

웨어러블 생체신호 모니터링을 위한 스마트텍스타일센서의 분류 및 고찰

장은지 · 조길수[†]

연세대학교 의류환경학과

The Classification and Investigation of Smart Textile Sensors for Wearable Vital Signs Monitoring

Eunji Jang and Gilsoo Cho[†]

Dept. of Clothing & Textiles, Yonsei University; Seoul, Korea

Abstract : This review paper deals with materials, classification, and a current article investigation on smart textile sensors for wearable vital signs monitoring (WVSM). Smart textile sensors can lose electrical conductivity during vital signs monitoring when applying them to clothing. Because they should have to endure severe conditions (bending, folding, and distortion) when wearing. Imparting electrical conductivity for application is a critical consideration when manufacturing smart textile sensors. Smart textile sensors fabricate by utilizing electro-conductive materials such as metals, allotrope of carbon, and intrinsically conductive polymers (ICPs). It classifies as performance level, fabric structure, intrinsic/extrinsic modification, and sensing mechanism. The classification of smart textile sensors by sensing mechanism includes pressure/force sensors, strain sensors, electrodes, optical sensors, biosensors, and temperature/humidity sensors. In the previous study, pressure/force sensors perform well despite the small capacitance changes of 1-2 pF. Strain sensors work reliably at 1 kΩ/cm or lower. Electrodes require an electrical resistance of less than 10 Ω/cm. Optical sensors using plastic optical fibers (POF) coupled with light sources need light in-coupling efficiency values that are over 40%. Biosensors can quantify by wicking rate and/or colorimetry as the reactivity between the bioreceptor and transducer. Temperature/humidity sensors require actuating triggers that show the flap opening of shape memory polymer or with a color-changing time of thermochromic pigment lower than 17 seconds.

Key words: smart textile sensors (스마트텍스타일센서), pressure and force sensors (압력센서), strain sensors (스트레인센서), electrodes (전극), optical sensors (광센서), biosensors (바이오센서), temperature/humidity sensors (온습도센서)

1. 서 론

기대수명의 연장으로 인구 고령화 현상이 나타남에 따라 가정 내에서 손쉽게 혈당, 혈압, 체온, 심박 등의 생체신호를 측정할 수 있는 기기 사용이 증가하고 있다. 또한 고혈압, 당뇨 등 만성질환이 증가하여 매년 증가하는 의료비 부담을 억제 또는 절감할 필요성이 대두되고 있다. 이에 따라 환자를 포함한 일반인의 건강 상태를 실시간으로 관찰하고, 응급상황에 빠르게 대처할 수 있는 웨어러블 생체신호 모니터링(Wearable Vital Signs Monitoring, WVSM)을 위한 연구가 전 세계적으로 활발히 이루어지고 있다(Jang et al., 2019a; Kim et al., 2019; Lee

& Cho, 2019).

웨어러블 생체신호 모니터링은 착용한 상태에서 지속적인 생체신호를 실시간 측정하는 것으로 정보통신기술(Information and communication technology)과 섬유기술(Textiles technology), 전자기술(Electronic technology)의 융합이 필요하다. 언제, 어디서나 간편하게 생체신호를 관찰함으로써 환자의 경우에는 임상적 악화를 적절하게 관리할 수 있으며 일반인은 예기치 않은 응급 상황에 빠르게 대처할 수 있다(Sprogis et al., 2019).

현재 웨어러블 생체신호 모니터링은 스마트워치(Smart watch)나 스마트의류(Smart clothing) 등의 웨어러블 디바이스(Wearable device)를 이용하여 이루어지고 있다. 이 중 일상생활용 스마트 의류는 전자장치의 적용이 의류부착식(On-cloth)에서 의류내장식(In-cloth)으로 발전되고 있으며(Zeng et al., 2014), 착용감과 성능이 우수한 의류내장식 스마트의류를 위해서는 텍스타일 기반 전자장치인 스마트텍스타일센서(Smart textiles sensor)가 필수 불가결한 요소로 등장하게 된다. 이는 전기전도성 재료(Electro-conductive materials)를 이용하여 e-textiles의 형태로 제조되어 의류 고유의 속성을 잃지 않으면서 전기적 성능을 수행할 수

[†]Corresponding author; Jinhee Park

Tel. +82-2-2123-3104, Fax. +82-2-312-8554

E-mail: gscho@yonsei.ac.kr

© 2019 (by) the authors. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution license (<http://creativecommons.org/licenses/by/3.0/>), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

있다(Jang & Cho, 2018). 현재, 스마트텍스타일센서 관련 기술은 아직 초기 단계에 머물러 있으며, 섬유·패션 산업에 적용되기 위해서는 넘어야 할 기술적 necking(Technical necking)이 많다. 뿐만 아니라 이에 관한 개념 및 분류에 대한 정리가 체계적으로 이루어지지 않아 각 요소기술이 연계성 없이 산발적으로 개발되고 있다.

이에 본 총설에서는 스마트텍스타일센서의 개념과 원리를 정리하고 분류함으로써 스마트텍스타일센서에 관한 이해도를 높이고자 하였다. 또한 연관 저널에 발표된 최근의 연구사례 리뷰와 그 동안 필자들이 수행한 연구들을 중심으로 재료, 제조 방식, 성능 등 핵심 내용을 요약 제시함으로써 관련 분야의 연구 및 기술개발에 도움이 될 기초자료를 제공하고자 하였다.

2. 스마트텍스타일센서의 개념

2.1. 스마트텍스타일센서의 정의

스마트텍스타일센서는 섬유나 실, 직물 등의 텍스타일을 기반으로 하여 각종 전자장치의 기능을 수행하도록 센서 형태로 구현된 것을 말한다. 즉, 텍스타일 고유의 특성을 유지하면서 기계적, 열적, 화학적, 전기적, 자기적 자극과 같은 외부 자극의 물리적 양을 감지하고 검출할 수 있는 센서(Sensor)의 성능을 수행할 수 있는 장치를 의미한다. 스마트텍스타일센서는 textiles와 electronics의 혼성어인 텍스트로닉스(Textronics)에 속한다(Rubacha & Zieba, 2007).

2.2. 스마트텍스타일센서의 분류

스마트텍스타일센서는 동작수행능력, 직물구조, 형태 변형, 센싱 메커니즘 등에 따라 분류할 수 있다.

