

# ECG와 호흡 측정이 가능한 모바일 헬스케어 의류 시스템

김 정 도<sup>†</sup> · 김 갑 진<sup>††</sup> · 정 기 수<sup>†††</sup> · 이 정 환<sup>††††</sup> · 안 진 호<sup>†††††</sup> · 이 상 국<sup>††††††</sup>

## 요 약

대부분의 모바일 웨어러블 헬스케어 모니터링 의류 시스템은 생체신호를 측정할 수 있는 센서와 데이터 취득과 무선 통신 및 제어를 담당하는 회로부, 이들을 내장하는 의복으로 구성된다. 기존의 의복형 헬스케어 시스템은 센서를 의복에 장시간 내장하기가 어렵고, 피부 접촉 시간에 따라 저항 값이 변화하기 때문에 장기적인 생체 신호 모니터링이 쉽지 않으며, 센서 전극과 회로 사이에 존재하는 신호선의 물리적 장애 요인도 가지고 있다.

본 연구에서는 이러한 문제점들을 해결하기 위하여, PVDF에 PEDOT 재료를 코팅하여 만든 패브릭 나노웹 ECG 전극과 PVDF 필름을 사용한 호흡 센서를 10 $\mu$ m 두께의 디지털 실을 이용하여 사용자의 의류와 일체화하였다. 탈부착이 가능한 무선 블루투스(Bluetooth) 내장 스테이션과 디지털실로 기존 의류와 일체화한 생체 신호 측정용 의류 제작을 통해, 휴대폰에서 손쉽게 심전도(ECG)와 맥박신호를 표시 할 수 있었다.

키워드 : 헬스케어 의류, 디지털실, PVDF 센서, 맥박센서, 호흡센서, 모바일시스템

## The Mobile Health-Care Garment System for Measurement of Cardiorespiratory Signal

Jeong-Do Kim<sup>†</sup> · Kap-Jin Kim<sup>††</sup> · Gi-Su Chung<sup>†††</sup> · Jung-Hwan Lee<sup>††††</sup> · Jin-Ho Ahn<sup>†††††</sup> · Sang-Goog Lee<sup>††††††</sup>

## ABSTRACT

Most wearable system for mobile healthcare applications consists of three parts. The first part is the sensing elements based on bio-signal, the second is the circuit module for control, data acquisition and wireless communication and control and the third is garment with a built-in electrodes and circuits. The existing healthcare garment systems have to find a solution to signal-wire and uncomfortable and inappropriate electrode to long-term attachment. Even if the wireless communication is used for healthcare garment system, the interface between sensors and circuits have to use wires.

To solve these problems, this paper use electrode using PEDOT coated PVDF nanoweb for ECG signal and PVDF film sensor for respiratory signal. And, we constructed garment network using digital yarn of 10 $\mu$ m, and transmitted ECG and respiratory signal to mobile phone through the integrated circuit with bluetooth called station

To evaluate feasibility of the proposed mobile healthcare garment system, we experimented with transmission and measurement of ECG and respiratory signal using nanoweb electrode and digital yarn. We got a successful result without noise and attenuation.

Keywords : Healthcare Garment, Digital Yarn, PVDF Sensor, Pulse Rate Sensor, Respiratory Sensor, Mobile System

## 1. 서 론

헬스케어 시스템의 조건은 미국 의학협회(Institute of Medicine)에 의해 6가지 주요 목표(safe, effective, patient-centered,

timely, efficient, and equitable)로 정의된 바 있다[1]. 이러한 조건을 만족할 수 있는 새로운 기술이 웨어러블 헬스케어 시스템(Wearable Health-Care System)이라 할 수 있으며, Jayaraman은 1998년 헬스케어를 위한 스마트 셔츠의 디자인 및 개발 시에 요구되는 사용자 요구조건을 “착용성(Wearability), 기능성(Functionality), 내구성(Durability), 보존성(Maintainability), 편리성(Usability in Field), 성능측정(Performance Metrics)” 등의 관점에서 정의하였다[2].

헬스케어 스마트 의류에 대한 초기 시도로서 전투상황에서 생체신호를 모니터링 하기 위한 1996년 조지아 공대와 DARPA의 wearable motherboard(smart shirt)가 있다[3].

\* 본 논문은 2009년도 지식경제부 산업원천기술 “나노섬유기술기반의 웰니스 의류시스템 개발” 연구비의 지원에 의한 연구결과임.

† 정 회 원 : 호서대학교 전자공학과 교수

†† 정 회 원 : 경희대학교 정보전자신소재공학과 교수

††† 정 회 원 : 한국생산기술연구원 수석연구원

†††† 정 회 원 : 호서대학교 전자공학 박사과정

††††† 정 회 원 : 호서대학교 전자공학과 교수

†††††† 종신회원 : 가톨릭대학교 디지털미디어학부 미디어공학과 교수

논문접수 : 2010년 3월 12일

심사완료 : 2010년 3월 30일

하버드 대학의 CodeBlue 프로젝트는 PDA를 기반으로 하는 무선 바이탈 센서 시스템을 개발하였으며[4], 미국에서는 센서에 의해 심박수와 호흡을 모니터링 하는 스마트 셔츠의 의료분야의 적용이 FDA에 의해 승인을 받은 바 있다. Vivometrics에 의해 만들어진 이 셔츠는 수면 무호흡증 환자를 모니터링 하는데 주로 사용되며, 다양한 생체신호센서들과 무선 블루투스와의 결합이 이루어 졌다[5, 6]. Vivometrics의 LifeShirt 시스템은 병원의 환자들에게 적용하여 웨어러블 시스템으로서의 신뢰성과 기능성을 평가받은 바 있다. Lifeshirt 시스템은 ECG(Electrocardiography)와 산소 포화도 및 호흡 등을 측정하며, 모바일 헬스케어 시스템(Mobile Health-Care System)을 목표로 설계되었다.

