https://doi.org/10.14400/JDC.2017.15.11.231

웰니스 의류에 적용 가능한 바이오센서 동향 연구

김효진
한국생산기술연구원 스마트섬유그룹

A Review Study of Biosensors applicable to Wellness Wear

Hyo-Jin Kim
Smart Textile R&D Group, Korea Institute of Industrial Technology (KITECH)

요 약 본 논문은 전기적 감지 방식 바이오센서의 개념을 리뷰하고, 의류 및 텍스트 기반의 바이오센서의 연구 사례를 조사하였다. 생체 신호를 측정 할 수 있는 바이오센서는 생물학적 감지 물질을 이용하여 생물학적 물질의 물리적, 화학적 특성을 감지하는 장치이다. 따라서 바이오센서를 사용하여 생체신호를 측정할 수 있는 웰니스 의류는 U-Health 서비스를 제공하는데 중요한 역할을 한다. 기존 센서와 다르게 바이오센서의 차별화된 특징은 선택적 반응과 생물학적 물질의 결합을 사용한다는 점이다. 이러한 바이오센서 중 전기적 감지 바이오센서는 전기 신호의 처리로 인해 크기가 매우 작아 유비쿼터스 환경을 조성하는데 이용될 수 있다. 따라서 웰니스 의류를 개발하기 위해 소형화가 쉬운 전기적 감지 바이오센서를 연구할 필요가 있다. 본 논문에서는 전기적 감지 바이오센서(전기화학적 방식, 나노와이어/탄소나노튜브 기반 FET 방식)에 대해 자세히 기술하였다. 마지막으로, 이러한 고찰을 통해 향후 웰니스 의류에 적용 가능할 바이오센서의 기술개발 방향을 제언하였다.

주제어 : 바이오센서, 웰니스 의류, 유비쿼터스 헬스 (유헬스), 전기화학적 바이오센서, 전계 효과 트랜지스터, 텍스타일 센서

Abstract This paper provides a review of the electrical sensing biosensors and examine research cases of biosensors based on clothing and textiels. A biosensor which can measure bio-signals is a device that senses the physical and chemical characteristics of biological materials by using biological sensing materials. Therefore, wellness wear that is closely integrated with the user's real life will play an important role in achieving U-Health. The biosensors' unique feature which can be differentiated from the existing sensors is it's using of selective reactions and binding of biological substances. The electrical sensing biosensors are very small in size due to the processing of electrical signals, which can be used to create ubiquitous. Therefore, it is necessary to study electrical sensing biosensors that are easy to miniaturize to develop wellness wear. This paper describes the electrical sensing biosensor (an electrochemical method nanowire/carbon nanotube FET method) in detail. Finally, the future direction of biosensors to be applied to wellness wear is suggested.

Key Words : Biosensor, Wellness Wear, Ubiquitous Health (U-Health), Electrochemical Biosensor, Field Effect Transistor (FET), Textile Sensor

Received 27 September 2017, Revised 27 October 2017
Accepted 20 November 2017, Published 28 November 2017
Corresponding Author: Hyo-Jin Kim (Smart Textile R&D Group, Korea Institute of Industrial Technology)
Email: hjokim@kitech.re.kr

ISSN: 1738-1916

© The Society of Digital Policy & Management. All rights reserved. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0), which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

1. 서론

건강에 대한 관심의 고조 및 웰빙 선호에 대한 사회적 분위기의 확산, 인구 고령화 등으로 인해 전 세계 의료기기 시장은 2016년부터 2020년까지 연평균 6.4% 증가가 전망되고, 정부가 ICT와 관련된 U-Health(Ubiquitous-ealth) 분야를 정책의 핵심 과제로 접근하는 등 건강관리와 관련된 분야는 가장 주목 받는 분야 중 하나가 되었다[1]. 과거에는 환자들이 병원에서 검사를 받고 건강관리를 받아야 했지만, 의료와 IT기술의 융합인 U-Health 환경이 발전하면서 휴대용 개인건강기기를 활용하여 언제 어디서나 의료진에게 관리를 받을 수 있게 되었다. 이는 소형 의료용 센서와 통신기술의 발달로 인해 언제 어디서나 건강 데이터를 환자와 의료인 간에 서로 주고받을 수 있는 환경이 구축되었기 때문에 가능한 것이다[2]. 이러한 IoT 기술을 의료 환경에 적용하는 데 있어서 중요한 부분은 의료대상자에게 부착된 센서에서 의료 데이터를 얻어내는 센싱이다[3]. 생체 신호를 측정하는 기술은 생물학적 감지 소재를 이용해 생체물질의 물리·화학적 특성을 감지할 수 있는 바이오센서를 통해서 구현된다. 웰니스 의류에 내장된 바이오센서는 인체의 땀, 혈액, 타액 등으로부터 생체정보를 감지할 수 있기 때문에 바이오센서는 사용자의 실생활에 밀접한 U-Health 서비스를 구현하는데 중요한 역할을 한다. 일반적인 웰니스 의류는 텍스타일 기반의 바이오센서와 디지털 실, 그리고 신호 전송 모듈로 구성되어 있다. 이 중 바이오센서는 특정 생체물질을 감지하여 임상진단의 한계를 낮춤으로써 질병의 조기진단을 가능하게 하고 만성질환을 실시간으로 관리할 수 있으며 건강한 사람도 일상에서 손쉽게 건강을 관리할 수 있게 할 것이다. 이러한 기술을 통해 더욱 다양하고 수준 높은 스마트 헬스케어의 시대가 도래 할 수 있을 것이다.

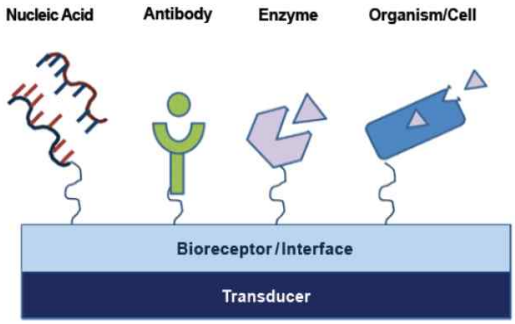
본 논문에서는 바이오센서의 정의와 신호변환기의 형태에 따른 유형을 소개하고, 이 중 U-Health 환경을 구현하기에 적합한 전기적 감지 방식을 이용하는 바이오센서에 대해 기술하였다. 전기적 감지 방식을 이용하는 바이오센서를 전기화학적 방식 바이오센서와 나노와이어/탄소나노튜브 기반 FET 바이오센서로 나누어 이들의 개념, 원리, 제작 방법 그리고 관련 선행연구들을 기술하였다. 또한 의류 및 텍스타일 기반 바이오센서의 연구 사례들을 제시하여 웰니스 의류에 적용된 바이오센서에 대한 이해를 높이고자 하였다. 이러한 고찰을 통해 향후 웰니스 의류에 적용 가능할 바이오센서의 기술개발 방향을 제언하였다.

2. 바이오센서

바이오센서는 효소(enzyme), 생분자(biomolecule), 항체(antibody), 세포(cell) 등의 생물작용제(biological agent)를 생체감지물질(bioreceptor)로 사용하여 측정하고자 하는 분석대상(analyte)과 높은 선택성(selectivity)으로 반응을 일으키게 하여 그 결과를 물리·화학센서로 감지해 내는 방식으로 기존의 의료용 화학센서를 대체하였다[4]. 바이오센서가 기존의 센서와 구별되는 점은 바이오센서가 생물질의 선택적인 반응 및 결합을 이용한다는 것이다.