첫째, 동작수행능력에 따라서 수동센서(Passive sensors), 능동센서(Active sensors), 초스마트센서(Very smart sensors) 등 세 가지로 나눌 수 있다. 스마트텍스타일센서는 센싱(Sensing), 액추에이팅(Actuating), 프로세싱(Processing)에 따라 동작한다. 수동센서는 외부환경을 센싱(Sensing)하는 동작만 수행하는 센서를 말하며, 능동센서는 외부환경으로부터 센싱된 자극에 대해 액추에이터(Actuator) 기능을 수행하는 센서를 말한다. 초스마트센서는 외부 자극 또는 상황에 따라 센싱, 액추에이팅, 프로세싱의 기능을 연속적으로 발휘하는 센서를 말한다. 초스마

Table 1. Classification of smart textile sensors according to performance level (Van Langenhove, L., & Hertleer, C., 2004)

| | |
|--------------------|--|
| Passive sensors | Can only sense the environment |
| Active sensors | Can sense the stimuli from the environment and also react to them, besides they also have an actuator function |
| Very smart sensors | To adapt their behaviour to the circumstances |

트센서는 능동센서와 달리 환경에 적응하며 상황에 따른 맞춤형 기능을 수행한다(Van Langenhove & Hertleer, 2004)(Table 1).

둘째, 직물구조에 따라 제직물(Woven fabric), 편성물(Knitted fabric), 부직포(Non-woven), 네트(Nets fabric), 브레이드(Braided fabric), 터프트(Tufted fabric) 등 여섯 가지로 나눌 수 있다. 이들은 섬유(Fibers), 실(Yarn) 등을 기본단위로 하여 전통적인 텍스타일 제조방식에 의해 다양한 직물구조로 제작하거나 두 가지 이상의 구조나 형태를 합해 복합체(Composites)로 제조할 수 있다(Castano & Flatau, 2014; Fig. 1).

셋째, 형태 변형에 따라서 외적 변형형(Extrinsic modification)과 내적 변형형(Intrinsic modification) 센서로 나뉜다. 외적 변형형은 코팅(Coating)이나 프린팅(Printing) 기술 등을 이용해 직물을 변형하여 전기전도성을 부여하는 것을 말한다. 직물에 금속 잉크(Metal ink)나 전도성고분자 등의 전기전도성 물질을 코팅하거나 스크린프린팅(Screen printing), 잉크젯프린팅(Ink-jet printing) 등으로 프린팅하는 것이 외적 변형형 스마트텍스타일센서에 속한다. 이와 달리, 내적 변형형은 섬유나 실 자체가 전기전도성을 가진 것을 말한다. 전기방사(Electrospinning), 원심방사(Centrifugal spinning) 등의 방법을 이용해 전도성고분자가 분산된 용액을 방사 시 전기전도성을 가진 나노섬유 부직포를 제작할 수 있으며, 이는 섬유 수준에서 전기전도성을 부여한 것으로 내적 변형형 스마트텍스타일센서에 속한다. 또한 섬유사와 금속사를 함께 꼬아 전기전도성 실을 제작하는 것은 실 자체가 전기전도성을 가지므로 내적 변형형 스마트텍스타일센서에 속한다(Castano & Flatau, 2014).

마지막으로, 센싱 메커니즘(Sensing mechanism)에 따라 압력센서(Pressure and force sensors), 스트레인센서(Strain sensors), 전극(Electrodes), 광센서(Optical sensors), 바이오센서(Biosensors), 온도습도센서(Temperature and humidity) 등 6가지로 나눌 수 있다.

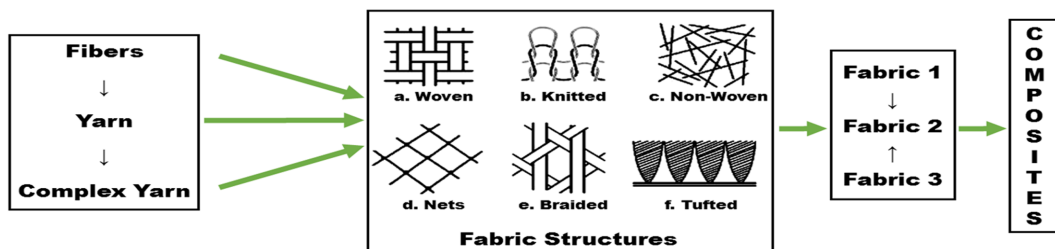


Fig. 1. Fabric construction and structures; woven, knitted, non-woven, nets, braided, tufted. (Castano & Flatau, 2014).

Table 2. Electrical conductivity of various electro-conductive materials (Ivetic et al., 2003; Griffiths & Reeves, 1999; Pan & Kania, 1994; Serway & Jewett, 1998)

| Electro-conductive materials | | Approx conductivity (S/m) |
|--|------------------------|--|
| Metal | Gold | 4.11×10^7 |
| | Silver | 6.30×10^7 |
| | Nickel | 1.43×10^7 |
| | Stainless steel | 1.45×10^6 |
| | Titanium | 2.38×10^6 |
| | Aluminum | 3.77×10^7 |
| | Cooper | 5.96×10^7 |
| Allotrope of carbone | Graphene | 1.00×10^4 |
| | Nanotubes | 4.00×10^{10} |
| | Fullerene | 1.00×10^{-12} |
| | Diamond | 1.00×10^{-13} |
| ICPs | Graphite | 1.10×10^4 |
| | Polyacetylene | 1.00×10^6 |
| | Polypyrrole | $5.00 \times 10^4 \sim 7.50 \times 10^5$ |
| | Polythiophene | 1.00×10^5 |
| | Poly(3-alkylthiophene) | $1.00 \times 10^6 \sim 1.00 \times 10^7$ |
| | Polyphenylene sulphide | 5.00×10^4 |
| | Polyphenylenevinylene | 1.00×10^6 |
| | Polythienylenevinylene | 2.70×10^{5a} |
| | Polyphenylene | 1.00×10^6 |
| | Polyisothianaphthene | 5.00×10^3 |
| PEDOT:PSS(poly(3,4-ethylenedioxythiophene): poly(styrene sulfonate)) | Polyazulene | 1.0×10^2 |
| | Polyfuran | 1.00×10^4 |
| | Polyaniline | 2.00×10^4 |
| | | $1.00 \times 10^0 \sim 4.60 \times 10^5$ |
| | | |

