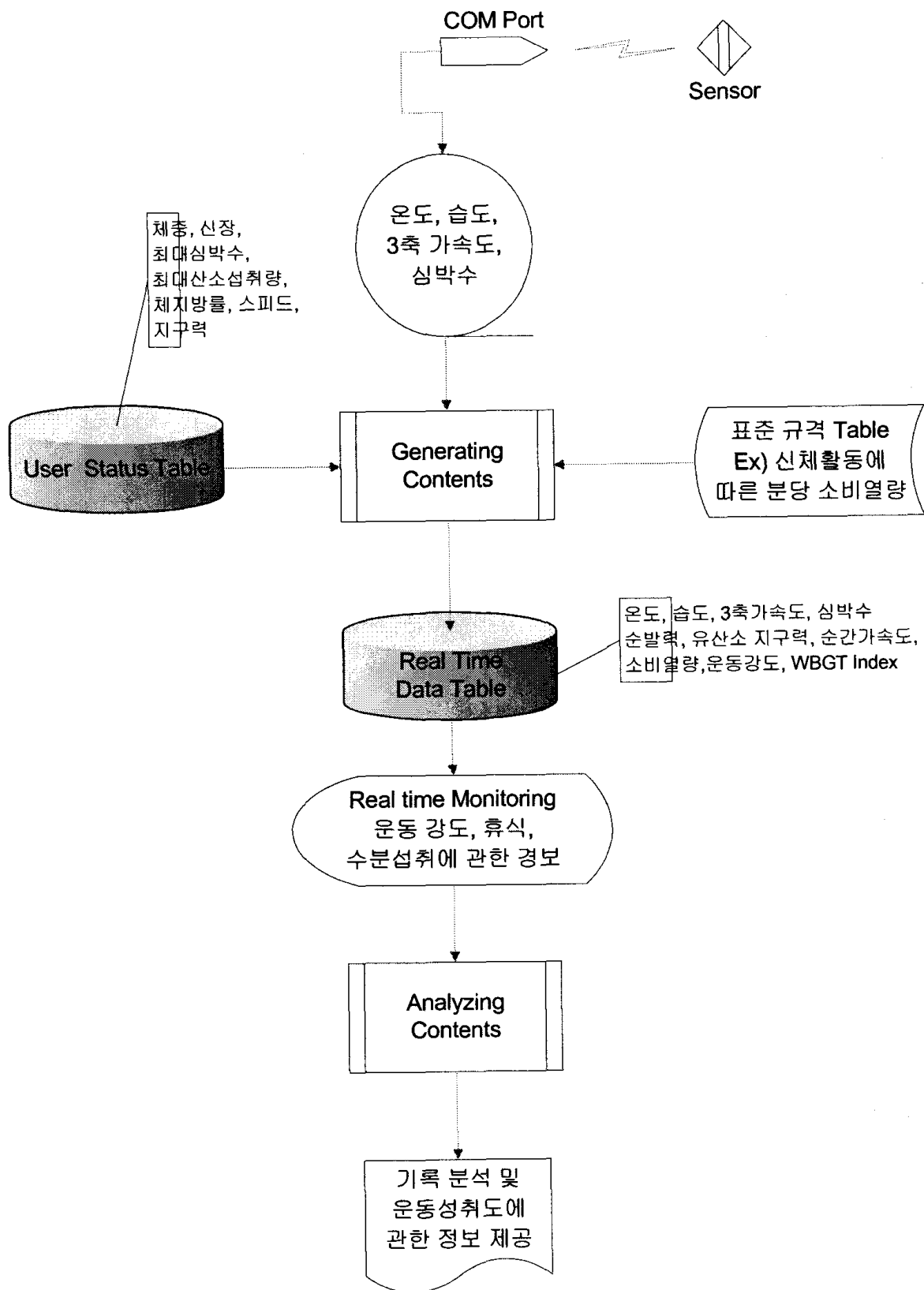
CDMA 규격	CDMA200 1x RTT
Power Consumption	3.8V/660mA(Max) 250mA (Traffic) 110mA (Idle) 1mA (Sleep)
MSM Chipset	Qualcomm MSM5100
Interface	RS-232C
Baud Rate	115,200 bps