2.1 정의

바이오센서는 [Fig. 1]과 같이 생물학적 요소를 감지하는 생체감지물질과 신호변환기(transducer)로 구성되어 생체감지물질로 측정하고자 하는 물질과 특이적으로 반응하는 분자들을 표면에 처리하여 측정하고자 하는 생물학적 요소를 선택적으로 감지하는 센서이다[5]. 샘플 내에 존재하는 표적 분자가 바이오센서의 생체분자 인식층에 생화학적으로 결합하면 신호 변환기의 신호에 변화가 발생하게 되고, 이를 사람이 인식 가능한 신호로 변환하여 표적 분자의 정량분석과 정성분석이 가능하게 한다. 바이오센서의 선택성(selectivity)은 생체 분자 인식 층에 의해 결정되고, 바이오센서의 민감도(sensitivity)는 신호변환기의 성능에 의해 결정되기 때문에 바이오센서를 형성하는 방법은 바이오센서 개발을 할 때에 매우 중요하다[6]. 이 중 바이오센서의 민감도는 측정하고자 하는 대상이 포함된 용액에서 관심 있는 분자들의 농도 변화에 따라 센서가 얼마나 반응하는지를 의미한다. 즉 얼마나 낮은 농도(limit of detection; LOD)에서 시작하여 어느 범위까지 측정할 수 있는가를 말한다. 센서의 보정(calibration)을 위해서는 센서가 넓은 분자의 농도 범위에서 선형적인 민감도를 가지는 것이 중요하다[7].



[Fig. 1] Conceptual biosensor concept employing traditional bioreceptor species [4]

2.2 유형

바이오센서는 신호변환기의 형태에 따라 크게 광학적 감지 방식과 전기적 감지 방식으로 분류된다.

광학적 감지 방식은 기본적으로 빛이 신호변환기 역할을 하며, 각종 측정 기술들인 형광작용(fluorescence), 표면플라즈몬공명(surface plasmon resonance, SPR), 포토닉결정(photonic crystal) 등을 사용한다[7]. 일반적으로 형광물질, 인광물질, 발색물질, 방사선물질 등의 발광물질을 인식물질에 표지하여 인식물질과 분석물질과의 반응 유무를 표지된 발광물질의 광신호를 감지하여 검출해 내는 기술을 표지식 바이오 포토닉 센서 기술이라고 한다. 이러한 분석 방법은 상당히 민감하지만 매우 느리고 고가의 분석 장비가 있어야 한다는 단점을 가지고 있다. 이러한 단점을 극복하기 위하여 생화학 반응 유무를 비표지(label-free) 방식으로 측정하는 기술이 개발되었다. 대표적인 기술이 SPR 기술로, 이는 검출하고자 하는 분자가 센서 표면에 부착됨에 따라 SPR 공명각도가 변화되고 공명되는 빛의 양이 변하게 한다. 그러나 SPR 기술은 아직 바이오센서를 소형화하기에 어렵다는 단점이 있다[9].

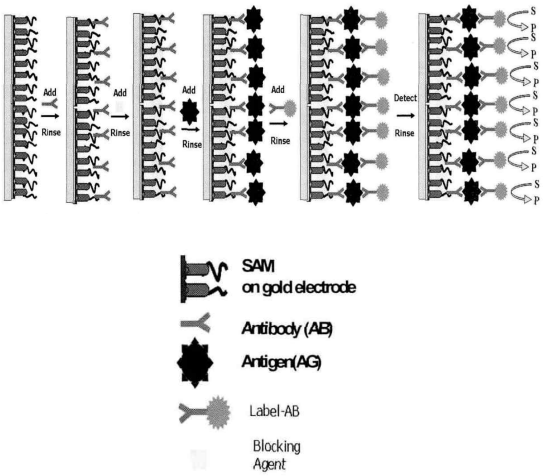
전기적 감지 방식에 의한 바이오센서는 검출하고자 하는 생체물질(DNA, 단백질 등)이 센서 생체감지물질의 탐침(probe)과 특이적으로 결합할 때 유도되는 센서의 전기적 특성 변화를 검출한다[10]. 이러한 바이오센서를 소형화하여 고감도의 센서를 제조하는 연구가 주로 진행되어 왔다. 전기적 감지 방식 바이오센서에 대한 자세한 내용은 다음 장에서 구체적으로 기술하였다.

3. 웰니스 의류에 적용 가능한 바이오센서

일반적으로 가장 널리 사용하는 광학적 감지 방식에 의한 바이오센서는 빛을 이용하기 때문에 광원 장비와 측정된 광학 신호를 전기적인 신호로 변환하는 하드웨어가 필요하여 전체적인 크기가 매우 크다. 반면, 전기적 감지 방식에 의한 바이오센서는 전기화학적 신호를 바로 처리하여 크기가 매우 작기 때문에 U-Health 서비스를 구현하기에 적합하다. 사람들이 손쉽게 휴대하며 질병 진단과 진단결과 전송까지 가능한 시스템 개발을 위해서는 바이오센서의 소형화가 필수적이다[5]. 따라서 웰니스 의류 개발을 위해서는 소형화가 용이한 전기적 감지 방식에 의한 바이오센서의 연구가 필요하다고 사료된다. 이러한 전기적 감지 방식은 크게 전기화학적 방식과 나노와이어/탄소나노튜브 기반 FET 방식으로 나눌 수 있다.

3.1 전기화학적 방식 바이오센서

전기화학적 방식은 생체물질과 탐침이 결합 시에 발생하는 산화-환원 반응에 유도되는 전류 변화를 센서 전극을 이용하여 측정하는 것이다[10]. 전기화학적 방식 바이오센서는 크게 전류(amperometric) 센서, 전위차(potentiometric) 센서, 임피던스측정(impedancemetric) 센서로 나뉜다. 먼저 전류 센서는 일정한 전압을 걸어 준 상태에서 전류 변화를 측정하는 것으로 산소센서, 혈당센서, 효소센서 등 다양한 바이오센서로 소형화가 가능하다. [Fig. 2]는 전류센서인 면역센서의 전형적인 예를 보여주고 있다. 먼저 금과 같은 전도성 금속에 항체를 공유결합 시키고 원하는 분석물질이 있는 혈액 샘플을 항체가 코팅된 전극과 반응하게 한다. 그 후에 효소와 같은 전기화학적 반응기에 반응하는 물질을 넣어주면 전자를 생성하여 그 값을 측정할 수 있다. 전위차 센서는 일반적으로 이온을 측정하는 이온-선택 전극(ion-selective electrode, ISE)이 많이 알려져 있으며, 전극에서의 전압 변화를 측정함으로써 용액상의 원하는 양을 측정할 수 있다. 이와 반대로 측정하고자 하는 생체물질을 전극에 부착하게 되면 전극 표면의 저항이나 정전 용량이 변화하게 된다. 이 변화값을 측정함으로써 용액 분자량을 예측하는 센서를 임피던스측정 센서라고 한다[7].