모바일 헬스케어란 환자/의사가 공간적으로 구속을 받지 않고 자유롭게 이동하면서, 의료정보시스템에 기반한 생체신호 계측, 자동진단 및 응급경보가 가능한 휴대형 무선 생체 계측 시스템을 사용하여 의료 서비스를 주고받는 것을 의미하며, 센서기술과 통신기술이 융합된 유비쿼터스 시스템(Ubiquitous System)이라 할 수 있다.

현재 다양한 모바일 헬스케어 시스템이 스마트 의류 형태로 개발되고 있다. Wen-Yang Chang은 생체신호를 측정할 수 있는 웨어러블 센서 시스템의 개발을 위해, 센서, 전극과 무선 모듈 및 안테나를 플렉시블하게 설계하는 방법을 제시하였다[7]. Chung의 경우도 유비쿼터스 헬스케어를 위한 스마트 셔츠에 장착 가능한 무선 헬스케어장치를 개발한 바 있다[8].

그러나, 대부분의 모바일 웨어러블 생체 모니터링 의류 시스템은 대부분의 웨어러블 의류 시스템과 마찬가지로 생체신호를 측정할 수 있는 센서, 데이터 취득과 무선 통신 및 제어를 담당하는 회로부와 이들을 내장하는 의복으로 구성된다. 고전적인 센서와 의료장비들은 의복에 장시간 내장하기가 어려운 뿐만 아니라 상당히 불편함을 느끼게 하기 때문에 웨어러블 생체 모니터링 시스템으로 사용하기 불편하였다. 또한 대부분의 센서 전극들이 피부 접촉 시 시간에 따라 저항이 변화하기 때문에 장기적인 생체 신호 모니터링을 하기가 어려운 제한성을 가지고 있었다. 이러한 문제보다 더 큰 문제는 센서전극과 회로 사이에 존재하는 신호선의 처리 문제라 할 수 있다.

이러한 문제를 해결하기 위하여 본 연구에서는 사람의 몸에는 단지 ECG 전극과 호흡 센서만을 부착한 후, 이를 디지털실을 이용하여 ECG 신호와 호흡 신호를 전송하는 것이다. 구동회로, 배터리와 제어 및 통신회로 등은 탈부착이 가능한 통합 모듈로 구성하여 옷의 한 부분에 장착하도록 하였다. 사용된 디지털 실은  $10\mu\text{m}$  정도의 두께를 가지기 때문에, 옷 디자인의 자유도를 저해시키지 않을 뿐 아니라, 센서에 의해 측정된 원신호가 감쇄와 잡음 없이 전달될 수 있음을 실험을 통해 입증하였다. 디지털 실을 사용함으로써, 다수의 센서를 연결할 수 있는 노드의 구성이 가능해졌으므로, 헬스케어 의류의 신호전달 네트워크의 구성이 쉽게 이루어질 수 있었으며 신호선의 처리 문제를 해결할 수 있었다.

이에 따라, 센서들의 신호는 쉽게 통합모듈에 전달될 수 있었다.

전체시스템에서 신호 측정 회로는 단지 스테이션에만 집적되기 때문에, 스테이션만을 간단히 제거함으로써, 의복을 이용한 생체신호 측정 시스템에서 발생하는 세탁 등의 문제를 쉽게 해결할 수 있다. 사용된 디지털실은 기존의 실과 같이 직조형태로 네트워크가 가능하며, 디지털실의 사용에 따라 착용성과 편리성의 향상을 가져올 수 있다.

또한, 착용성, 내구성 및 세탁성 등의 문제를 향상시키기 위하여 본 연구에서는 ECG 전극을 패브릭(Fabric) 전극으로 사용하고 있으며, 호흡측정을 위해서는 PVDF(Polyvinylidene Fluoride) 필름을 사용하고 있다. PVDF 필름은 실리콘을 부착하여 의복에 내장함으로써 세탁의 문제를 해결할 수 있었다.

기존의 많은 연구에서 ECG 측정을 위해 패브릭 센서를 사용하고 있다[7, 9]. MagIC (Maglietta Interattiva Computerizzata)라 불리는 텍스타일(Textile) 기반 웨어러블 시스템이 심장 발작 환자의 모니터링을 위하여 심호흡계통 이상 및 움직임을 모니터링 한다[10, 11]. Samjin Choi는 전도성 패브릭과 PVDF 필름을 이용한 웨어러블 센서 장치를 개발한 바 있다[12].

그러나, 이러한 센서들은 직물형태의 센서들이기는 하지만, 금속이 무전해 방식으로 도금된 형태이기 때문에 제조상의 단가, 내구성, 증량감 및 착용성의 문제가 존재한다.

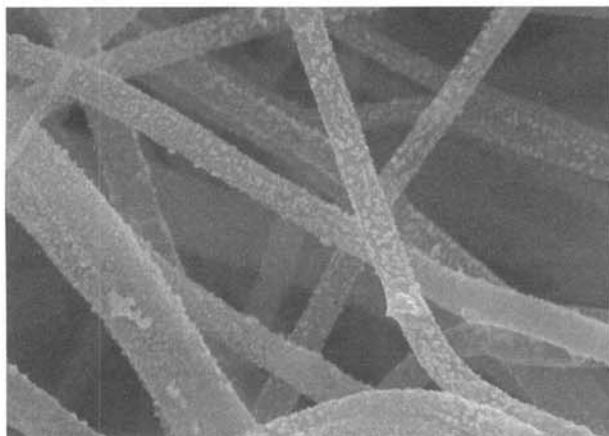
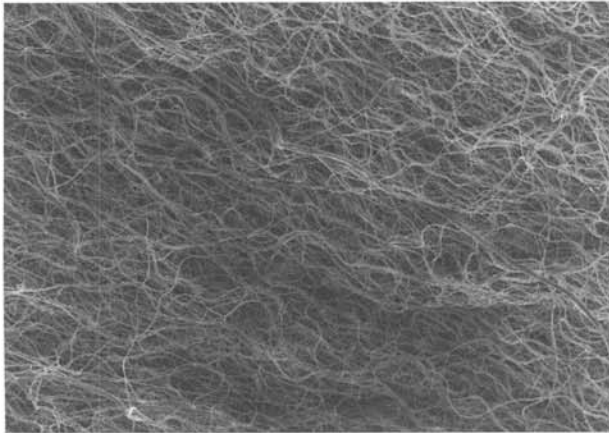
이러한 문제점을 해결하기 위하여, 본 연구에서는 유연한 전도성 고분자 물질인 PEDOT [poly(ethylene dioxy thiophene)]을 PVDF에 코팅하여 만든 ECG 나노웹 전극을 사용하였다. PEDOT은 그 자체만으로 전도성을 가지고 있지만, 현재까지의 연구에서는 ITO 또는 웨이퍼 상에 박막으로 올리는 형태여서 의복에 적용되기에는 유연성, 경량성 등에서 문제가 있었기 때문에 섬유 형태의 PEDOT 물질을 얻을 수 있는 전기방사 방식을 사용하였다. 전기방사와 증기 중합에 의해 제조된 전도성 나노 섬유 웹은 기존의 전도성 고분자 물질을 제조하는 경우보다 제조가 쉽고 전도성이 향상되며, 착용 및 보존의 성능 향상을 가져올 수 있다.