압력센서는 힘(Force)과 압력(Pressure)을 아우르는 센서로써 외부에서 가해진 힘을 전기신호로 변환시키는 장치이다. 힘에 의해 표면에서 전기적 분극이 일어남에 따라 전압(Electric pressure)이 생기는 원리로 작동한다. 여기서 전압이란 전기장 내 전하가 가지는 위치에너지 차이를 말하며 전위차(Electric potential difference)라고도 한다. 압력센서의 종류에는 저항(Resistive)형과 커패시턴스(Capacitance)형이 있다. 힘 또는 압력에 의해 전기저항값에 변화가 일어나는 것을 저항형, 전기용량값에 변화가 일어나는 것을 커패시턴스형이라고 한다. 전기저항(Electrical resistance)은 전류(Current) 흐름을 방해하는 정도를 나타내는 물리량이며, 전기용량(Capacitance)은 단위 전압 당 저장 또는 분리되는 전하량으로써 전하저장(Electric charge storage) 능력을 나타내는 물리량이다. 압력센서는 센서 표면에 가해진 수직적 힘을 물리량으로 받아들인 후 이를 전기신호로 변환시켜 출력한다. 힘(F;force, N=kg·m/s²)은 크기와 방향을 가진 벡터(Vector) 물리량이며, 압력(P;pressure, Pa=N/m²)은 크기만 있고 방향이 없는 스칼라(Scalar) 물리량이다. 압력센서는 전기용량(Capacitance; 단위:F, farad)이나 전압 또는 전위차(단위

:V, volt)에 따라 성능을 평가할 수 있다. 전위차는 전기장 내에서 전류가 흐르게 하는 원인으로 전기적 위치에너지 차이를 말한다. 전위차에 의해 축적된 전하량의 비율을 커패시턴스(Capacitance) 혹은 전기용량이라 하며, 커패시턴스는 압력센서의 성능을 평가하는 지표로 단위는 패럿(Farad)이다.

스트레인센서는 가해진 외력(Stress)에 의해 길이의 변형이 일어남에 따라 전기저항값이 변하는 원리를 이용한 센서이다. 스트레인센서의 종류에는 포지티브(Positive)형과 네거티브(Negative)형이 있다. 포지티브형 스트레인센서는 외력에 의해 센서의 길이가 늘어나면 전기저항값이 증가하고, 외력이 제거되어 센서의 길이가 줄어들면 전기저항값이 감소한다. 이와 반대로, 네거티브형 스트레인센서는 센서의 길이가 늘어나면 전기저항값이 감소하고, 센서의 길이가 줄어들면 전기저항값이 증가한다. 스트레인센서는 인장과 수축에 의해 변하는 온저항(Impedance; 단위:Ω, ohm)에 따라 성능을 평가할 수 있다. 스트레인센서는 인장에 따른 전기저항값 변화가 성능 평가의 주요한 지표이기 때문에 제조 시 인장 특성의 변화를 최소화하는 것이 중요하다(Chang et al., 2012).

전극은 피부 표피에 존재하는 여러 개의 전기장으로 인해 전기신호의 전위차가 발생하는 원리를 이용하여 체내의 전기적 신호를 외부로 전달해주는 장치를 말한다. 신체의 두 곳 이상에 전극을 위치시키고 전류를 흘려주면, 체내의 전기신호가 전극을 따라 외부로 흐른다. 전극 위치에 따라 전달된 신호의 전위차가 발생하게 되며, 이에 따라 얻어진 데이터를 토대로 각종 생체신호를 분석할 수 있다. 전극으로 호흡을 측정하는 경우에는 온저항으로 성능을 평가하며, 생체전기신호인 심전도(Electrocardiogram, ECG), 근전도(Electromyogram, EMG) 등을 측정하는 경우에는 온저항 또는 전위차에 따라 성능을 평가할 수 있다.

광센서는 광원으로부터 발산된 빛이 반사 또는 흡수됨에 따라 전기적 신호가 변하는 원리를 이용하는 센서이다. 빛의 흡수와 반사 원리를 이용한 광센서는 광원에서 빛을 발산시킨 후 반사되어 돌아온 빛의 양에 따라 측정하고자 하는 대상의 정보를 감지한다. 광센서에 기계적 변동(압력, 응력, 변형)을 가하여 굴곡이 일어나면, 빛의 전달량에 차이가 생기는 것을 이용하여 각종 신호를 감지한다. 광센서의 재료로 사용되는 광섬유는 듀폰(DuPont) 사가 1967년 Derick and Synder의 특허로 처음으로 개념을 발표한 이후에 디스플레이, 통신장치에서 의료, 건강관리, 건축, 공공시설, 무대 등과 같은 광범위한 분야를 포함하여 데이터 통신 또는 자동차 공학까지 광범위한 분야에서 다양하게 연구되고 있다(Selm et al., 2010). 광센서는 빛 커플링 효율(Light in-coupling efficiency; 단위:%), 반사율(Reflectivity; 단위:%), 에너지세기(Power density; 단위:mW/cm²) 또는 조도차(Illuminance difference; 단위:lux) 등을 이용하여 성능을 평가할 수 있다.

바이오센서는 바이오수용기(Bioreceptor)와 변환기(Transducer)의 화학적 결합이 감지됨에 따라서 전기신호가 발생하거나 색

이 변하는 것을 이용해 특정 물질을 센싱하는 장치이다. 바이오센서의 경우 체내의 생화학적 상호작용을 전기신호로 변환하여 생화학물질을 선택적으로 센싱할 수 있다. 의류에 적용하였을 시 일상생활에서 발생하는 땀 또는 침 등의 체액을 비침습적으로 수집하고, 인체의 생화학적 정보를 감지하는 것을 목표로 한다. 바이오센서의 구현을 위해 잉크젯프린팅(Ink-jet printing), 플라즈마에칭(Plasma etching), 왁스프린팅(Wax printing), 포토리소그래피(Photolithography) 등의 방법들이 시도되고 있다. 바이오센서의 성능은 흡수물질의 위킹속도(Wicking rate) 또는 시료의 색변화를 비색법(Colorimetric method)에 따라 평가할 수 있다(Kim et al., 2019).