[Fig. 2] Electrochemical immuno sensor, 1) Self-ssembly monolayer on gold electrode is formed, 2) antibody specific for antigen is immobilized, 3) antigen is binded, 4) electrochemically labeled secondary antibody immobilized, 5) substrate is added while constant voltage is applied, 6) final current (product) is measured [7]

전기화학적 방식의 바이오센서를 이용하면 전기적 제어회로를 이용하여 전기화학적 신호를 감지하고 바로 처리하기 때문에 고속의 데이터 샘플링 및 처리가 가능하며 저가의 휴대용 측정 장치의 개발이 가능하다. 특히 혈당을 측정할 경우, 색의 변화를 측정하는 것이 아니기 때문에 적혈구의 간섭이 없고 혈액을 닦을 필요도 없으며 소량의 혈액을 이용할 수 있는 전기화학적 방법을 주로 사용하고 있다[12]. 그러나 단백질의 경우, 표지물질로 인해 활성이 저해를 받을 수 있을 뿐만 아니라 균일한 표지가 이루어지지 않을 수 있기 때문에 측정의 정확도가 떨어질 수 있다. 또한 전기화학적 신호가 발생할 수 있는 특정한 반응 환경을 요구하므로 DNA, 단백질 등 다양한 형태의 생체물질을 동시에 검출하기 어렵다[9]. 게다가 전기화학적 방식의 바이오센서는 전기화학적 반응을 유도하기 위해서 타깃 분자와 탐침 분자 이외에 제3의 표지물질이 필요하므로 시료의 처리 과정이 복잡하다[10]. 전기화학적 방식은 현재 의류 및 텍스타일 기반 바이오센서 연구에서 많이 사용되는 방법으로 다음 장에서 관련 연구사례를 자세히 기술하였다.

3.2 FET 방식 바이오센서

3.2.1 FET 방식 바이오센서 원리

FET란 F 효과(field effect, 분자 내의 직접 결합되어 있지 않는 2원자의 전하가 공간을 통하여 상호 작용)에 의존하는 트랜지스터(transistor)의 일종이다. 이는 외부로부터 어떤 물리량이나 화학량을 포착하여 전기적 신호로 변환하여 검지하는 기능을 가지고 있다. FET는 대체로 반도체 집적회로 제조 공정 방법을 이용하여 제작하기 때문에 대단히 정교하여 극소형 및 초경량으로 대량생산이 가능하다. F 효과를 이용하므로 감지소자의 입력 임피던스는 대단히 크고 출력 임피던스는 비교적 작은 장점을 가지고 있으며, 아주 작고 정교하며 감지반응이 빨라서 생체 내외의 측정에 유리한 조건을 갖추고 있다[13].

FET는 소스(source), 드레인(drain), 게이트(gate) 등 세 개의 전극으로 구성되는데, 소스와 드레인 사이에 흐르는 전류의 양을 게이트 전압을 통해 조절할 수 있다. 표면전하를 가지는 생체분자들이 게이트 전극 표면에 존재하게 되면 표면전하의 영향으로 FET에 흐르는 전류에 변화가 생기는데, 이렇게 달라진 전류를 감지하여 항원, 항체, DNA, 단백질, 효소, 바이러스 등 다양한 생체물질의 신호를 감지하여 정량분석을 한다. FET는 도핑(doping)이란 불순물을 주입하는 공정을 통해서 p형, n형 등 특성이 다른 소자를 만들 수 있어 분석하고자 하는 생물학적 요소에 따라 알맞게 사용할 수 있다[5]. 전류의 이동 통로가 정공에 의해서 진행되는 형태를 p형, 전자에 의한 운반 형태를 n형이라고 한다[14]. FET 바이오센서는 형광물질과 같은 표지분자가 필요하지 않은 비표지 방식이기 때문에 간단하게 측정할 수 있으나, FET 게이트 전극 위에 멀리 떨어져 있는 생체물질을 측정하기에는 적합하지 않다[5]. 이를 FET가 전하를 감지할 수 있는 거리인 디바이 거리(debye length)라고 하는데, 이 거리를 벗어나면 센서의 감도가 낮아 생체분자를 측정하기 어려워진다[15].

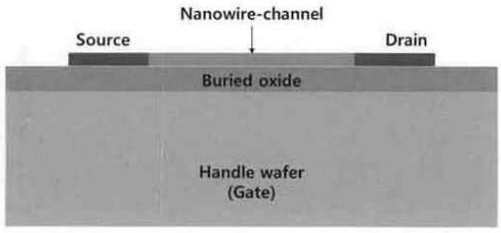
디바이 거리(K^{-1})는 FET 바이오센서를 이용하여 측정 대상 분자를 전기적으로 측정하고자 할 때에 중요하게 고려해야 할 변수이다. 디바이 거리란 플라즈마 내부에서 주어진 음의 입자가 주위의 양의 입자에 의해 차폐되어 외부와 관계없이 그 자신의 운동 에너지에 의해 운

동할 수 있는 거리, 즉 외부 전하가 FET의 성능에 영향을 끼칠 수 있는 최대거리다. 일반적으로 바이오센서의 표면으로부터 단백질과 같은 생물학적 인지 요소는 수 나노미터 떨어져 있기 때문에 측정 대상을 최적으로 측정하기 위해서는 디바이 거리의 적절한 선택이 필요하다. 일반적인 용액 속에서는 대략적으로 (디바이 거리)$\propto (I)^{-1/2}$ 의 관계가 성립한다. 여기서 I는 용액의 이온 강도이다[16]. 디바이 거리는 용액 중의 전해질 농도와 함수 관계에 있어 전해질 농도가 낮아짐에 따라 점점 길어진다[15].

3.2.2 FET 방식 바이오센서 제작 방법

FET 방식 바이오센서의 제작 방법은 크게 bottom-up 방법과 top-down 방법으로 나뉜다. 먼저, bottom-up 방법은 화학적인 방법으로 용매에 적당한 화합물을 녹인 용액들을 적절히 섞어서 침전반응을 이용하는 것이다. 분자나 이온부터 시작하여 원하는 크기로 키워나가는 방법으로, 반응조건에 따라 입자 크기를 조절할 수 있다. bottom-up 방법으로 나노와이어 기반 FET 바이오센서를 제작할 경우에 여러 장점들이 있다. 첫째, 나노와이어는 높은 종횡비(aspect ratio)를 지니고 있기 때문에 표면에서의 정밀한 바이오 상호작용 검출을 가능하게 한다. 둘째, 나노와이어는 전기적으로 스위칭(switching)이 가능하기 때문에 직접적인 비표지 바이오 물질 검출에 매우 유용하다. 셋째, 나노와이어의 크기는 100nm 이하로 축소가 가능하기 때문에 칩 내에서 높은 밀도를 이루어 생체 내에서 실시간으로 여러 가지 시료를 검출할 수 있다[17]. 하지만 bottom-up 방법으로 제작된 나노와이어 및 탄소나노튜브 기반 FET 바이오센서는 이와 같은 우수한 특성에도 불구하고 소자의 재현성 확보와 신뢰성 향상 및 대면적 나노 구조물의 선택적 배열 기술이 어려움으로 인해 양산 기술에 적용하기에는 아직 많은 어려움이 있다[18].

top-down 방법은 mm나 μm 크기의 분말을 이온 에칭(ion milling) 보올 밀 분쇄(ball-milling)를 이용하여 원하는 크기가 될 때까지 가는 방법이다. 먼저 기판을 만들고 필요 없는 부분을 깎아 내려가면서 만드는 것이다. bottom-up 방법은 위치제어가 어려워 대량 생산이나 센서의 집적화에는 한계가 있어 이를 해결하기 위해 리소그래피(lithography)와 식각 기술을 이용한 top-down 방법의 실리콘 반도체 제작 공정을 사용한다. 이는 기존의 상보형금속산화반도체(complementary metal-oxide semiconductor, CMOS; p 채널의 MOS 트랜지스터와 n 채널의 그것을 서로 절연하여 동일 칩에 만들어 넣어 양자가 상보적으로 동작하도록 한 것) 공정을 그대로 활용할 수 있어 대량 생산을 통한 실용화에 유리하다[10]. [Fig. 3]는 CMOS 공정으로 제작된 나노와이어의 소스와 드레인을 포함하는 횡단면이다. 그림과 같이 제작된 나노와이어는 3극 형태로 사용되고, 미세 신호의 획득에 용이하기 위해 일반 실리콘 기판보다는 실리콘 온 인슐레이터(silicon-on-insulator, SOI) 기판을 많이 사용하게 된다[16].