나노웹을 이용한 ECG 전극과 PVDF 필름을 이용한 호흡 센서에 의해 측정된 신호를 디지털 실을 이용하여 탈부착이 가능한 스테이션으로 전송하며, 무선 블루투스(Bluetooth)가 내장된 스테이션에 의해 휴대폰에 전송되도록 하였다. 제안된 디지털 실을 이용한 모바일 헬스케어 의류 시스템의 유용성을 입증하기 위한 실험이 진행되었으며 성공적인 실험 결과를 얻을 수 있었다.

## 2. ECG와 호흡의 측정

### 2.1 ECG 측정을 위해 PEDOT가 코팅된 PVDF 나노웹

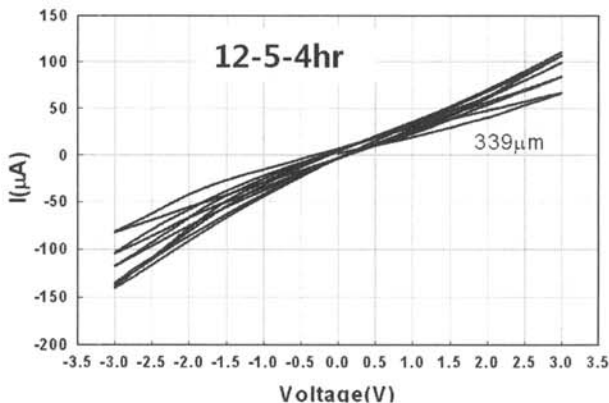
본 논문에서 사용된 PEDOT 나노웹 센서는 PVDF에 PEDOT 재료를 코팅하여 만든 센서이다. PEDOT 물질은 그 자체만으로 전도성을 가지고 있지만, 깨지기 쉬워 PVDF를 이용하여 실 형태를 만들고 그 위에 PEDOT을 코팅한 후 중합 시



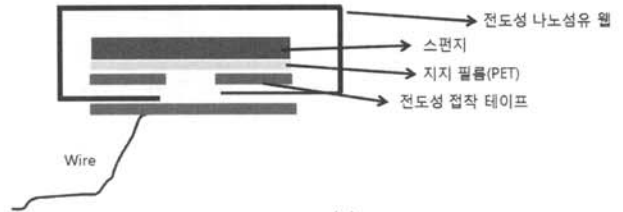
(그림 1) PEDOT가 코팅된 PVDF 나노웹  
(Fig. 1) PEDOT coated PVDF Nanoweb

켜 최종적인 PEDOT 센서를 만든다. 중합이 끝난 나노웹의 지름은 약 230~500nm 정도이다.

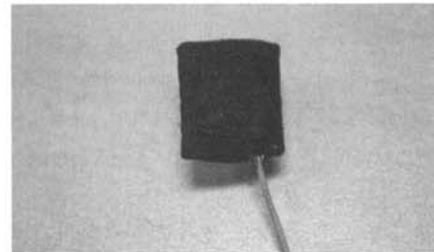
339 μm의 두께를 가진 전도성 PEDOT-PVDF 나노웹을 두께 방향의 I-V 특성을 KEITHEY 2400로 측정된 결과를 (그림 2)에 나타내었다. 측정에 사용된 시료는 12 wt.%



(그림 2) PEDOT가 코팅된 PVDF 나노웹의 전기적 특성  
(Fig. 2) Electrical Characteristic of PEDOT coated PVDF Nanoweb



(a)



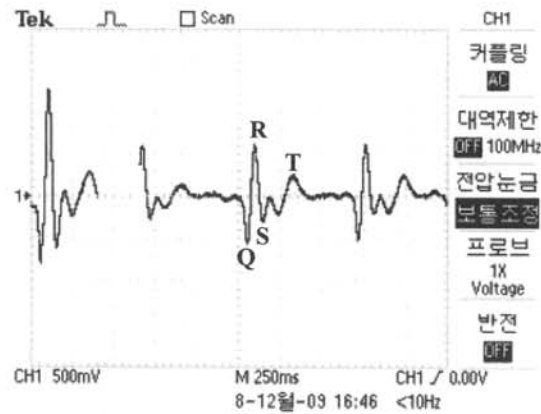
(b)

(그림 3) ECG 나노웹 센서의 구성(a)과 외형(b)  
(Fig. 3) Schematic Structure (a) and Real Image (b) of Conductive Nanoweb ECG Sensor

PVDF에 EDOT의 중합촉매제인 산화제 FeCl<sub>3</sub> 5 wt.%가 되도록 첨가한 후에, 용액의 토출 속도를 0.8 ml/h로 하고, 23 kV를 인가하여 4시간 동안의 전기방사로 나노섬유 웹을 얻은 후에 60 °C에서 EDOT를 증기 중합시킨 시료이다. (그림 2)에서 보듯이 전도성 PEDOT-PVDF 나노웹의 I-V 곡선은 금속저항체와 같은 선형적인 I-V 특성에서 약간 벗어나고, 양의 전압을 걸어줄 때 보다는 음의 전압을 걸어줄 때 전류의 크기가 크게 나타남을 볼 수 있다. 이는 PEDOT이 p-type 반도체 특성을 가진데 기인하는 것으로 볼 수 있다.