온습도센서는 온도 또는 습도의 변화에 따라 전기저항값이 변하는 센서로 전위차, 온저항, 전기용량, 반응속도 등에 따라 성능을 평가할 수 있다(Zhong et al., 2017). 온습도센서는 측정된 온도 혹은 습도를 전압이나 전류와 같은 전기적 신호로 변환하여 신호처리를 용이하게 하는 트랜스듀서(Transducer)이다. 온도센서의 종류에는 서모커플(Thermocouple)과 서미스터(Thermistors)가 있다. 서모커플은 전기전도성이 서로 다른 두 가지 금속재료를 접합하여 제조되며, 접합부가 가열 또는 냉각됨에 따라 전위차가 생성되는 원리로 온도를 측정한다. 서미스터는 금속산화물 반도체를 재료로 제조되며, 온도가 변화함에 따라 반도체의 전기저항값이 변하는 원리에 의해 온도를 측정한다. 서미스터의 저항온도계수(Temperature Coefficient of Resistance, TCR)는 온도에 따라 달라지며, 온도계수의 변화에 따라서 부온도계수(Negative Temperature Coefficient, NTC), 정온도계수(Positive Temperature Coefficient, PTC), 임계온도저항기(Critical Temperature Resistor, CTR)로 나뉜다. 대부분 NTC 서미스터이며, PTC와 CTR은 특정 온도에서 저항이 급변하는 특성을 가지므로 온도 스위치나 온도 경보기로 사용된다. 습도센서(Hygrometer)는 감지된 수분량에 따라 전기저항값이 변하는 온저항 변화형, 전기용량이 변하는 전기용량 변화형 등이 있다.

3. 스마트텍스타일센서의 재료 및 제조

3.1. 전기전도성 재료

3.1.1. 금속(Metal)

전기전도성 재료 중 금속은 상온에서 고체 상태인 물질로 가

늘고 길게 늘어나는 성질인 연성과 두드리면 얇게 펴지는 성질인 전성 두 가지를 모두 가지고 있다. 금(Gold), 은(Silver), 니켈(Nickel), 알루미늄(Aluminum), 티타늄(Titanium), 스테인레스스틸(Stainless steel), 구리(Copper) 등의 금속은 필라멘트(Filament)나 스테이플섬유(Staple fiber)로 제조할 수 있어 스마트텍스타일센서의 재료로 사용하기에 적합하다. 전기전도도는 같은 재료에서도 물성이나 제조 방법에 따라 다르게 나타나지만 대부분의 금속은 탄소동소체나 전도성고분자에 비해 높은 전기전도도를 가지고 있다(Table 2). 스마트텍스타일센서 제조에 사용되는 대표적인 금속 재료로는 은나노와이어(Silver nanowire, AgNW)를 들 수 있다. 은나노와이어는 단면의 지름이 나노미터(Nanometer, 10⁻⁹) 굵기인 얇은 극미세선의 형태로 우수한 유연성과 뛰어난 전기 전도성을 가져 플렉서블(Flexible) 전자소자의 개발에 많이 사용되고 있다. 은나노와이어는 스마트텍스타일센서의 제조방법이나 분산액의 농도에 따라 여러 전기전도도를 구현할 수 있다(Cho et al., 2019; Jang et al., 2019b; Kim et al., 2018).

3.1.2. 탄소동소체(Allotrope of carbon)

탄소동소체(Allotrope of carbon)는 탄소원자끼리 결합한 안정된 구조의 물질로 탄소원자의 배열에 따라 물리·화학적 다양성을 가진다. 탄소동소체 내의 탄소원자들이 결합한 형태에 따라 그래핀(Graphene), 탄소나노튜브(Carbon nanotube), 풀러렌(Fullerene) 그리고 다이아몬드(Diamond), 그래파이트(Graphite) 등으로 나눌 수 있다(Fig. 2).

이 중에서도 특히 전기전도성이 뛰어난 그래핀과 탄소나노튜브를 이용한 연구가 많이 이루어지고 있다(Cho et al., 2019; Jang et al., 2019b). 축구공과 비슷한 형태를 가진 풀러렌, 연필심의 재료로 사용되기도 하는 그래파이트(흑연)는 그래핀이나 탄소나노튜브에 비해 낮은 전기전도도를 가지고 있다. 다이아몬드는 탄소원자가 매우 안정적으로 결합되어 있어 자유로이 움직일 수 있는 전자가 없다. 이에 따라 다이아몬드는 전자의 이동이 불가능하기 때문에 전기전도도가 없는 절연체이다. 탄소동소체 중 다이아몬드의 분자 결합 안정성이 가장 높으며, 풀러렌이 다이아몬드 다음으로 높고 그래핀, 탄소나노튜브, 흑연의 분자 간 결합 안정성은 낮은 편이다. 탄소동소체내 분자 간의 결합안정성이 높을수록 전기전도도는 낮게 나타난다(Table 2).

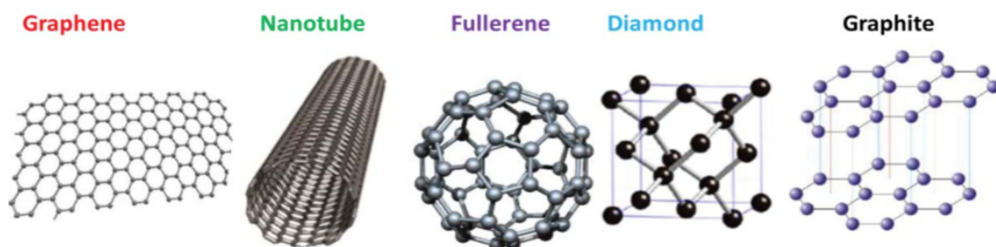


Fig. 2. Allotrope of carbon.