[Fig. 3] Silicon nanowire FET fabricated by CMOS process techniques [16]

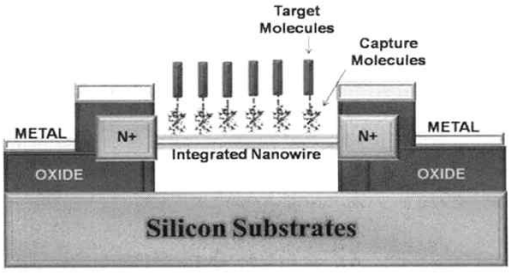
3.2.3 FET 방식 바이오센서 유형

3.2.3.1 나노와이어 기반 FET 바이오센서

기본적인 나노와이어는 수~수십nm의 반지름을 가지는 균일한 1차원 구조체이다. 금 나노입자 등을 촉매로 VLS(vapor-liquidsolid) 성장법을 통해 나노와이어를 성장시키거나, VSS(vapor-solid-solid) 성장법을 통해 높은 성능의 나노와이어를 성장시키는 것이 가능하다[19]. 성장 과정에서 p형 또는 n형으로 도핑을 하거나 온도, 촉매, 압력 등의 조건 변화를 통해 다른 반도체와 합성해서 성장시키는 것이 가능하고, 성장 메커니즘을 변화시켜 나노와이어를 수직 성장시키거나 성장 방향을 제어하는 것 또한 가능하다. 이러한 방법으로 성장시킨 나노와이어는 소자로서의 활용이 용이한데, 그 중 대표적인 분야가 나노와이어 기반 FET 바이오센서이다.

나노와이어 기반 FET 바이오선세는 나노와이어 표면에 결합하는 생체물질의 자체 전하에 의해 유발되는 나노와이어 내부의 전기전도도 변화를 검출하는 비표지 방식의 센서이다[Fig. 4][9]. 이는 게이트 전압에 의한 FET

의 전기전도도 변화를 검사하는 용액 내에 특정 바이러스가 있으면 바이러스가 나노와이어 위의 항체와 결합하고, 그 결과 감소되는 나노와이어의 전류차를 통해 바이러스 유무와 양을 검출하는 시스템이다[20]. 나노와이어를 기반으로 하는 바이오센서에서 항체는 특정 바이러스하고만 선택적으로 결합하는 1차 신호변환기의 역할을 하고, 바이러스와 항체가 결합하면 전류의 크기를 변화시켜 인지 가능한 신호로 바꾸어주는 나노와이어는 2차 신호변환기의 역할을 한다. 나노와이어는 합성과정에서 전자 특성을 쉽게 제어할 수 있다는 장점이 있고, 직경이 나노스케일인 나노와이어에서는 표면에 물질이 흡착할 때의 캐리어(carrier, n형 반도체의 전도 전자나 p형 반도체의 정공과 같이 전하를 운반하는 역할을 하는 것) 농도 변화가 내부에서 일어나므로, 이를 이용한다면 단일 분자를 감지할 수 있는 초민감성 센서를 제작할 수 있다[21].

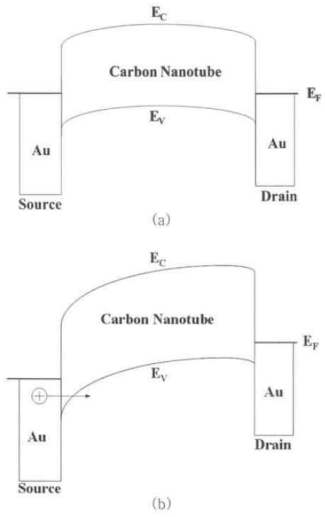


[Fig. 4] Concept of integrated nanowire biosensor [25]

3.2.3.2 탄소나노튜브 기반 FET 바이오센서

나노튜브가 바이오센서로 사용되기 위해서는, 먼저 나노튜브에서 무정형(amorphous) 탄소나 철, 코발트 등의 금속 촉매 등을 제거하기 위한 정제과정이 필요하다. 다음으로 나노튜브를 기능화 시키고 효소, 항체, DNA, RNA, PNA 등과 같은 적절한 바이오분자를 나노튜브에 공유결합하여 센서의 특성을 가지게 한다[7]. 이 중 탄소나노튜브는 지름이 1nm 정도 되고 튜브 속이 비어있는 길쭉한 분자로써 구조와 상황에 따라 전도체 특성과 반도체 특성을 동시에 가지고 있으며 이러한 전기적 성질은 인위적인 조절이 가능하다. 따라서 탄소나노튜브 기반 바이오센서는 합성과정에서 나노와이어에 비해 전자 특성을 쉽게 제어할 수 있고 탄소나노튜브에 DNA를 붙이는 과정에서 나노와이어보다 신호를 증폭하기 용이하며 재현성이 높을 뿐만 아니라 제조 공정도 쉽다[22].

탄소나노튜브 기반 FET 바이오센서는 반도체성 탄소나노튜브와 금속의 접합 사이의 일함수(work function) 차이에 의해 발생하는 쇼트키 장벽(schottky barrier)의 변화를 이용하는 센서이다. p형 반도체의 특성을 가진 탄소나노튜브와 사용된 탄소나노튜브보다 일함수 큰 금(Au) 사이 접합에서 두 물질의 일함수 차이에 의한 쇼트키 장벽이 발생한다. [Fig. 5(a)]는 전압이 인가되지 않았을 때의 탄소나노튜브와 금 사이의 에너지 밴드 다이어그램이고 [Fig. 5(b)]는 백(back) 게이트와 드레인에 음의 전압을 인가해 주었을 때의 에너지 밴드 다이어그램이다. 백 게이트 전압에 의해 에너지 밴드가 위로 휘게 되면 쇼트키 장벽이 더욱 좁아지게 되고 정공(hole)에 터널링(tunneling)이 일어나게 되어 전류가 흐르게 된다. 이 때 생체물질이 톱(top) 게이트 표면 위에 고정화 및 결합으로 발생하는 전하들에 의해 쇼트키 장벽에 영향을 주고 탄소나노튜브를 통해 흐르는 전류를 변화시키게 된다[23]. 이러한 동작 원리로 인해 제작된 소자는 생체물질을 감지할 수 있다. 탄소나노튜브 기반 FET 바이오센서는 특별한 도핑이 없는 상태에서는 p형 반도체로 작동하여 양의 게이트 전압을 띤 단백질 흡착으로 인해 전기전도도가 감소하게 되나, 도너(donor; 전자를 주는 역할) 분자를 도핑하거나 진공에서 흡착된 분자를 제거함으로써 n형으로 전환이 가능하다[24].