제 3 절 센서 정보 처리를 통한 응급 현장 상황 관리 소프트웨어 알고리즘 개발

1. AchieveIt

AchieveIT은 생체 신호의 실시간 모니터링에 의한 맞춤형 운동 설계용으로 기존의 운동 패러다임을 바꾸고 새로운 패러다임을 제시하고자 설계되었다. 기존의 운동은 주관적인 판단에 근거하여 이루어졌다. 예를 들어 병원에서 의사가 운동 처방을 지시할 때는 운동의 양과 강도를 정확히 지시하는 데 한계가 있었다. 이러한 한계를 극복하기 위해 만들어진 프로그램이 AchieveIT이다.

AchieveIT의 흐름도는 다음과 같다. 처음에는 개인에 관한 정보를 입력한다. 체중이나 체력 측정 항목등을 입력한다. 그리고 장기적인 운동의 목표를 세운다. 기간과 향상시키려고 하는 값을 입력한다. 이러한 장기 운동의 목표에 맞추어 사용자의 하루 운동 계획을 세우게 되는 데 이를 위해서는 시간과 운동 강도를 지정한다. 이에 따라 운동을 실시하면서 사용자가 목표한 운동 강도에 맞추어 운동하고 있는지 실시간으로 모니터링하면서 운동 강도가 약하면 더욱 격려하고 운동 강도가 너무 강하거나 주변 환경이 너무 더울 경우 강도를 낮추도록 알려준다. 운동이 끝나면 운동 과정에 대한 보고서가 출력되도록 한다. 이렇게 운동을 실시해 가면서 장기적인 목표에 얼마나 잘 도달 중인지 계속 체크하여 부족하다면 더욱 운동 강도를 높이도록 한다.



<그림 3-12> 실시간 Contents 형성 흐름도>

2. 알고리즘

1) Heat Stress Management

일반적으로 열 스트레스는 온도, 습도, 운동 부하, 그리고 기후에 대한 적응의 영향을 받는 것으로 알려져 있다. 25도 이상의 더운 환경에서는 인체는 땀을 흘려 땀의 증발에 의해 피부의 열을 빼앗는 메커니즘으로 열 균형을 맞추려 한다. 이 메커니즘의 효율성은 환경적으로 습도에 의지 하므로, 높은 습도는 증발로 열을 식히는 메커니즘의 효율성을 떨어뜨린다. 또한 의복의 상태도 피부 주위의 공기 흐름을 제한하기 때문에 이 메커니즘의 효율성에 밀접한 관련을 갖는다.

열 스트레스에 의한 인체의 유해성은 건강에 즉시적인 영향이나 만성적인 영향을 불러온다. 즉시적인 영향의 예로는 열사병, 탈진, 경련, 혼미해지는 것 등이 있고, 만성적인 영향의 예로는 열을 참지 못하게 되거나 고혈압, 심장근 손상, 성욕 감쇠나 발기 부전 등이 있다. 대표적인 열 스트레스 관련된 위험한 직종으로는 경찰관, 군인, 농부, 건설 근로자, 용광로 근로자 등이 있다.

산불을 포함한 화재 진압중인 소방관을 비롯한 직업적인 환경 외에도 운동 선수들의 훈련과정에서 열 스트레스로 숨지는 경우도 있으며, 폭염 등에 의한 환경적 요인에 의한 열 스트레스로 목숨을 잃는 경우도 많다. 따라서, 이러한 직업적 열 스트레스 및 다양한 형태의 위험 상황을 예방하기 위해서는 열 스트레스에 노출된 양을 측정하고 사용자에게 미리 경고를 해줄 방법이 요구된다.