(그림 3)은 ECG 측정을 위해 사용된 전도성 PEDOT-PVDF 나노웹의 ECG 센서의 구성과 실제의 사진을 보인 것이다. ECG 전극을 구성할 때 스펀지를 삽입한 것은 ECG 센서의 피부와의 긴밀한 접촉을 유지하기 위함이었다.

(그림 4)는 나노웹 센서를 통해 측정된 ECG 신호를 보여 주고 있다. 측정된 ECG 신호를 통해 알 수 있듯이, Q파, R



TDS 1012B - 오후 5:40:17 2009-12-08

(그림 4) 측정된 ECG 신호  
(Fig. 4) Measured ECG signal

파 및 S파는 명확히 구분되어 나오고 있음을 알 수 있다. P 파의 경우는 거의 구분되고 있지 않으며, T파의 경우도 구분되기 어렵다. 보통 ECG 파형에서 가장 많이 쓰이는 파형이 Q,R,S 파형이기 때문에, 아직 비록 더 개선되어야 하는 면이 있기는 하지만 ECG신호로서의 충분한 가능성이 있음을 알 수 있었다.

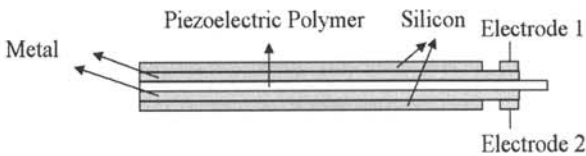
2.2 호흡 측정을 위한 PVDF 센서

PVDF 필름은 압전 폴리머의 일종으로 필름이 잡아당겨졌을 때, 그것은 늘어난 것에 비례하여 양쪽 전극사이에 전기적 신호(전하 혹은 전압)을 발생시키며, 보통 28 $\mu$ m 두께의 PVDF에 대하여 전형적으로 10~15mV/ $\mu$ strain 정도의 매우 우수한 민감도를 보여준다.

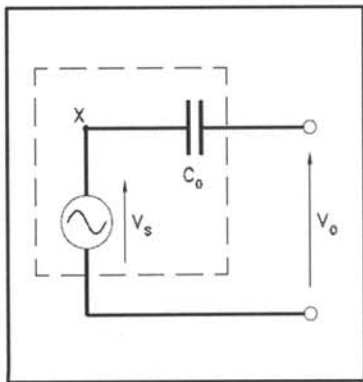
PVDF 필름을 호흡 측정용 센서로 사용하기 위하여 보통 압전 폴리머의 양쪽에 얇은 판형태의 금속을 부착하여 전극으로 사용하며, 바깥쪽 양쪽에 실리콘을 부착하여 호흡의 변화에 의한 스트레스를 증폭시킨다. 또한, 바깥쪽의 실리콘은 벨트 타입 센서헤드에 장착하기 쉽도록 하는 역할도 하고 있다. (그림 5)는 호흡 측정용 PVDF 필름 센서의 구조를 보여주고 있다.

PVDF 필름센서는 전압 발생기의 역할을 하면서 주파수에 따라 내부 임피던스가 변하는 특성을 가지고 있기 때문에 (그림 6)과 같은 등가모델로 표현될 수 있다. 피에조 필름 센서(Piezo Film Sensor)의 내부에 존재하는 커패시턴스는 낮은 주파수에서 높은 임피던스를 가진다.

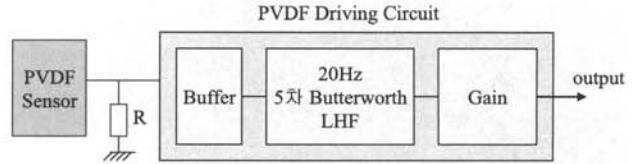
PVDF 필름 센서를 이용하며 호흡을 측정하기 위하여, (그림 7)과 같은 회로를 구성하였다. 맥박과 호흡을 측정하



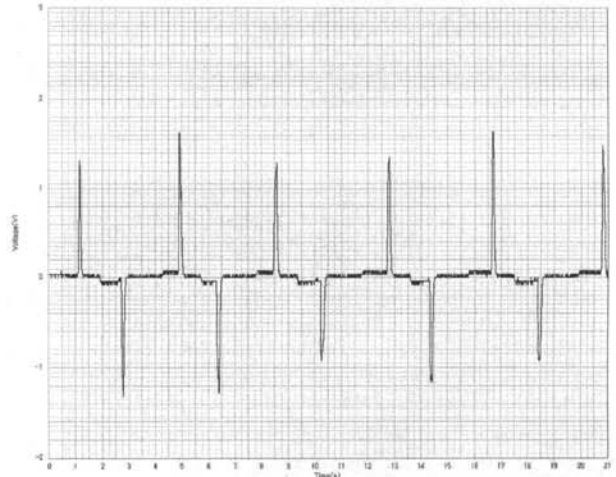
(그림 5) 호흡 측정용 PVDF 필름센서의 구조  
(Fig. 5) The Structure of Respiration measurement PVDF Film Sensor



(그림 6) PVDF 필름센서의 등가모델  
(Fig 6) Equivalent Model of PVDF Film Sensor



(그림 7) PVDF 필름센서를 이용한 호흡 측정 회로의 구조  
(Fig. 7) The Structure of Respiration measurement Circuit using PVDF Film