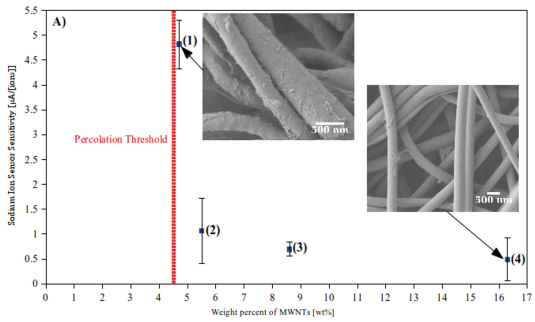
[Fig. 5] CNT-FET energy band diagram of p-type characteristics [24]

4. 웰니스 의류용 바이오센서의 연구 사례

웰니스 의류용 바이오센서인 의류 및 텍스타일 기반 바이오센서의 연구 사례를 <Table 1>에 정리하였고, 관련 연구들에 대한 설명은 다음과 같다.

Wujcik et al.(2013)은 point-of-care로 땀을 분석할 수 있는 유연한 나트륨 이온 센서를 연구하였다. 이 센서는 전도성을 제공하는 다층 나노튜브(multi-walled nanotube, MWNT)로 기능화 된 nylon-6 매트와 나트륨 이온에 선택성을 제공하는 환형 올리고머 칼릭스아렌(cyclo-oligomeric calixarene;

페놀 및 알데히드의 히드록시알킬화 생성물을 기재로 하는 환형 올리고머)을 기반으로 한다. 딥-코팅(dip-coating)으로 기능화 된 의류 호환 센서 소재(nylon)는 웨어러블 땀 분석 시스템에 통합될 수 있다는 가능성을 보여준다. [Fig. 6]은 센서의 민감도가 MWNT의 부하에 크게 의존한다는 것을 보여준다[30].

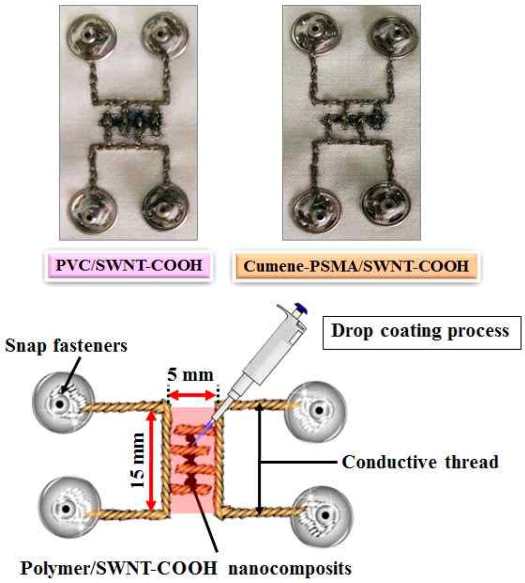


[Fig. 6] Graph showing how the sensors' sensitivity changes as weight percent of MWNTs is varied; the inset SEM micrographs show the surface of the optimized (low wt% MWNT) sensor and the high wt% MWNT sensor. (1) MWNT(0.25g/L) in Triton X-100, (2) MWNT(0.25g/L) in Triton X-114, (3) MWNT(2.5g/L) in Triton X-100, 4) MWNT(2.5g/L) in Triton X-114 [30]

<Table 1> Clothing and textile-based biosensors

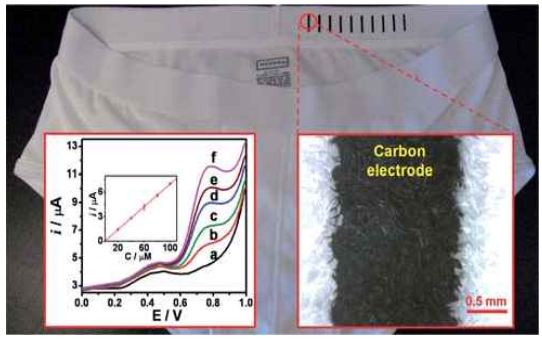
Clothing/Function	Sample	Analyte	Analytical method	Sensor fabrication	Limit of detection	Reference
Point-of-care sweat analysis	Sweat	Na^+	Conductometric/cyclo-oligomeric calixarene	Solid-state and solid contact ion-selective electrodes	0.25mg/L	[30]
Textile-based e-nose for body odours	Body micro environment	NH^4OH, ethanol, pyridine, triethylamie, methanol and acetone	Conductometry/SWNT-COOH in different polymers	Drop-coating conductive threads embroided into textile	50ppm	[26]
Cotton-based lactate biosensor	Saliva	Lactate	Amperometry/enzymatic biosensor (lactate oxidase)	Screen-printed electrodes on textile	0.3mM	[25]
Textile-based amperometric sensors and biosensors	Sweat	H_2O_2, NADH	Amperometry	Screen-printed electrodes on textile	20μM	[27]
Cotton yarn-based potentiometric sensors	Sweat	pH, K^+ and NH_4^+	Potentiometry/ISE	Dip-coated cotton yarn	10μM	[28]
Woven electrochemical fabric-based sensors	Blood	Glucose and haemoglobin	Amperometric/enzymatic biosensor(GOx) Differential pulse voltammetry(DPV)	Woven silk yarns coated with functional inks	80mg/dL	[29]

Seesaard et al.(2015)은 인체의 냄새가 개인의 건강상태를 나타낼 수 있다는 사실에 근거하여 [Fig. 7]과 같이 인체의 냄새를 인식할 수 있는 웨어러블 전자코(electronic nose)를 연구하였다. 이것은 전극 역할을 하는 직물 기질(결합 조직의 기본 물질)에 수놓은 전도성 실을 기반으로 한다. 전극은 가스 민감성 물질로써 상이한 폴리머 단층 탄소나노튜브(polymer single-walled carbon nanotube, polymer-SWCNT) 복합체로 적하(drop) 코팅되었다. 센서는 인체에서 나오는 수증기(수산화 암모늄, 에탄올, 피리딘, 트리 에틸 아민, 메탄올, 아세톤)에 전형적으로 존재하는 다양한 휘발성 화합물로 시험되었다. 간단한 패턴 인식 기술을 사용함으로써 프로토 타입 전자코가 사람의 체취에 따라 서로 다른 개인을 구별할 수 있음을 발견하였다. 센서 어레이(array)는 소형 데이터 수집 시스템과 통합되어 향후에는 직물에 내장될 수 있을 것이다. 전도성 측정 전자코 플랫폼의 큰 장점은 다른 전기화학적 기술들과 비교하여 계측이 간단하다는 것이다. 이러한 이유로 향후에는 웨어러블 시스템에 통합이 가능할 것이다[26].