3.1.3. 전도성고분자(Intrinsically Conductive Polymers, ICPs)

전도성고분자는 전기(Electric), 전자(Electronic), 자기(Magnetic), 광학(Optic)적 특성과 더불어 가공성을 가진 유기고분자를 말한다. 진한 액체(Dope)의 형태로 텍스타일 섬유보다는 유연하지 않은 경향을 가지고 있으나, 제조과정에서 섬유의 직경을 축소하게 되면 유연성이 크게 증가할 것으로 기대되고 있다. 뿐만 아니라 섬유의 직경을 나노스케일로 줄이게 되면 독특한 전기적 특성이 발현될 것으로 예측되고 있다. 이와같은 전도성고분자의 종류에는 폴리아닐린(Polyaniline), PEDOT:PSS(Poly(3,4-ethylenedioxythiophene): poly(Styrene sulfonate)), 폴리아줄렌(Polyazulene), 폴리페닐렌(Polyphenylene), 폴리피롤(Polypyrrole), 폴리아세틸렌(Polyacetylene) 등이 있으며 고분자 합성에 따라 다양한 전기전도도의 구현이 가능하다(Table 2; Cho et al., 2019; Jang et al., 2019a).

3.2. 발광재료

3.2.1. 플라스틱 광섬유(POF)

플라스틱 광섬유(Plastic optical fiber)는 플라스틱을 주요 재료로 만들어진 빛의 전달이 가능한 섬유이다. 광섬유는 중심 부분인 코어(Core)와 바깥 부분인 클래드(Clad)로 이루어져 있다. 코어는 굴절률이 높은 재료를 사용하고, 클래드는 굴절률이 낮은 재료를 사용한다. 코어와 클래드의 빛 굴절률(Refractive index)이 서로 다르기 때문에 이들의 경계면에서는 반보적인 전반사가 일어난다. 이와 같은 전반사의 원리로 광섬유에 입사된 빛이 한쪽 끝에서부터 다른 쪽 끝으로 전달된다.

3.2.2. LED(Light Emitting Diode)

광섬유가 전송하는 빛은 광원(Light source)으로부터 전달된 것으로 LED(Light Emitting Diode)가 광원으로 주로 사용된다. LED는 PN 접합의 원리에 의해 전압을 가하면 발광하는 특성을 가지는 P형 반도체와 N형 반도체가 접합된 반도체 소자이다(Peter, 2010).

3.2.3. OLED(Organic Light Emitting Diode)

OLED(Organic Light Emitting Diode)는 유기발광다이오드로써 유기화합물(Organic compounds) 기반의 발광소자(Luminous element)이다. OLED는 유기화합물에 전기적 자극을 가해 전류가 흐르게 되면 빛을 발산하는 전계발광(Electroluminescence) 현상에 의해 동작한다(Bernanose, 1955). 무거운 LED에 비해 가볍고 소비전력이 낮은 OLED는 의류에 적용하기에 적합한 발광재료로써 주목받고 있다(Jeong et al., 2019).

3.3. Textile-based smart sensor의 제조방법

스마트텍스타일센서는 전기전도성 재료와 발광소재를 재료로 하여 사용 목적에 따라 다양한 방법으로 제조된다.

앞서 언급한 것과 같이 스마트텍스타일센서를 제조할 때 사용되는 전기전도성 재료에는 금속(Metal), 탄소동소체(Allotrope

of carbon), 전도성고분자(Intrinsically Conductive Polymers, ICPs) 등이 있다.

금속은 번들 드로잉(Bundle drawing), 혼합 용융액 방사(Mixed melt spinning) 등에 의해 섬유로 제조할 수 있다. 번들 드로잉은 연신된 금속선을 도금이나 고분자 물질의 함침 등으로 처리하여 가늘게 만든 후, 다발로 묶어 다시 연신해 직경을 10 μm 이하로 변형시키고 도금층이나 고분자층을 제거하여 전기전도성 섬유를 제조하는 방법이다. 혼합 용융액 방사는 고분자 상태에서 금속과 섬유를 결합시켜 방사하는 것으로, 온도를 높이면 액체 상태가 되는 폴리아미드(Polyamide), 폴리에스테르(Polyester) 등의 텍스타일이 혼합 재료로 사용된다. 금속을 실의 형태로 제조하는 방법으로는 금속사를 실로 감싸 피복사 형태로 제조하는 커버드안(Covered yarn), 심사를 탄성사로 하고 바깥을 금속사로 감은 후에 최외층을 면이나 폴리에스테르사 등으로 감아 제조하는 코어스핀안(Core-spun yarn) 등이 있다(Blucher et al., 2001).

탄소동소체 중 탄소원자들이 육각형 벌집 구조를 이루고 있는 그래핀(Graphene)은 전기유도습식공정(Electric field-induced wet spinning process)을 이용하여 섬유로 제조 가능하다. 전기유도습식공정은 방사용액을 회전 또는 선형으로 방사노즐에 주입할 때, 방사노즐과 응고욕 사이에 전압을 인가하여 섬유를 얻는 방법으로, 그래핀 산화물 또는 그래핀 방사용액을 계면활성제로 분산시킨 용액을 사용해 제조할 수 있다(Park et al., 2017). 그 외에 그래핀시트가 튜브 형태로 말린 구조를 가진 탄소나노튜브(Carbon Nanotube, CNT)는 습식 방사 공정에 따라 섬유를 제조할 수 있으며, 용매에 탄소나노튜브를 녹인 후 불필요 물질을 휘발시켜 건식 방사 공정에 따라 직접 방직사를 제조할 수 있다(Mukai et al., 2016).

전도성고분자는 전기방사(Electrospinning)나 습식방사(Wet spinning)에 따라 섬유나 실로 제조할 수 있다. 전기방사는 전도성고분자 용액에 양전하(+, positive)를 형성하고, 롤러에는 음전하(-, negative)를 형성해 섬유나 실이 스스로 걸집되도록 제조하는 방법이다. 습식 방사는 전도성고분자 용액과 응고액을 녹여 만든 방사용액을 이용해 방사하는 것으로, 전도성고분자가 응고액 속에서 겔(Gel) 형태로 변하면서 섬유화가 진행된다.

이와 같이, 스마트텍스타일센서를 섬유나 실 수준에서 구현하면 촉감, 질감, 내구성 등을 유지하면서 텍스타일 구조 내에서 전기전도성 네트워크를 형성하기 때문에 의류에 적용 시 용이하다. 이 외에 나노웹을 기반으로 한 직물 표면에 스퍼터링 코팅(Sputtering coating), 딥코팅(Dip coating) 등의 방법을 이용하여 코팅하거나 스크린프린팅(Screen printing), 잉크젯프린팅(Ink-jet printing) 등으로 프린팅하여 스마트텍스타일센서를 제조하기도 한다. 코팅 및 프린팅은 제조 방법이 간단할 뿐만 아니라 나노웹 기반 직물을 사용하는 경우에는 박막 수준의 스마트텍스타일센서를 구현 가능하다는 장점을 가지고 있다(Jang et al., 2019a; Kim et al., 2018; Lee & Cho, 2019).