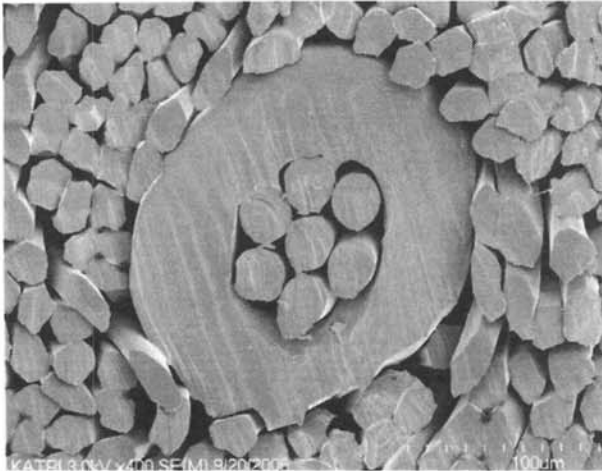
(그림 8) PVDF를 이용하여 측정된 호흡신호  
(Fig 8) Measured Respiration Signal using PVDF

기 위해서, 보통 Voltage mode와 Current mode를 사용하는 데, 본 연구에서는 voltage mode를 사용하였다. 보통 저항 R은 100M $\Omega$  이상이 사용되는 것이 보통이기 때문에, 높은 입력 임피던스를 가지는 OP-AMP를 이용하여 버퍼회로를 구성하여야 한다. 이러한 높은 입력 임피던스를 가지는 버퍼회로 때문에 60Hz 부근에서 전원 노이즈가 발생하거나, 높은 주파수에서 잡음이 발생하게 된다. 이 문제를 해결하기 위하여 20Hz의 차단주파수를 가지는 5차 버터워스 저역 통과필터(5th Butterworth Low-Pass Filter)를 사용하였으며, 마지막으로 이득회로를 통해 전압 증폭을 하였다.

(그림 8)은 측정된 호흡 신호를 보여주고 있다.

3. 디지털 실의 구조 및 특성

추위와 더위를 막고 몸을 보호하는 것이 주목적 이었던 옷이 21세기의 디지털 기술과 만나 스마트 의류 혹은 웨어러블 컴퓨터라는 이름으로 새롭게 재탄생하고 있다. 본 연구에서 사용된 디지털 실은 한국생산기술연구원의 스마트 섬유팀이 개발에 성공하였으며, 구리를 주성분으로 하는 직경 10~16 $\mu$ m의 금속 마이크로와이어이다. 현재 만들어진 디지털실은 10~16  $\mu$ m 정도의 두께를 가지고 있으며, 구리를 여러 가닥 꼬아 만들어서 유연성을 부여하였고, 이를 절연체로 피복하였다. (그림 9)는 SEM(Scanning Electron Microscope)에 의한 디지털실의 단면 구조를 보여주고 있



(그림 9) 디지털실의 SEM 영상  
(Fig. 9) SEM Images of Digital Yarn

다. 7개의 구리 가닥이 하나의 피복 안에 들어 있는 것을 볼 수 있다.

<표 1>은 디지털실의 특성을 보여주고 있다. 데이터 전송 속도는 최대 9.7Mbyte 정도이며, 38만번 이상 굽히거나 휘어져도 아무런 문제가 없다는 것을 실험을 통해 확인하였기 때문에 세탁이 가능하며 충분히 일반 옷에도 적용할 수 있다.

데이터 전송속도의 측정을 위해 두 대의 컴퓨터를 디지털 실로 연결하고 FTP로 파일을 전송하여 속도를 측정하였다.

(그림 10)은 디지털 실을 이용한 디지털 의복의 외형을 보여주고 있다.

<표 1> 디지털실의 특성  
(Table 1) Characteristics of Digital Yarn

구분	특성	내용
물리적 특성	재료	구리와 절연체
	지름	10~16 $\mu$ m
	강도	17,500 dTex (0.175 g/m)
전기적 특성	저항	7.5 $\Omega$ /m
	통신 속도	Max 9.7 MB/sec (1.5m에서) Min 8.7 MB/sec (1.5m에서)



(그림 10) 디지털 실을 이용한 디지털 의복  
(Fig. 10) Digital Garment of using Digital Yarn

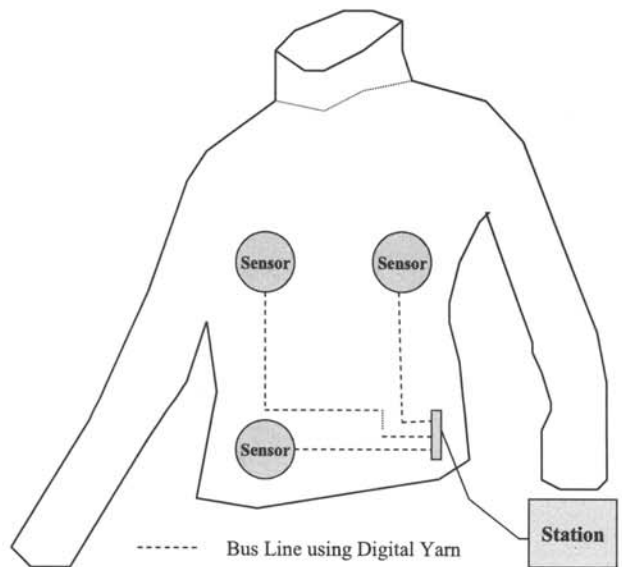
#### 4. ECG와 호흡 측정을 위한 모바일 헬스케어 의류 시스템

##### 4.1 스마트 의류에서의 신호 전송 네트워크

웨어러블 컴퓨팅에서 생체신호를 측정할 경우, 측정된 신호를 지그비(Zigbee) 혹은 블루투스 같은 무선을 이용하여 전송하는 경우가 대부분 이었다. 하지만, 이 경우 센서뿐만 아니라 구동회로, 배터리 및 무선전송 모듈이 하나의 센서 모듈 안에 통합되어야 하기 때문에, 크기가 클 수밖에 없다. 커진 크기 때문에 장착의 어려움이 존재하며, 의류 안에 내장하기가 힘들어 진다. 만약 측정하고자 하는 생체신호가 두 가지 이상일 경우, 더 큰 문제를 일으키게 된다.