특히, 열 스트레스에 노출된 작업장의 경우와 열 스트레스가 큰 작업을 수행하는 경우는 주기적인 열 스트레스의 감지가 필수적으로 요구된다.

기존에 사용되고 있는 WBGT (Wet bulb globe temperature) 계측기는 직접적인 열 스트레스의 양을 측정할 수 있는 유용한 장비이다. 이는 자연스럽게 순환되는 젖은 공의 온도와 마른 공의 온도를 비교함으로써 4가지 환경적으로 중요한 요소들 즉, 온도, 상대 습도, 일사량, 공기의 흐름을 측정할 수 있다. WBGT-인덱스는

더운 환경에서의 근무 규칙인 ISO7243 의 열 스트레스 측정 기준으로 사용되어지고 있다. 기존의 열 스트레스 모니터링 방식은 주로 작업장에 설치된 WBGT 시스템을 사용하는 것이다. 비록 이러한 시스템이 환경의 영향을 측정할 수는 있지만 각 개인의 업무 부하나 기후 적응도 등이 사람마다 다른 점을 고려하기는 어렵다 또한 이러한 시스템은 기본적으로 환경의 영향을 측정하는 것이기 때문에 보통 보호장비를 착용하게 되어 있는 소방관이나 용광로 근로자 등이 실제로 느끼는 열 스트레스와 다른 값을 측정하게 된다. 또한 동일한 작업장이라도 위치에 따라 열에 대한 노출이 다르기 때문에 한 곳에 위치한 모니터로는 측정이 어렵다. 현실적으로 고려해볼 때 이런 수많은 요소를 관리자가 주관적인 판단에 의존하여 작업의 안전성을 유지해야 하기 때문에 한 명의 관리자가 관리할 수 있는 작업 인원의 수는 적을 수 밖에 없고 효율적인 대응과 예방이 어렵다.

이러한 한계를 극복하기 위해서 본 연구의 특징점은 개인별로 열 스트레스를 측정하고 심박수 등을 통해 업무부하를 파악하여 개인화된 안전 지침을 실시간 제공하는 것이다.

표 1은 American Conference of governmental industrial hygienist (ACGIH)에 의한 열 스트레스에 대한 노출 가이드이다. WBGT 인덱스는 공기의 흐름(바람), 공기의 온도, 습도, 일사량 등에 영향을 받지만 일반적인 일사량과 약한 바람이 부는 환경에서 WBGT 인덱스는 다음과 같은 공식을 통하여 추정될 수 있다.

<표 3-6> 열 스트레스에 대한 근무 기준

업무 강도	기후 적응자				기후 비적응자			
	약	중	강	아주 강함	약	중	강	아주 강함
100% 작업	29.5	27.5	26		27.5	25	22.5	
75% 작업 25% 휴식	30.5	28.5	27.5		29	26.5	24.5	
50% 작업 50% 휴식	31.5	29.5	28.5	27.5	30	28	26.5	25
25% 작업 75% 휴식	32.5	31	30	29.5	31	29	28	26.5

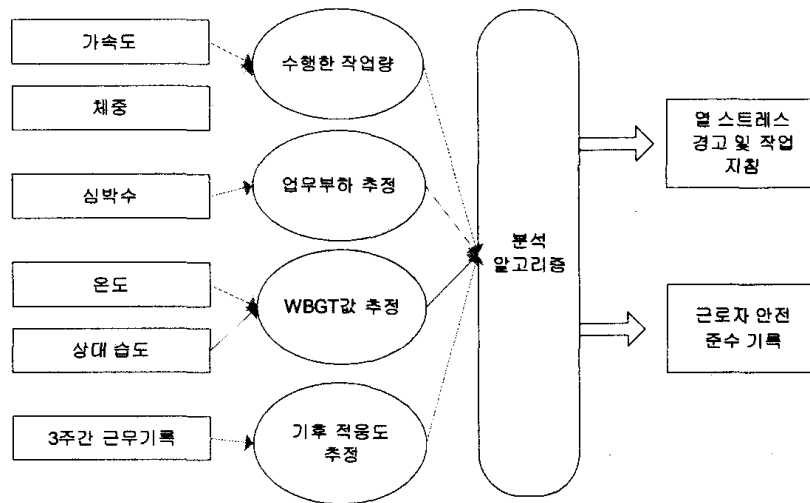
$$WBGT = 0.567 \times Ta + 0.393 \times e + 3.94 \quad (1)$$