스마트텍스타일센서 제조 시 발광재료로는 플라스틱 광섬유

(Plastic Optical Fiber, POF)와 함께 LED(Light Emitting Diode, LED)가 광섬유의 광원으로 주로 사용된다. 플라스틱 광섬유 내의 클래드층을 매크로밴딩(Macro-bending) 또는 마이크로밴딩(Micro-bending)하여 빛의 굴절률을 조절하거나 물리·화학적 에칭(Etching)으로 클래드 층의 마모깊이를 제어하여 빛이 균일하게 방출될 수 있도록 제조한다. 플라스틱 광섬유와 LED를 재료로 사용하는 경우 대체로 기본직(Basic weave), 도비직(Dobby weaves), 자카드직(Jacquard weave) 등과 같은 직조 방법으로 스마트텍스타일센서를 개발하고 있다(Masuda et al., 2006). 그러나 플라스틱 광섬유는 일반 섬유에 비해 다소 뻣뻣하기 때문에 텍스타일과 결합하면 직물이 경화되고 감촉이 손실되는 경향이 있다(Rothmaier et al., 2008a).

3.4. 인터커넥션 및 도출소자 기술

스마트텍스타일센서가 의류에서 센싱 성능을 발휘하기 위해서는 각종 소자를 상호적으로 연결하는 인터커넥션 과정이 필요하다. 의류에 스마트텍스타일센서를 인터커넥션 하기 위해서는 은사(Silver yarn) 또는 스테인레스스틸사(Stainless steel yarn) 등의 금속사(Metallic yarn)를 이용한 엠브로이더링(Embroidering) 방법이 가장 많이 사용된다. 그 외에 열을 이용한 프린팅(Printing)이나 접착제를 이용하는 본딩(Bonding) 등의 인터커넥션 방법도 사용된다. 또한 스마트텍스타일센서를 이용하여 측정된 전기신호의 분석을 위해서는, 전기신호를 분석 장비로 전송해 주는 도출소자(Lead element)가 필요하다. 의류에 스마트텍스타일센서를 적용한 경우, 의류용 부자재인 스냅 단추(Snap button)를 이용하는 것이 가장 일반적이다. 스냅단추는 도출소자로서의 기능뿐만 아니라 스마트의류로 구현 시 심미성 부여에도 유리하다(Jang et al., 2019b).

4. 센싱 메커니즘에 따른 스마트텍스타일센서의 연구 동향

4.1. 압력센서(Pressure and force sensors)

PEDOT:PSS를 이용해 텍스타일 기반의 압력센서를 개발한 Takamatsu의 연구에서는 코팅하지 않은 나일론(Nylon) 섬유와 PEDOT:PSS와 UV 경화제를 코팅한 섬유를 평직으로 제작하여 직물 형태로 만들었다(Fig. 3(a)). 이는 직조로 제조되었으므로 직물(Woven fabric)센서에 속하며, 섬유를 변형하여 만들었기 때문에 내적 변형형센서에 속한다. 개발된 압력센서는 사람의 손가락과 섬유 사이의 표면 커패시턴스를 측정하여 접촉을 감지할만큼의 성능을 가졌다. 이 때, 터치 입력에서의 커패시턴스 변화값은 1-2 pF 정도로 나타났다(Takamatsu et al., 2011).

Park의 연구팀은 금(gold; Au)이 스퍼터링 코팅된 PDMS와 PVDF-TrFE를 이용하여 실시간 맥박 모니터링이 가능한 압력센서를 개발하고, 성능을 평가하기 위해 입력신호(Input signal)와 출력신호(Output signal)의 상관관계를 분석하였다. 압력센서의 입력신호와 출력신호는 114.2 mV/ μ m의 기울기 값을 가진

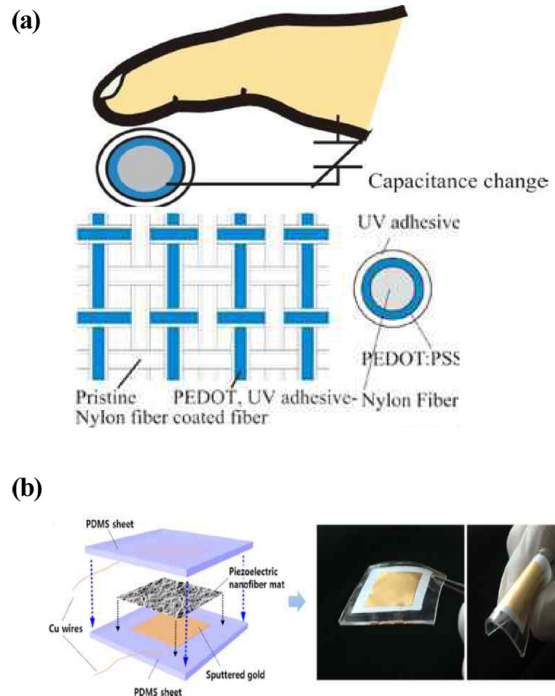


Fig. 3. Pressure and force sensors. (Park et al., 2016; Takamatsu et al., 2011).

선형적인 그래프로 나타났으며, 개발된 압력센서는 1 kPa 미만의 압력과 1 μ m 미만의 변형에 대해 정밀 측정이 가능한 것으로 확인되었다. 이 연구는 웹 형태의 나노섬유 부직포(Non-woven) 센서에 속하며, 코팅방법에 따라 제작되었기 때문에 외적 변형형으로 분류할 수 있다(Fig. 3(b); Park et al., 2016).

4.2. 스트레인센서(Strain sensors)

은나노와이어를 에탄올에 분산시킨 용액을 이용하여 딥코팅(Dip coating) 방법으로 폴리우레탄 나노웹(Polyurethane nano-web) 기반의 스트레인 센서를 개발한 연구에 따르면, 코팅된 시료는 약 1~500 Ω /cm (ohm/cm) 수준의 전기저항값을 가지고 있었으며 코팅 후에 인장 특성이 다소 떨어지는 것으로 나타났다(Kim et al., 2018).