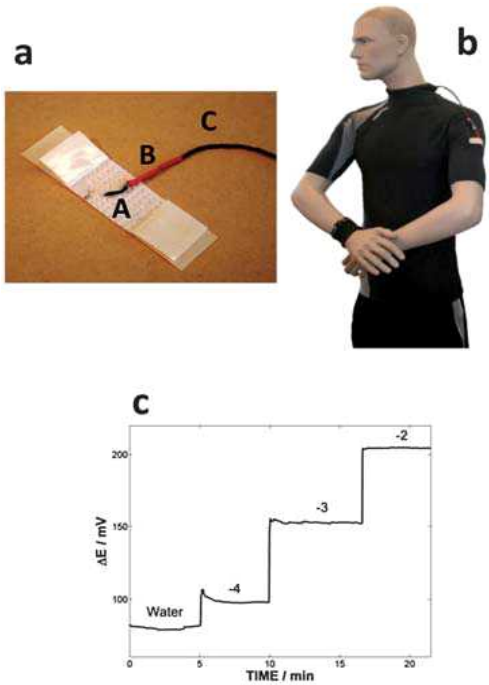
[Fig. 7] Wearable electronic nose for body odour recognition embroidered conductive threads on a textile substrate serving as interdigitated electrodes. The electrodes are drop-oated with different polymer-SWCNT composited as gas sensitive materials [26]

Yang et al.(2010)은 [Fig. 8]과 같이 속옷의 허리 부분에 직접 탄소 전극을 인쇄하여 섬유기반 전류 센서를 연구하였다. 그리고 기계적 스트레스가 전기화학적 성능에 미치는 영향을 연구하였다. 직물 기질에 전극을 직접 스크린-프린팅(screen-printing)하는 것은 의복 기반 전기화학적 센서 제조에 매우 편리한 기술이다. 연구팀은 의료기기, 스포츠 또는 군용 응용 분야를 위한 섬유 기반 스크린-프린팅 전류 센서의 가능성을 제시하였다[27].



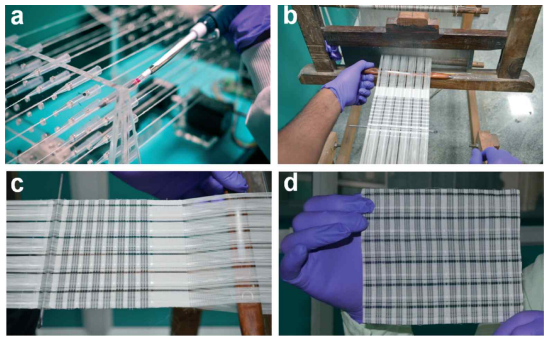
[Fig. 8] Image of the screen-printed carbon electrodes on the underwear(MERONA Ultimate Briefs brand)(background) along with the morphology of a single electrode(right inset) and linear-scan voltammetric response for increasing NADH concentrations over the 0-100 mM range(left inset) [27]

Guinovart et al.(2013)은 직물 기반 전기화학적 센서의 제조를 위한 해결책으로 면사의 기능화를 제안하였다. 이온-선택 전위차 센서는 탄소나노튜브 잉크를 사용한 간단한 염색 공정을 통해 상업용 면사를 전기전도체로 바꾸어 얻는다. 전도성 실은 폴리머 이온막을 포함하는 이온 투과 담체(ionophore)로 코팅되어 고체상태 이온-선택 전극과 유사한 분석 성능을 보이는 pH, K^+, NH_4^+ 이온-선택 전극을 얻는다. 웨어러블 화학장치에서 제안된 방적사 기반 이온-선택 전극의 적용 가능성은 [Fig. 9]과 같이 스마트 반창고로 입증되었다[28].

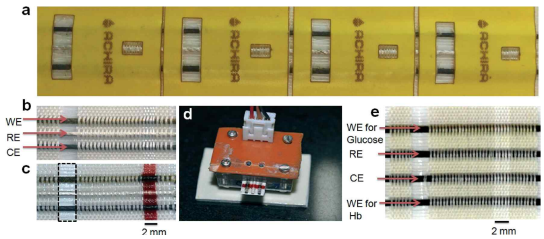


[Fig. 9] Sensing band-aid. (a) Illustration of a K^+ sensing band-aid with the membrane-oated sensing section(A), the heat-shrink tape(B) and the connection to the reading instrument(C). (b) Illustration of the placement of the sensing band-aid on a human model. (c) Response obtained when solutions of different concentrations of K^+ are added with a syringe [28]

Choudhary et al.(2015)은 [Fig. 10]과 같이 전기화학적 센서의 대량생산을 위한 혁신적이고 저렴한 비용의 고효율 직물 방직 기술을 제안하고 실험하였다. 실크사는 수직기로 위빙하여 전극이 되기 전에 전도성 잉크 및 시약으로 코팅된다. 간단한 유체 제어는 샘플 흐름 경로를 패턴화하기 위해 친수성 및 소수성 원사를 사용하여 수행된다. [Fig. 11]과 같이 제직된 전기화학적 직물 기반 센서 WEFTS(woven electrochemical fabricbased sensors)는 모델분석물로써 시간-전류법(chronoamperometry) 및 DPV(differential pulse voltammetry)를 사용하여 포도당, 헤모글로빈과 함께 성공적으로 실험되었다. 제안된 제작기술은 혁신적인 웰니스 의류 개발의 큰 가능성을 보여주었다[29].

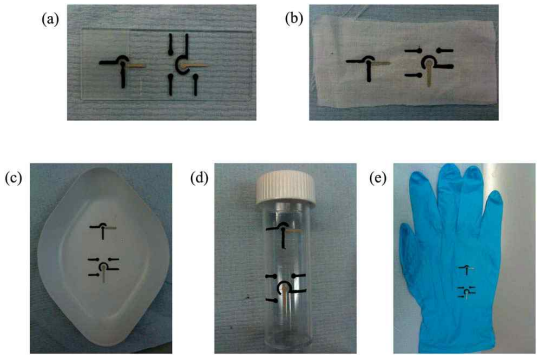


[Fig. 10] Manufacturing of fabric-based electrochemical sensors. (a) Custom-made yarn coating instrument for coating conductive inks, enzymes and other reagents to make electrodes. (b) A view of the handloom used to weave the sensors. Weaving of electrodes into the weft of the fabric was accomplished using a shuttle(wooden tool in the left hand of the weaver). (c) A closer view of woven patches on the loom which will be cut into individual strips after pasting on medical grade backing. (d) A woven array of 90(15 × 6) sensors which was cut from the loom [29]



[Fig. 11] Sensor design and interfacing. (a) Single packaged patch of a woven glucose strip containing four individual strips and a gap indicating the mark to cut the individual strips, (b) design of a single glucose strip showing the working(WE), reference(RE) and counter(CE) electrodes, (c) glucose sensor showing connecting points for the potentiostat(using a dotted line) where there are no yarns woven and also showing the path for the whole blood sample along the hydrophilic channel made from a combination of hydrophilic and hydrophobic silk yarns. (d) Fabric sensor interfaced with an adapter to read and perform the amperometric test for glucose sensing, (e) multiplexed fabric sensor for the detection of glucose and hemoglobin. The same CE and RE are used for both tests [29]

Malon et al.(2014)은 간단하고 저렴한 면 FED(fabric-based electrochemical device, 직물 기반 전기화학 장치)를 사용하여 타액 샘플의 젖산 농도를 신속하고 비침습적으로 측정하는 방법을 연구하였다. 면 FED는 전극을 패터닝(patterning)하기 위한 템플레이트(template) 방법과 샘플배치 및 반응영역을 생성하기 위한 왁스-패터닝(wax-patterning) 기술을 사용하여 제작되었다. 젖산 산화효소(lactate oxidase)는 간단한 포획 방법을 사용하여 반응 구역에서 고정화시켰다. 템플레이트 방법은 [Fig. 12]에서 보듯이 종래의 단일 3-전극 센서와 3-전극 어레이를 일반적으로 사용 가능한 실험실 소모품에 패턴화 할 때에 사용되었다[25].