이러한 문제를 해결하는 가장 좋은 방법은 사람의 몸에는 단지 센서만을 부착한 후, 이를 디지털실을 이용하여 센서의 신호만을 전송하는 것이다. 구동회로, 배터리와 제어회로 등은 탈부착이 가능한 모듈로 구성하여 옷의 한 부분에 장착하면 된다. 이 통합 모듈은 스테이션이라는 이름으로 정의하였다.

이 경우, 헬스케어 의류의 노드는 디지털실과 센서를 연결하는 인터페이스의 역할을 하게 되며, 생체신호의 측정이 필요한 부분에 노드만을 만들어 주면 된다. (그림 11)은 헬스케어 의류에서의 신호전송 네트워크의 구조를 보여주고 있다.



(그림 11) 디지털실을 이용한 버스 라인  
(Fig. 11) Bus Line using Digital Yarn

##### 4.2 ECG 신호의 측정을 위한 스테이션의 구조

본 연구에서는 PEDOT를 코팅한 PVDF 나노웬을 디지털 의류내의 3군데에 부착하여 ECG 신호를 측정하며, 측정된 센서의 신호는 헬스케어 의류의 내부에 있는 디지털 실에 의하여 스테이션에 전달된다. 노드로부터 스테이션까지의 디지털실의 길이는 최대 약 1m 정도이다. (그림 9)는 나노

웹과 헬스케어 의류의 디지털실을 이용한 호흡 측정 시스템의 구조도를 보여주고 있다.

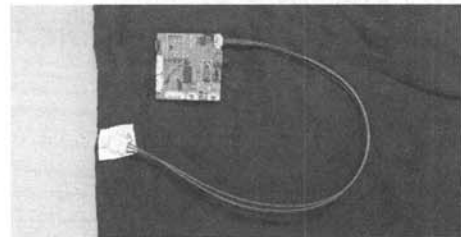
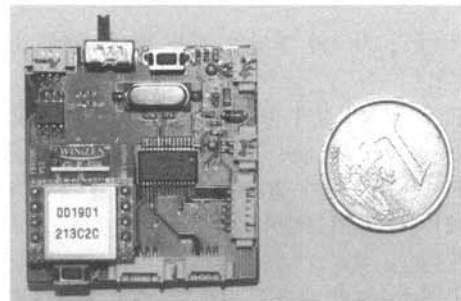
스테이션은 ECG 신호의 측정을 위한 구동회로 뿐만 아니라, 배터리, 데이터 취득 회로 및 무선 데이터 송·수신부를 포함한다. 이러한 회로부를 의복 내에 포함시키려는 일련의 연구자들이 있지만, 세탁문제는 이러한 시도들을 불가능하게 만들 수 있다. 또한 배터리의 필요성은 결국 사용자가 의복 외부에 별도의 부품을 반드시 지닐 수밖에 없게 만든다. 특히, 나노웹의 경우, 정확한 측정을 위하여 우리의 몸에 잘 밀착되어야 하며, 또한 걸 옷이 아닌 속옷에 장착되어야 하는데, 속옷에 회로부를 설치하는 것은 거의 불가능하다.

이러한 문제점 때문에 본 연구에서는 디지털 의복은 전원의 공급이 별도로 필요로 하지 않는 센서와 디지털실만을 연결시켜 의류의 디자인 자유도를 침범시키지 않고, 세탁의 문제점을 해결하도록 하였다. 관련 회로와 배터리 및 전원부 등은 스테이션에 장착하며, 스테이션은 헬스케어 의류와 커넥터로 연결되도록 함으로써, 스테이션은 주머니를 비롯하여, 의복의 모양 및 디자인에 상관없이 탈부착이 가능하도록 하였다. 스테이션은 전원부를 제외급이 1디자나노웹 센서의 필터링과 증폭을 위한 구동회로부와 데이터 취득과 동작의 제어를 위한 마이크로컨트롤러부로 나누어진다.

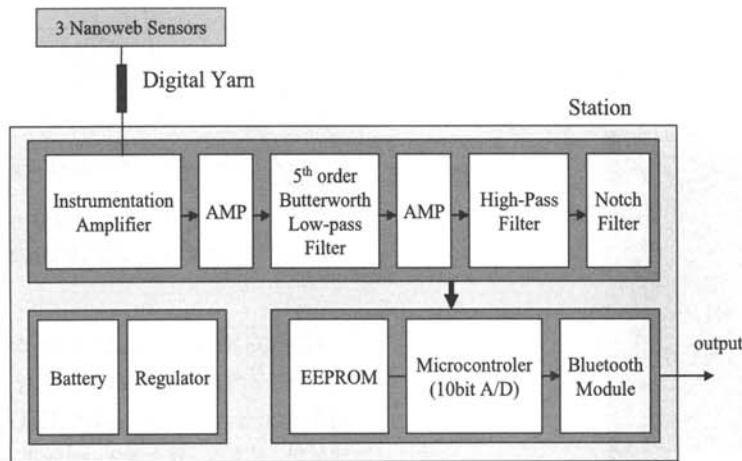
ECG 신호의 구동회로부의 첫 번째 단은 Analog Device사의 Instrumentation Amplifier인 AD620을 사용하였다. AD620은 전력소모가 적고 입력전압에 대한 노이즈가 작아 생체신호를 측정하기에 적합하다. ECG 신호는 주파수 대역이 낮아 통과대역을 제외하고는 차단을 시켜줘야 하며 신호의 크기가 매우 미약하기 때문에 증폭기를 사용한다. 노이즈를 제거하기 위해 5차 버터워스 노우패스 필터와 하이패스 필터를 사용하여 0.1Hz~20Hz의 주파수만을 통과시키고 증폭기를 사용하여 약 40배 이상을 증폭시켰다. 필터와 증폭기를 통과한 신호는 마이크로 프로세서를 통해 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환시킨다. 본 논문에서 사용된 마이