위 식에서 WBGT 는 WBGT인덱스, Ta는 온도(°C), e는 수증기압(hPa)[humidity]을 가르킨다. 수증기압은 아래 식에 의해 온도와 습도로부터 구할 수 있다.

$$e = rh / 100 \times 6.105 \times \exp (17.27 \times Ta / (237.7 + Ta)) \quad (2)$$

위 식에서 Rh는 상대습도[%]를 가리킨다.

본 연구의 WBGT 인덱스 산출은 인체에 부착된 패치의 습도 센서와 온도 센서로부터 실시간으로 측정된다. 총 업무부하 (Work Load) 는 일반적으로 심박수에 의해 추정이 가능하다. 특수한 경우 육상 선수와 같은 경우 몸전체를 움직이는 작업의 경우 패치의 센서로 부터 측정되는 가속도 데이터와 사용자에게 의해 입력된 몸무게 데이터를 결합하여 추정하는 것도 가능하다. 기후에 대한 적응도는 3주간의 근무기록으로 추정한다. 또한, 일하거나 쉬는 상황의 분석은 가속도계를 통해 신호를 획득 함으로서 실제 근무시간을 측정할 수 있다. 실시의 예로 측정된 데이터들을 표 1과 같은 같은 형태의 근무 기준에 맞추어 작업을 실시할 수 있게 된다. 작업을 함에 있어서 예를 들어 30분 일하고 30분 쉬어야 하는 상황일 경우 작업을 시작한 후 30분 정도에 알람을 발생하여 쉬게 할 수 있다. 또한 각각의 근로자의 상황과 그에 따른 근무 기록을 자동으로 보고서를 작성하여 안전 기록을 남길 수 있다.



<그림 3-13> Heat Stress Monitoring을 위한 센서 추정치의 결정>

2) 칼로리 소비

칼로리 소비 측정법은 직접 열량측정법과 간접적인 열량측정법이 있으나, 비용과 시설의 제한성 때문에 주로 가스분석기를 이용한 간접적인 열량측정법을 사용한다. 하지만 이러한 실험실에서 측정하는 방법은 시간과 비용을 줄이기 위해 간편한 공식을 이용하는 방법을 사용하여 평가 한다.

RMR 예측공식(Harris-Benedict 공식)

남성에 대한공식

$$\frac{kcal}{24hr} = [66.473 + (13.752 \times \text{체중}) + (5.003 \times \text{신장})] - (6.755 \times \text{나이})$$

여성에 대한공식

$$\frac{kcal}{24hr} = [655.096 + (9.563 \times \text{체중}) + (1.85 \times \text{신장})] - (4.676 \times \text{나이})$$

* 대부분의 칼로리 공식을 살펴보면 걷기와 뛰기에 따라 공식이 다르게 적용된다. 일반적으로 걷기와 뛰기의 구분은 속도를 기준으로 판단하기는 어렵다고 한다. 체육에서 정의하는 뛰기와 걷기는 대부분 형태학적으로 구분한다. 하지만 꼭 속도로 나누어야 한다면 보통 8km/h 를 기준으로 이상일 경우 뛰는 것이 더욱 효과적이다. 따라서 걷기와 뛰기를 속도로 구분 할 경우 8km/h 이상일 경우 뛰기 이하일 경우 걷기로 간주하면 적당하다.