[Fig. 12] Electrodes patterned on: (a) Glass microscope slide. (b) Cotton fabric. (c) Plastic weighing boat. (d) On the outer surface of a polypropylene centrifuge tube. (e) Nitrile glove [25]

5. 결론

본 논문은 향후 웰니스 의류의 개발을 위해 웰니스 의류에 적용 가능한 전기적 감지 방식 바이오센서인 전기화학적 방식의 바이오센서와 나노와이어/탄소나노튜브 기반 FET 바이오센서의 개념, 원리 그리고 선행연구들에 대하여 고찰하였다. 웰니스 의류로서 의복의 기능과 U-Health 서비스 제공의 기능을 동시에 가지려면 기본적으로 소형화, 비표지, 대량생산 등이 가능한 바이오센서의 개발이 필수적이다. 또한 수준 높은 의료서비스를 제공하는 웰니스 의류의 개발을 위해서는 고감도 센싱, 실시간 측정 등이 가능한 바이오센서의 개발도 필요하다.

다양한 바이오센서들 중 웰니스 의류에 적용 가능할 것으로 사료되는 바이오센서는 전기적 감지 방식의 바이오센서이며, 그에 대한 내용은 다음과 같다. 첫째, 소형화가 용이한 전기화학적 바이오센서이다. 전기화학적 바이오센서는 전기적 신호를 바로 측정하기 때문에 광학적 바이오센서와 달리 신호를 변환해주는 하드웨어가 필요없어 크기가 매우 작다. 둘째, 대량생산하여 상용화할 수 있는 나노와이어 채널을 이용한 FET 방식의 바이오센서이다. 나노와이어 기반 FET 방식의 바이오선세는 고감도의 신호 변환이 가능하고 공정과정이 저렴하며 편리하다는 장점이 있다. 다만, CVD법을 이용한 bottom-up 방법은 나노와이어 위치제어가 어려워 대량 생산에 한계가 있으므로 top-down 방법의 실리콘 반도체 제작 공정을 사용해야 할 것이다. 셋째, 화학적 감지 FET는 감지반응이 빨라서 생체 내외의 측정에 유리한 조건을 갖추고 있다. 화학적 감지 FET를 반도체 집적회로 제조공정 기법을 이용하여 만들게 되면 바이오센서가 대단히 정교해져서 극소형 및 초경량 바이오센서의 대량생산이 가능하게 될 것이다. 넷째, 탄소나노튜브 기반 바이오센서는 합성과정에서 전자특성을 쉽게 제어할 수 있고, 탄소나노튜브에 DNA를 붙이는 과정에서 신호를 증폭하기 용이하며 재현성이 높을 뿐만 아니라 제조공정 또한 쉽다. 탄소나노튜브 기반 FET 바이오센서는 고감도의 신호 변환이 가능하고 극소량의 생체물질을 이용하여 유전자를 분석할 수 있으며 단일세포 또는 국소부위에서 세포의 생화학적 신호전달, 신진대사 등을 실시간으로 모니터링하는 것이 가능하다. 다섯째, 탄소나노튜브 기반 FET 바이오센서는 고가의 장비가 필요 없고 소형화, 집적화 및 실시간 측정을 할 수 있으며 우수한 감도 특성을 가지고 있다. 여섯째, CVD법을 이용하면 불순물이 없는 고순도, 고밀도의 정렬된 나노튜브를 성장시킬 수 있고 규모의 확대가 가능하기 때문에 나노튜브를 어레이 형태로 대량 생산할 수 있다. CVD법으로 생성된 나노튜브는 초고감도를 지니나, 그 가격이 고가이기 때문에 비용을 낮추는 방안을 모색할 필요가 있다.

바이오센서를 이용한 웰니스 의류 시장은 U-Health 서비스 시장의 규모 및 추세를 볼 때 틈새시장으로서 무한한 성장 가능성을 가지고 있다. 바이오센서는 무구속 및 무자각 생체신호 계측 기술로 패러다임이 변화하고 있다. 현재 바이오센서는 대부분 단일한 용도로 사용되

고 있고, 가격 경쟁력과 신뢰성이 낮으며 자동생산 체계가 제대로 구축되어 있지 않아 대량 생산을 하는데 어려움이 있다. 바이오센서의 시장 규모를 확장하기 위해서는 사용 과정이 단순해야 하고 낮은 단가로 생산해야 한다. 또한 생체물질은 환경 조건에 매우 민감하기 때문에 열악한 환경에서 잘 견디고 신뢰성 높은 바이오센서를 개발해야 한다. 또한, 바이오센서 기술개발 추세는 여러 가지 성분을 동시에 검출할 수 있는 마이크로 어레이 형태를 개발하는 것이다. 바이오센서가 한 가지 바이오물질을 검출하던 기존의 제품을 뛰어넘어 바이오센서가 서브타입 바이러스, 병원균 등을 검출할 수 있는 새로운 제품으로 확대되기 위해서는 동시에 여러 가지 바이오물질의 측정이 가능해야하기 때문이다. 마이크로 어레이 형태를 개발하기 위해서는 센서 어레이 기술의 개발이 선행되어야 한다.

현재 딥-코팅으로 기능화 된 의류 호환 바이오센서 소재(나일론), 센서 어레이와 소형 데이터 수집 시스템의 통합으로 직물에 내장하는 바이오센서, 의복 기반 전기화학적 바이오센서를 제조할 수 있는 스크린-프린팅, 면사의 기능화로 직물 기반 전기화학적 바이오센서를 제조, 친수성 및 소수성 원사를 사용하여 간단한 유체 제어로 샘플 흐름 경로를 패턴화, 간단하고 저렴한 면 FED 등 의류 및 텍스타일 기반의 바이오센서 개발을 위한 연구들이 진행되고 있다. 이러한 선행연구들을 바탕으로 향후 Health ICT 기반 바이오메카트로닉스인 웰니스 의류를 개발하기 위해서는 나노와이어/탄소나노튜브 기반 FET 바이오센서와 같은 비표지 방식의 바이오센서와 전기화학적 방식의 바이오센서와 같은 비침습형 바이오센서가 필요하다고 사료된다. 비표지 방식 바이오센서의 구현을 위해서는 신호 변환 공정 기술, 바이오마크 구성 기술, 플렉서블한 바이오센서를 위한 전도성 고분자 도입 기술 등의 개발이 필요하다. 또한, 비침습형 바이오센서의 구현을 위해서는 생체 정보 모니터링 시스템 기술, 의류에 적용 가능한 바이오센서 구성 요소 기술, 무선 원격 측정 시스템 기술 등이 개발되어야 할 것이다. 아직은 해결할 부분이 많은 바이오센서의 개발을 통해 안정적이고 정확한 U-Health 서비스를 실시간으로 구현할 수 있는 웰니스 의류가 개발되고 대중화되길 기대해 본다.

REFERENCES

[1] L. S. Lee, S. H. Lee & J. S. Jeong, “Psychological Factors Influencing Continuous Use of Mobile Healthcare Applications”, Journal of Digital Convergence, Vol. 15, No. 7, pp.445-456, 2017. DOI: https://doi.org/10.14400/JDC.2017.15.7.445

[2] J. S. Jang, S. J. Lee, K. I. Lee & T. R. Lee, “Design and Implementation of a Cardiac Arrest Supporting System Using Wearable Device”, Journal of Digital Convergence, Vol. 15, No. 1, pp.227-238, 2017. DOI: https://doi.org/10.14400/JDC.2017.15.1.227

[3] J. Yoo, “A Study on Implementation of System Improvement for Medical Information Processing”, Journal of Digital Convergence, Vol. 14, No. 11, pp.283-288, 2016. DOI: http://dx.doi.org/10.14400/DC.2016.14.11.283

[4] D. H. Yun, M. J. Song, J. H. Kim, M. S. Kang, N. K. Min & S. I. Hong, “Electrochemical characterization of 3-mercaptopropionic acid self-assembled monolayer for urea sensor”, Proceedings of the Korean Institute of Electrical Engineers, Summer Conference, pp.14-16, 2004.