수분산 비산화그래핀 용액을 폴리우레탄 나노웹에 닥터블레이드 코팅(Doctor blade coating)과 브러쉬 페인팅(Brush painting) 방법으로 코팅한 후 스냅단추를 이용해 스트레인센서를 개발한 연구에서는 시료가 600 Ω /cm 이하 수준의 전기저항값을 나타냈으며, 이 경우에도 코팅된 시료가 인장 특성이 낮아진 경향을 보였다(Fig. 4; Jang et al., 2019b).

전기전도성 재료를 텍스타일에 코팅한 경우에 인장특성은 떨어지는 것으로 나타났으나, 1 k Ω /cm 이하 수준의 전기저항값을 가지는 경우 스트레인센서로서의 성능이 구현되었다. 위의 두 가지 사례는 모두 부직포 형태의 나노웹을 기반으로 제작하였기 때문에 부직포센서로 분류되며, 또한 코팅방법으로 스마트텍스타일센서를 제조하여 외적 변형형으로 분류할 수 있다.

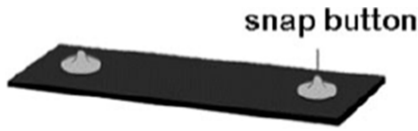


Fig. 4. Strain sensor. (Jang et al., 2019b).

4.3. 전극(Electrodes)

대부분의 의료기관에서 사용하는 Ag/AgCl 전극은 피부와 전극 사이의 접촉 임피던스를 줄이기 위해 하이드로겔을 이용한다. 하이드로겔은 전극과 신체 간 접촉을 유지시키고 동잡음(Artifact)을 낮춰주는데 도움이 된다. 그러나 Ag/AgCl 전극을 장시간 사용하면 피부 자극이 일어나고, 하이드로겔이 건조될 경우 신뢰할 수 없는 신호를 보여준다. 이에 따라 텍스타일 분야에서는 하이드로겔 없이 측정할 수 있는 건조전극에 대한 연구가 많이 이루어지고 있다(Sinha et al., 2017).

탄소나노튜브와 은나노와이어를 코팅하여 손목 밴드 형태의 ECG 건조전극을 개발한 선행 연구에 따르면, Ag/AgCl 전극과 ECG 신호를 비교하였을 때 전극 성능에 큰 차이가 발견되지 않았다. 그러나 건조전극으로 심전도를 장시간 모니터링하기 위해서는 $10 \Omega/\text{cm}$ 이하의 저항값을 가져야 하는 것으로 확인되었다. 이 연구는 나노섬유 부직포에 전기전도성 물질을 코팅하여 전극을 개발하였으므로, 부직포센서이자 외적 변형형 스마트텍스타일센서로 분류된다(Lee & Cho, 2019).

Pani의 연구팀은 100% 면 직물에 PEDOT:PSS잉크를 스크린프린팅하여 표면 근전도(Surface electromyogram, sEMG) 전극을 개발하였다. 두 가지 직경(10 mm, 24 mm)의 표면 근전도 전극으로 측정된 신호를 Ag/AgCl 전극과 비교하여 성능을 평가하였다. 10 mm 직경 전극의 면 저항값은 $390 \pm 60 \Omega/\text{sq}$ 로 나타났으며, 24 mm 직경 전극은 $410 \pm 150 \Omega/\text{sq}$ 로 직경이 클수록 전기저항값이 감소하는 것으로 나타났다. 이 연구에서 개발된 표면 근전도 전극은 제직물에 스크린프린팅한 것이므로 외적 변형형 스마트텍스타일센서에 속한다(Fig. 5; Pani et al., 2019).

4.4. 광센서(Optical sensors)

Rothmaier 연구팀은 플라스틱 광섬유를 엠브로이더링하여 장갑 형태로 체내 산소포화도(SpO_2 , Saturation of percutaneous oxygen)를 측정할 수 있는 광센서를 개발하였다(Fig. 6). 체내 산소포화도는 손가락 끝(또는 귓볼)에 광센서를 장착하여 빛 전달량의 변화에 따라 도출할 수 있다. 두 가지의 서로 다른 파장을 가진 빛(HeNe laser, Halogen lamp)의 전달량을 광센서로 측정하여, 산소가 환원된 헤모글로빈과 탈산소화 된 헤모글로빈을 산출하면 체내 산소포화도를 얻을 수 있다(Rothmaier et al., 2008b).

Corres의 연구팀은 광섬유 표면에 PVDF 나노섬유를 전기방사방법으로 오버레이하여 상대습도 감지형 광센서를 개발하였다. 이 스마트텍스타일센서는 습도변화량을 빛 출력값의 변화에 따라 감지하는 광센서이자 온습도센서로써 약 50% 이상의

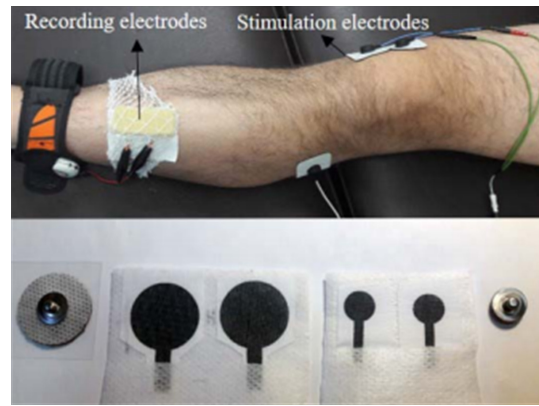


Fig. 5. ECG electrode. (Pani et al., 2019).

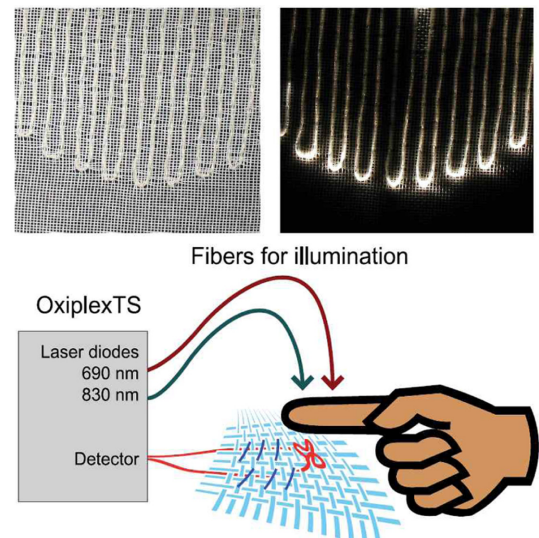


Fig. 6. Optical sensors. (Rothmaier et al., 2008a).