걷기시 산소섭취량의 결정(일반적으로 트레밀위에서 걷기를 기준)

평지를 걸을 때

$$VO_2(\text{ml/kg/min}) = \text{걷기 속도}(\text{m/min}) \times \frac{0.1 \text{ ml/kg/min}}{\text{m/min}} + 3.5 \text{ ml/kg/min}$$

[수평적요소]

[안정시요소]

*[걷기의 경우 1m/min 당 약 0.1ml/kg/min 으로 잡는다.]

달리기시 산소섭취량의 결정(일반적으로 트레밀위에서 뛰기를 기준)

평지를 달릴 때

$$VO_2(\text{ml/kg/min}) = \text{달리기 속도}(\text{m/min}) \times \frac{0.2 \text{ ml/kg/min}}{\text{m/min}} + 3.5 \text{ ml/kg/min}$$

[수평적요소]

[안정시요소]

*[달리기의 경우 걷기의 두배인 1m/min 당 약 0.2ml/kg/min 으로 잡는다.]

운동 시 심박수를 이용한 에너지 소비량 추정식

심박수와 산소섭취량이 직선적 관계를 이룬다는 사실을 기초로 하여 보다 간편하고, 정확한 에너지 소비량 측정을 위하여 심박수를 이용한 연구들이 진행되어왔다.

$$\begin{aligned}
 & \text{에너지 소비량(cal/min)} = \\
 & 100.127 + \{-8577.731 \times \text{성}\} + \{\text{체중} \times -106.729\} + \{\text{심박수} \times 12.580\} \\
 & + \{(\text{성} \times \text{체중}) \times 113.209\} + \{(\text{성} \times \text{심박수}) \times 38.847\} + \{(\text{체중} \times \text{심박수}) \times 1.251\} \\
 & + \{(\text{성} \times \text{심박수} \times \text{체중}) \times -0.23\}
 \end{aligned}$$

성: 남자-1, 여자-0, 심박수: beat/min, 체중: kg

위 식의 경우 결정계수가 0.852 로서 이는 제시된 회귀식이 에너지 소비량을 설명하는데 적절하다는 것을 나타낸다.

여백

제4장 결 론

여백

제4장 결 론

제 1 절 인체 부착(Patch)형 바이오센서 연구

인체 부착형 바이오센서 연구에서는 1) 부착형 센서모듈용 하부구조체 플랫폼 기술, 2) 생체분자 감지용 연속측정형 바이오센서 기술, 3) 나노소재를 이용한 고성능 바이오센서 기술로 세분화 하여 수행 하였다.

센서모듈용 하부구조체 연구에서는 피부 부착시 피부에 접하는 고분자 접촉 매트 제작에 관한 연구를 수행하였다. 접촉 매트를 제작하기 위하여 전기방사 방법을 이용하여 150 nm 두께의 아주 긴 PEO 고분자 섬유를 이용하여 접촉막을 제작하는 기술을 확보하였다. 균일한 나노섬유를 만들어 내기 위해서는 사용하는 용매의 종류, 용매에 녹이는 고분자의 양, 고분자의 분자량 같은 실험 변수들이 중요 실험조건들이었다. 400k 분자량의 PEO 에서는 고분자의 양은 5wt.%, 용매는 물과 에탄올을 1 : 1 로 혼합한 경우가 가장 좋은 결과를 보여 주었다. PEO 고분자는 생체 적합성이 뛰어나고, 나노섬유 구조에 인하여 많은 기공이 존재하므로 원활한 피부 호흡이 가능하여 유망한 피부 접촉 물질이 될 수 있을 것이다.