[5] S. K. Kim & B. H. Chung, “Electrochemical Biosensors for U-Healthcare”, J. Biomed. Eng. Res., Vol. 29, No. 5, pp.337-342, 2008.

[6] K. S. Hwang, S. K. Kim & T. S. Kim, “Biosensors: a review”, J. Kor. Sensors Soc, Vol. 18, No. 4, 2009. pp.251-262. DOI: http://doi.org/10.5369/jsst.2009.18.251

[7] Y. H. Yun, S. Hur & S. C. Lee, “Nano-Bio Sensor Technology and Characteristics”, Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 25, No. 11, pp.7-14, 2008.

[8] D. N. Stratis-Cullum, & A. S. Finch, “Current trends in ubiquitous biosensing”. J. Anal. Bioanal. Tech., Vol. S7, 2013. DOI: http://doi.org/10.4172/155-9872.S7-009

[9] S. Park & J. Yang, “Recent research trends on Bio-MEMS” J. of the Korean Sensor Society, Vol. 19, No. 4, pp.259-270, 2010. DOI: http://doi.org/10.

369/jsst.2010.19.4.259

[10] G. Y. Sung, C. W. Park, K. H. Kim & J. H. Yang, “Recent Technology Trend of the Biosensors for the Ubiquitous Health-Care”, Electronics and Telecommunications Trends, Vol. 24, No. 5, pp.38-51, 2009.

[11] J. Y. Kang & T. S. Kim, “Research trend of nanobio sensor/chip”, Bulletin of the Korean Institute of Electrical and Electronic Material Engineers, Vol. 17, No. 4, pp.5-15, 2004.

[12] Y. Son, “Biosensor Trends”, Bulletin of the Korean Institute of Electrical and Electronic Material Engineers, Vol. 24, No. 1, pp.9-16, 2011.

[13] T. J. Kim, “Biosensor”, Korean J. Biotechnol. Bioeng., Vol. 22, No. 6, pp.421-425, 2007.

[14] O. S. Kwon, “Nanobiosensors Based on Field-Effect Transistor”, Polymer Science and Technology, Vol. 26, No. 4, pp.323-328, 2015.

[15] S. J. Sim & J. P. Kim, “Biosensor Technology Based on Carbon Nanotubes Using Electrical Detectio”,. Korean Industrial Chemistry News, Vol. 14, No. 1, pp.31-40, 2011.

[16] Y. S. Son, “Field Effect Transistors for Biomedical Application”, Applied Chemistry for Engineering, Vol. 24, No. 1, pp.1-9, 2013.

[17] E. C. Lee, “Development of field-effect transistor-based biosensor”, Bulletin of the Korean Institute of Electrical and Electronic Material Engineers, Vol. 22, No. 5, pp.38-45, 2009.

[18] C. J. Choi, “Research Trends of Nanobiosensors”, Ceramist, Vol. 14, No. 4, pp.44-49, 2011.

[19] M. S. Gudiksen, L. J. Lauhon, J. Wang, D. C. Smith, & C. M. Lieber “Growth of nanowire superlattice structures for nanoscale photonics and electronics”, Nature, Vol. 415, No. 6872, pp.617-620, 2002. DOI: http://doi.org/10.1038/415617a

[20] S. C. Hernandez, D. Chaudhuri, W. Chen, N. V. Myung, & A. Mulchandani, “Single polypyrrole nanowire ammonia gas sensor”, Electroanalysis, Vol. 19, No. 19-20, pp.2125-2130, 2007. DOI: http://doi.org/10.1002/elan.200703933

[21] S. Kang, B. Choi, K. Kim, J. Choi & S. Oh, “Potable Nanobiosensors”, pp.16-17, Korea Institute of Science and Technology Information, 2016.

[22] J. W. Choi, B. G. Oh & S. M. Oh. “Technical analysis and research trend of nano-biosensor”, Bulletin of the Korean Institute of Electrical and Electronic Material Engineers, Vol. 20, No. 10, pp.3-13, 2007.

[23] B. Cho, B. Lim, J. K. Shin, S. W. Choi & H. S. Chun, “Fabrication of the CNT-FET biosensors with a double-gate structure”, J. of the Korean Sensors Society, Vol. 18, No. 2, pp.168-172, 2009. DOI: http://doi.org/10.5369/jsst.2009.18.2.168

[24] V. Derycke, R. Martel, J. Appenzeller & P. Avouris, “Controlling doping and carrier injection in carbon nanotube transistors”, Applied Physics Letters, Vol. 80, No. 15, pp.2773-2775, 2002. DOI: http://doi.org/10.1063/1.1467702

[25] R. S. Malon, K. Y. Chua, D. H. Wicaksono & E. P. Córcoles, “Cotton fabric-based electrochemical device for lactate measurement in saliva”, Analyst, Vol. 139, No. 12, pp.3009-301, 2014. DOI: https://doi.org/10.1039/c4an00201f

[26] T. Seesaard, P. Lorwongtragool, & T. Kerdcharoen, “Development of fabric-based chemical gas sensors for use as wearable electronic noses”, Sensors, Vol. 15, No. 1, pp.1885-1902, 2015. DOI: https://doi.org/10.3390/s150101885

[27] Y. L. Yang, M. C. Chuang, S. L. Lou, & J. Wang, “Thick-film textile-based amperometric sensors and biosensors”, Analyst, Vol. 135, No. 6, pp.1230-1234, 2010. DOI: https://doi.org/10.1039/926339j

[28] T. Guinovart, M. Parrilla, G. A. Crespo, F. X. Rius & F. J. Andrade, “Potentiometric sensors using cotton yarns, carbon nanotubes and polymeric membranes”, Analyst, Vol. 138, No. 18, pp.5208-5215, 2013. DOI: https://doi.org/10.1039/3an00710c

[29] T. Choudhary, G. P. Rajamanickam & D. Dendukuri,.“Woven electrochemical fabric-based

test sensors (WEFTS): a new class of multiplexed electrochemical sensors", Lab on a Chip, Vol. 15, No. 9, pp.2064-2072, 2015. DOI: https://doi.org/0.1039/c5lc00041f

[30] E. K. Wujcik, N. J. Blasdel, D. Trowbridge & C. N. Monty, "Ion sensor for the quantification of sodium in sweat samples", IEEE Sensors Journal, Vol. 13, No. 9, pp.3430-3436, 2013. DOI: https://doi.org/10.1109/jsen.2013.2257168

김 효 진(Kim, Hyo Jin)

- 2010년 2월 : 연세대학교 의류환경학과(이학사)
- 2012년 2월 : 연세대학교 의류환경학과(이학석사)
- 2016년 3월 ~ 현재 : 연세대학교 의류환경학과(이학박사과정)
- 2011년 4월 ~ 2012년 8월 : 벤텍스 섬유과학연구소
- 2013년 2월 ~ 2014년 6월 : 한국의류시험연구원 연구개발센터
- 2015년 1월 ~ 현재 : 한국생산기술연구원 스마트섬유그룹
- 관심분야 : 스마트웨어, 기술마케팅
- E-Mail : hjokim@kitech.re.kr