크로 프로세서는 마이크로칩사의 PIC18F452이며 A/D 변환은 프로세서에 내장된 10비트 컨버터를 이용하였다. 변환된 디지털 신호는 블루투스 모듈을 통해 외부 컴퓨터로 전송이 가능하다. 최초에는 ARM 칩을 이용할 예정이었으나, 스테이션에서 ARM칩의 고급기능을 이용할 필요가 없다는 판단에 의해 윈칩 마이콤을 사용하였다. 측정된 신호를 무선으로 전송하여 외부 스테이션의 부하를 최소화하는 것이 더욱더 바람직하다. 헬스케어 의류에 장착되는 스테이션의 경우, 그 부피와 무게를 최소화시키는 것이 의복의 디자인 자유도를 증가시킬 수 있으며, 또한 ECG 신호의 경우, 다양한 신호처리 알고리즘이 필요로 하기 때문에, 스테이션에서 ECG 알고리즘을 적용하기 보다는, 외부 모바일 장치나 외부 컴퓨터에 의해 연산을 하게 하는 것이 좋다.

(그림 13)은 스테이션의 회로와 외형을 보여주고 있다.



(그림 13) 스테이션의 외형 (Fig. 13) A Shape of Station

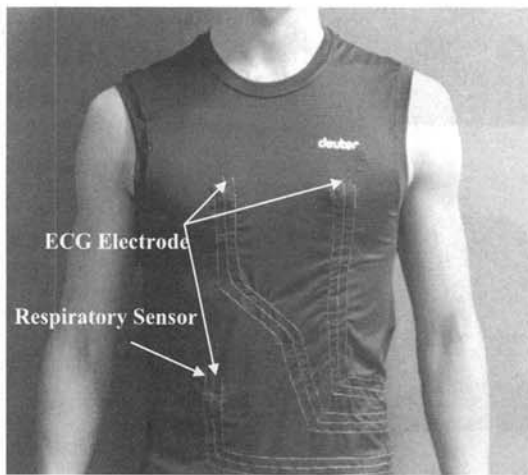


(그림 12) 디지털실을 이용한 맥박 및 호흡 측정 시스템의 구조도 (Fig. 12) The Structure of ECG Circuit using Digital yarn

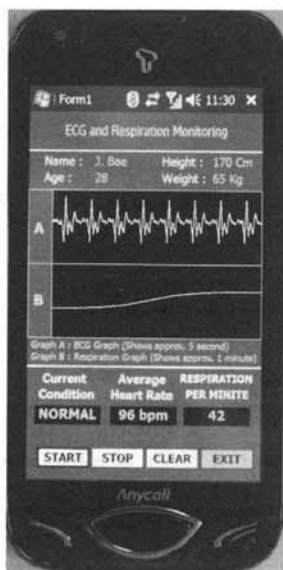
### 4.3 실험결과

(그림 14)는 나노웹 ECG 센서와 호흡 측정을 위한 PVDF 센서가 내장된 디지털 의류와 측정상황을 보여주고 있다.

(그림 15)는 스테이션에서 블루투스를 이용하여 휴대폰으로 전송된 ECG 신호와 호흡 신호를 보여주고 있다. 휴대폰은 (주)삼성전자의 스마트 폰이 사용되었으며, 휴대폰에서 사용자의 정보를 입력하고 헬스케어 의류를 통해 측정된 데이터를 블루투스를 통해 휴대폰으로 전송한다. 휴대폰 화면에서 보이는 (A)번 그래프는 ECG 신호를 나타내며, 신호의 주기는 5초이다. (B)번 그래프는 1분 동안의 호흡 변화량을 보여준다. ECG 신호를 통해 맥박 신호를 얻을 수 있으며, 맥박과 호흡 신호의 분당 변화량과 사용자의 현재 상태를 표시한다.



(그림 14) 생체신호를 측정 중인 디지털실을 이용한 헬스케어 의류  
(Fig. 14) The Health-Care Garment using Digital Yarn measuring Physiological Signal



(그림 15) 휴대폰으로 전송된 생체 신호  
(Fig. 15) Transmitted Physiological Signal on Mobile Phone

## 5. 결 론

대부분의 모바일 웨어러블 생체 모니터링 의류 시스템은 생체신호를 측정할 수 있는 센서, 데이터 취득과 무선 통신 및 제어를 담당하는 회로부와 이들을 내장하는 의복으로 구성된다. 기존의 센서는 의복에 장시간 내장하기가 어렵고, 착용에 불편함을 느끼게 하며, 피부 접촉 시 시간에 따라 저항 값이 변화하기 때문에 장기적인 생체 신호 모니터링을 하기가 어려운 제한성을 가지고 있다. 이러한 문제보다 더 큰 문제는 센서전극과 회로 사이에 존재하는 신호선의 처리 문제라 할 수 있다.

이러한 문제점들을 해결하기 위하여, 본 연구에서는 PVDF에 PEDOT 재료를 코팅하여 만든 패브릭 나노웹 ECG 전극과 PVDF 필름을 이용한 호흡센서를 사용자의 의류와 일체화시켰다. 측정된 생체신호는 디지털실과 무선 블루투스(Bluetooth)가 내장된 스테이션을 이용하여 휴대폰에 전송되도록 하였다.  $10\mu\text{m}$  두께의 디지털실의 사용을 통해, 기존 의류와 일체화될 수 있는 신호네트워크를 가진 의류제작이 가능해졌으며 탈부착이 가능한 스테이션을 통해 휴대폰에 손쉽게 ECG 신호와 맥박신호를 전송 및 표시가 가능했다.