연속측정형 바이오센서 기술에서는 폴리이미드 기판을 이용하여 8 채널 센서 어레이를 카본 블랙-고분자 혼합체 소재를 이용하여 제작하였다. 폴리이미드 기판은 유연성이 좋아서 구부릴 수 있으므로 인체 부착이 가능하고, roll-to-roll 공정을 통하여 저가로 대량 생산이 가능하고, 동일한 기판 위에 회로를 형성하여 전자소자들을 집적 시킬 수 있다. 제작된 센서 어레이를 이용해 다양한 휘발성 유기물 분자들에 대한 감지 감도를 측정하였고, 패턴인식 프로그램을 통하여 화학종 구분이 가능함을 확인하였다. 휘발성 유기물 분자들은 환경 오염을 일으키는 물질로 작용하고, 생체의 건강상태를 대변해 줄 수 있는 지시자

역할이 가능하므로 이를 활용한 부착형 바이오센서 모듈 제작이 가능 할 것이라고 사료된다.

나노소재 연구에서는 저온($< 100^{\circ}\text{C}$)에서 작동이 가능한 금속산화물 센서 소재에 대한 연구를 수행하였다. 나노소재를 합성한 방법은 수용액에서 열과 활성 계면제를 이용하는 용액법과 기상에서 금 나노 촉매를 이용하여 성장하는 기상법을 이용하였다. 용액법을 이용해서는 나노막대($L=75\text{nm}$, $W=4\text{nm}$) $\text{WO}_{2.7}$ 와 5nm 내외의 아주 작은 입자 크기를 갖는 순수한 cubic 또는 hexagonal구조 In_2O_3 를 합성하였다. 기상법으로는 마이크로 크기의 다면체구조의 In_2O_3 결정과 수백 마이크로 길이의 TiO_2 나노 선을 성장시켰다. 이러한 다양한 크기, 형태의 나노 금속산화물들은 화학센서에 유망하므로 이것에 대한 감지 특성을 확인 중이다. 이들 중에서 $\text{WO}_{2.7}$ 나노 막대를 이용하여 제작한 화학센서를 이용하여 대기 또는 산소 환경에서 다양한 화학종에 대한 감지 특성과 후속 열처리 온도에 따른 감지 특성 변화를 확인하였다. 측정 결과 실온에서도 다양한 화학종에 대한 감지가 가능하였고, 500°C 열처리에 의하여 반응 시간을 감소시킬 수 있었다. 이러한 저온 감지 특성은 센서의 구동 전력을 크게 낮출 수 있다는 장점을 갖는다.

제 2 절 센서 일체형 초소형 통신소자 응용 기술 연구

센서 일체형 초소형 통신소자 응용기술 연구에서는 1) Flexible patch 형태의 초소형 물리량 측정 시스템 구현 2) 센서 일체형 초소형 통신소자의 응급 현장 적용을 위한 통신 시스템 구축 3) 센서 정보 처리를 통한 응급 현장 상황 관리 소프트웨어 알고리즘 개발로 세부화하여 수행하였다.

Flexible patch 형태의 초소형 물리량 측정 시스템에서는 고온 환경에서의 작업자와 직업 운동 선수가 필요로 하는 서비스와 측정 시스템이 갖추어야 할 요구사항을 분석하였다. 분석된 결과를 토대로 필요한 센서인 심전도 센서, 3축 가속도 센서, 온도 센서, 습도 센서를 선택하여 회로를 설계하였다. 방수성과 편한함, 다양한 사용자층 등의 요구조건을 만족시키기 위해 flexible PCB와 피부조직과 유사한 Silicone Rubber를 이용하여 케이스를 제작하였다. 기존 심전도 전극이 24시간 모니터링에는 부적절한 측면이 있기 때문에 우레탄 소재의 필름에 Ag/AgCl 전극을 사용하고 Dow Corning 사의 피부 점착제를 사용하여 피부 트러블이 없고 물로 씻어 다시 사용할 수 있는 전극을 개발하였다. 패치 형태의 시스템과 개발된 일체형 전극을 사용하여 사용자는 쉽고 빠르게 시스템을 착용할 수 있으며 이러한 장점은 향후 U-Health care 시스템이 실제로 사용되는 데 있어서 많은 도움이 될 수 있다.

센서 일체형 초소형 통신소자의 응급 현장 적용을 위한 통신 시스템 구축에서는 센서 시스템이 실제 사용되는 상황에서의 통신 요구사항을 분석한 후 각각의 경우에 적합한 통신 방법을 사용하여 통신시스템을 개발하였다. 휴대용 단말기나 MP3등과 같이 근거리에서 신호 처리가 이루어질 경우에는 블루투스 무선 통신이 적합하다. 운동선수나 고온 작업자의 경우 그 통신이 1km내외로 한정되는 경우가 많다. 이 경우를 위하여 800MHz대역의 무선 통신모듈을 사용하여 통신시스템을 구성하였다. 이를 위해 인체에 붙으면서 휘어지는 특성을 만족하기 위해

Flexible PCB의 패턴 위에 안테나를 개발하였다. 마지막으로 환자군이나 마라톤 선수와 같이 그 활동범위가 도시 전체로 확장될 수 있는 경우에는 CDMA모듈을 사용하여 통신하도록 한다. 이를 위하여 CDMA모듈을 사용하여 센서 정보를 전달할 수 있는 시스템을 구축하였다.

마지막으로 센서 정보 처리를 통한 응급 현장 상황 관리 소프트웨어 알고리즘을 연구하였다. 기존의 훈련 성과 분석은 주로 감독이나 트레이너의 주관적 판단에 근거하여 이루어졌으나 운동 선수의 움직임 패턴을 분석하여 이를 평가할 수 있는 수치를 개발하는 방향으로 발전할 것이다. 이를 위하여 선수들을 관리하고 훈련 시즌 목표를 설정한 후 그에 따라 하루 하루의 운동부하를 설정한 후 그 운동부하에 따라 훈련을 진행할 수 있는 소프트웨어 프레임워크 (AchieveIT)을 개발하였다. 주요 알고리즘으로는 열 스트레스 관리와 칼로리 계산 알고리즘을 개발하였다. 열 스트레스 관리는 사용자가 느끼는 열 스트레스를 심박수, 가속도, 온도, 습도로부터 추정하여 고온 작업 기준을 준수하면서 작업을 할 수 있게 돕는다. 칼로리 계산 알고리즘은 심박수와 대사율과의 관계를 이용하여 심박수로부터 칼로리를 계산하는 것이다. 신뢰성을 높이기 위해 성별, 체중의 데이터를 활용한다. 본 연구 결과는 향후 일단 국가 대표 마라톤 선수를 위한 훈련 보조 도구로 사용하면서 문제점을 수정하고 개선시켜 나갈 예정이며, 포항제철 근로자나 소방수와 같은 고위험 근로자를 위한 안전 도구로도 사용될 수 있다. 또한 운동 처방의 보조도구로 재활 훈련의 성과를 측정하는 데 사용될 수 있으며, 향후 축구 선수나 마라톤 선수의 몸에 부착하여 실시간으로 방송 콘텐츠를 생성하는데 사용될 수 있다