## 참 고 문 헌

- [1] *Crossing the Quality Chasm: A New Health System for the 21st Century*, Committee on Quality of Healthcare in America, Institute of Medicine, Washington, D.C., 2001.
- [2] R. Rajamanickam, S. Park, and S. Jayaraman, "A structured methodology for the design and development of textile structures in a concurrent engineering environment," *J. Textile Inst.*, Vol. 89, no. 3, pp.44-62, 1998.
- [3] The Georgia Tech Wearable Motherboard : The Intelligent Garment for the 21st Century. Available: <http://www.smartshirt.gatech.edu>
- [4] Lorincz K, Malan D, Fulford-Jones TRF, Nawoj A, Clavel A, Shnayder V, et al. Sensor networks for emergency response: challenges and opportunities. In: *IEEE pervasive computing, special issue on pervasive computing for first response*, pp. 16-23, 2004.
- [5] Carter GS, Coyle MA, Mendelson WB. Validity of a portable cardio-respiratory system to collect data in the home environment in patients with obstructive sleep apnea. *Sleep Hypnosis*, pp.85-92, 2004.
- [6] Wilhelm FH, Pfaltz MC, Grossman P. Continuous electronic data capture of physiology, behavior and experience in real life: towards ecological momentary assessment of emotion. *Interacting Comput*, pp.171-86, 2006.
- [7] Wen-Yang Chang, Te-Hua Fang, Yu-Cheng Lin, "Characterization and fabrication of wireless flexible physiological monitor sensor", *Sensors and Actuators A* 143, pp.196-203, 2008.

- [8] Young-Dong Lee, Wan-Young Chung,, "Wireless sensor network based wearable smart shirt for ubiquitous health and activity monitoring, Sensors and Actuators B 140, pp.390 - 395, 2009.
- [9] Philippe Jourand, Hans De Clercq, Rogier Corthout, Robert Puers, "Textile Integrated Breathing and ECG Monitoring System", Procedia Chemistry 1, pp.722 - 725, 2009.
- [10] Di Rienzo M, Rizzo F, Parati G, Brambilla G, Ferratini M, Castiglioni P. MagIC System: a new textile-based wearable device for biological signal monitoring. Applicability in daily life and clinical setting. Proc IEEE-EMBS, pp.7167-9, 2005.
- [11] Di Rienzo M, Rizzo F, Parati G, Ferratini M, Brambilla G, Castiglioni P. A textile-based wearable system for vital sign monitoring: applicability in cardiac patients. Comput Cardiol 32, pp.699-701, 2005.
- [12] Samjin Choi, Zhongwei Jiang, "A novel wearable sensor device with conductive fabric and PVDF film for monitoring cardiorespiratory signals", Sensors and Actuators A 128, pp.317-326, 2006.



### 김 정 도

e-mail : jdkim@hoseo.edu  
 1987년 성균관대학교 전자공학(학사)  
 1990년 성균관대학교 전자공학(석사)  
 1994년 성균관대학교 전자공학(박사)  
 2004년 삼척대학교 제어계측공학과 교수  
 2004년~현 재 호서대학교 전자 공학과 교수

관심분야: 오감정보처리, 센서신호처리



### 김 갑 진

e-mail : kjkim@khu.ac.kr  
 1975년 서울대학교공과대학 섬유공학과(학사)  
 1977년 서울대학교 섬유공학과(석사)  
 1985년 서울대학교 섬유공학과(박사)  
 1978년~1980년 (주)Kolon 기술연구소 연구원

1980~현 재 경희대학교 공과대학 정보전자신소재공학과 교수  
 1988~1989 미국 Univ. of Massachusetts, Polymer Sci. & Eng. Dept. 방문교수  
 1991~1992 Chimico-Fisici di Macromolecole Sintetiche e Naturali, ITALY, 방문교수  
 1992~1993 미국 IBM Almaden Research Center, San Jose, CA, 방문교수  
 1997~1998 미국 Akron 대학 고분자공학과, 방문교수  
 2004~현 재 Editor, Fibers & Polymers  
 2008~2009 미국 The University of Washington, Seattle, WA, 기계공학과, CIMS, 방문교수  
 2010~현재 한국섬유공학회 회장



### 정 기 수

e-mail : gschung @kitech.re.kr  
 1988년 경희대학교 섬유공학과(학사)  
 1991년 경희대학교 섬유공학과(석사)  
 2000년 독일 Stuttgart 섬유공학과(박사)  
 1994년~2000년 Institut fuer Verfahrens-technik 연구원  
 2001년~2006년 한국생산기술 연구원 선임연구원  
 2007년~2007년 한국생산기술연구원 수석(보) 연구원  
 2008년~현 재 한국생산기술연구원 수석연구원



### 이 정 환

e-mail : jungpic@nate.com  
 2007년 호서대학교 전자공학(석사)  
 2008년 3월~현 재 호서대학교 전자공학 박사과정  
 관심분야: 스마트인터페이스, 웹 센서, 센서 응용



### 안 진 호

e-mail : jhahn@hoseo.edu  
 1995년 연세대학교 전기공학(학사)  
 1997년 연세대학교 전기공학(석사)  
 2002년 8월 엘지전자 DTV 연구소연구원  
 2006년 8월 연세대학교 전기공학박사  
 2007년~현 재 호서대학교 전자공학과 교수

관심분야: SOC 설계 및 응용, 테스트



### 이 상 국

e-mail : sg.lee@catholic.ac.kr  
 1987년 인하대학교 전기공학과(학사)  
 1989년 인하대학교 전기공학과(석사)  
 1994년 프랑스 국립 응용과학원 (Institut National des Sciences Appliquees) 전자공학(박사)

1995년~1999년 프랑스 국립루앙(ROUEN Univ.)대학교 전기전자공학부 조교수  
 1990년~1999년 프랑스국립응용과학원 PSI(Pertception System & Information)연구소 연구원  
 1999년~2001년 삼성전자 중앙연구소 Wearable Computer Project 팀장, 수석연구원  
 2001년~2006년 삼성종합기술원 Master(기술명인), Mobile Augmented Reality Project 팀장, Ubicomp Interactive Device 그룹장  
 2006년~현 재 가톨릭대학교 디지털미디어학부 미디어공학과 교수  
 관심분야: Smart Sensor & System, HCI, Ubiquitous/Wearable Computing, Augmented Reality