참고문헌

- [2-1] G. L. Myers, M. M. Kimberly, P. P. Waymack, S. J. Smith, G. R. Cooper, E. J. Sampson, *Clin. Chem.* 2000, 46, 1762.
- [2-2] C. Zhang, T. Haruyama, E. Kobatake, M. Aizawa, *Anal. Chim. Acta* 2001, 442, 257.
- [2-3] Beth C Muñoz; Gregory Steintal; Steven Sunshine, *Sensor Review*, 1999 19, 300.
- [2-4] Nathan S. Lewis, *Acc. Chem. Res.* 2004; 37; 663.
- [2-5] M.A. Ryan, A.V. Shevade, H. Zhou, and M.L. Homer, *MRS Bulletin*, Oct 2004 p.714.
- [2-6] Mark C. Lonergan, Erik J. Severin, Brett J. Doleman, Sara A. Beaber Robert H. Grubbs, and Nathan S. Lewis, *Chem. Mat.*, 1996, 8, 2298.
- [2-7] Zhang, D.; Liu, Z.; Li, C.; Tang, T.; Liu, X.; Han, S.; Lei, B.; Zhou C.; *Nano Lett.*; 2004; 4; 1919.
- [2-8] R. Wild, D. Citterio, J. Spichiger, U.E. Spichiger, *J. Biotechnol.* 1996 50, 37.
- [2-9] T.D. Chung, R.-A. Jeong, S.K. Kang, H.C. Kim, *Biosens. Bioelectron* 2001 16, 1079.
- [2-10] J.-M. Lee, C.K. Yoo, I.-B. Lee, *J. Process Control* 2004, 14, 467.
- [2-11] M. L. Kilgore, S. J. Steindel, J. A. Smith, *Clin. Chem.* 1998, 44, 1597
- [2-12] P. Mulchandani, W. Chen, A. Mulchandani, *Environ. Sci. Technol.* 2001, 35, 2562.

- [2-13] E. Wilkins, P. Atanasov, B. A. Muggenburg, *Biosensors & Bioelectronics.*, 1995, 10, 485.
- [2-14] P. U. Abel, T. von Woedtke, B. Schulz, T. Bergann, A. Schwock, *J. Mol. Catal. B: Enzymatic*, 1999, 7, 93.
- [2-15] J. C. Pickup, D. J. Claremont, G. W. Shaw, *Acta Diabetol*, 2001, 24, 881
- [2-16] Lee, K.; Seo, W. S.; Park, J. T. *J. Am. Chem. Soc.* 125 (2003) 3408.
- [2-17] C. Li, D. Zhang, S. Han, X. Liu, T. Tang, B. Lei, and C. Zhou, *Ann. N.Y Acad. Sci.* 1006; 104-121 (2003).
- [2-18] Chao Li, Daihua Zhang, Xiaolei Liu, Song Han, Tao Tang, Jie Han, and Chongwu Zhou, *Applied Physics Letters* 2003, 82, 1613.
- [3-1] 운동과학 제 13 권 제 3 호, 운동시 심박수를 이용한 대학생의 에너지 소비량 추정, 2004
- [3-2] 이옥희, 홍희옥(2002). 운동선수들의 열량 소비량 측정방법, 운동영양학회지, 제 5 권 1 호, 13~28
- [3-3] 김창규(2000) 스포츠타레이닝의주기화. 대한미디어
- [3-4] 김창규 외 19명(2004) 선수트레이닝. 대한미디어
- [3-5] 축구선수의 체력훈련 및 주기화 김기진(계명대학교), 코칭능력개발지 2004, 제 1 호
- [3-6] 육상 단거리 선수의 주기화 트레이닝이 근파워와 경기력에 미치는 영향. 운동과학 13 권 4 호, 백형훈, 성봉주
- [3-7] California Fatality Assessment and Control Evaluation Program Report No. 97CA010, California Department of Health Services, 1997.
- [3-8] National Health and Medical Research Council, Effects of heat on Health, Comfort, and Performance, Adopted at the 88th Session of Council, October 1979.

- [3-9] Impacts of summer 2003 heat wave in Europe, Early Warning on Emerging Environmental Threats, United Nations Environmental Program, 2003
- [3-10] Shaver, Essentials of Exercise Physiology, Section Three, The Heart and Exercise, Burgess Publishing Company, pp. 74-93, 1981.
- [3-11] 2000 TLVs and BEIs - Threshold Limit Values for Chemical Substances and Physical Agents and Biological Exposure Indices. Cincinnati : American Conference of Governmental Industrial Hygienists (ACGIH), 2000 - page 183.
- [3-12] American College of Sports Medicine, Prevention of thermal injuries during distance running - Position Stand. Med.J.Aust. 1984 Dec. 876.