상대습도변화를 감지할 수 있는 것으로 나타났다. 이 광센서는 광섬유 표면에 나노섬유를 오버레이하여 제작한 것이므로 내적 변형형 부직포센서에 속한다(Corres et al., 2011).

4.5. 바이오센서(Biosensors)

Baysal 연구팀에서는 폴리에스터/나일론 부직포를 이용하여 포토리소그래피 방식으로 텍스타일 기반 바이오센서를 구현하였다. SU-8 포토레지스트 물질을 이용하여 마이크로 수준의 얇은 채널을 통해 감지 구역에서 땀을 모을 수 있도록 설계하였다. 바이오센서는 땀, 침과 같은 피분석물의 검출과 더불어 이를 전달하는 과정에서 엄격한 내부 통제가 요구된다. 포토리소그래피 기술은 용도에 맞춰 마스크(Mask)를 제작한 후 빛을 이용하여 기반 직물 위에 마스크를 패터닝(Patterning)하는 방법이다. 연구에서 개발된 바이오센서는 부직포 직물을 기반으로 제작된 외적 변형형으로 분류할 수 있다(Fig. 7(a); Baysal et al., 2014).

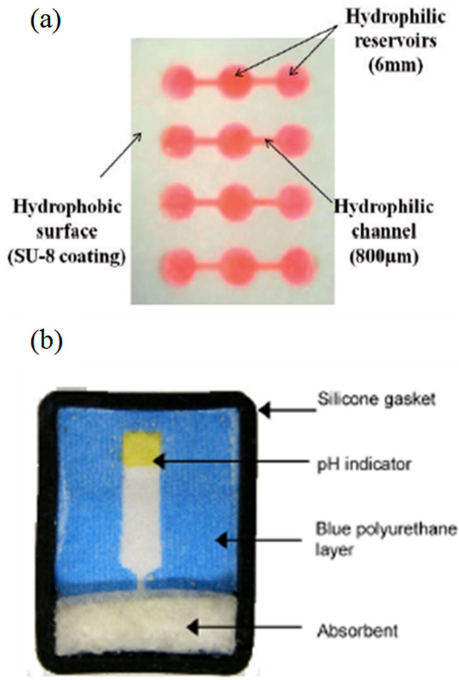


Fig. 7. Biosensors. (Baysal et al., 2014, Coyle et al., 2010).

Coyle의 연구팀은 인체 땀 속의 화학 성분을 측정할 수 있는 바이오센서를 개발하였다. 이 바이오센서는 땀 속의 화학 성분 흡수 시 색이 변하는 pH 센서를 이용하여 제작되었으며, 표준 색조와 화학 성분 흡수 후의 색농도와 색깔을 비교하는 비색법으로 화학 성분을 탐지하도록 설계되었다. 이 연구에서 개발된 스마트텍스타일센서는 외적 변형형의 부직포센서이다(Fig. 7(b); Coyle et al., 2010).

4.6. 온습도센서(Temperature & humidity sensors)

온습도센서의 경우, 일반적으로 금속이나 금속산화물을 이용하여 온도나 습도를 측정하는 용도로 제조되고 있다. 그러나 텍스타일 분야에서는 단순히 측정에만 사용되는 수동센서가 아닌 외부환경으로부터 센싱된 자극에 대해 액추에이터 기능을 수행하는 능동센서가 주로 개발되고 있다.

Zhong의 연구팀에서는 전도성고분자를 이용하여 의복 내 온도를 조절할 수 있는 온습도센서를 개발하였다. 온습도센서는 폴리테트라플루오르에틸렌(Poly(tetrafluoroethylene))의 골격에 술폰산기를 도입한 전도성고분자인 나피온(Nafion)을 이용하였다. 나피온은 전도성고분자이자 열-수분 반응성고분자(Thermo-moisture responsive polymer)이며, 형상기억고분자(Shape memory polymers, SMPs)에 속한다. 연구팀은 땀(Sweat)에 반응하는 성질을 가진 나피온을 인체 땀 구멍(Sweat pore) 모양으로 프리컷(Pre-cut)하여 플랩(Flap) 형태로 기공을 만들었다. 나피온 기반의 온습도센서를 착용 후 사람이 땀을 흘려 습기가 발생하면, 프리컷한 플랩이 열려 공기 흐름을 허용하여 습도를 낮추도록

설계하였다. 이 연구에서 개발된 온습도센서는 나피온을 고분자 수준에서 변형하여 개발한 부직포센서이며 내적 변형형으로 분류할 수 있다(Fig. 8(a); Zhong et al., 2017).

Karpagam의 연구팀은 면(Cotton) 직물에 열 변색성 착색제(Thermochromic colorants)를 프린팅하여 카모플라주(Camouflage) 군복(Military uniform) 직물을 개발하였다. 녹색의 정글 모티프가 외부로부터 열이 적용되었을 시, 열은 갈색의 사막 모티프로 변하도록 카모플라주 프린팅 패턴을 설계하였다. 면 직물의 한쪽은 카모플라주 패턴을 프린팅하고, 다른 쪽은 그래파이트(Graphite)로 코팅한 후 니크롬와이어(Nichrome wire)로 스티치하여 카모플라주 군복 직물을 제작하였다. 제작된 직물에 전압을 걸면, 니크롬와이어를 따라 그래파이트로 코팅된 면에 전류가 흐르면서 열이 발생하여 직물의 온도가 변해 카모플라주 프린팅 패턴의 색이 녹색에서 갈색으로 바뀌게 된다. 이와 같은 카모플라주 군복 직물은 하나의 군복을 착용한 채로 서로 다른 지형에서 위장이 가능하기 때문에 군사 이동 시 용이하다. 이 연구에서 개발된 카모플라주 군복 직물은 면 직물을 이용한 제직물센서로써 그래파이트를 코팅한 면 직물에 니크롬와이어를 스티치하였으므로 외적 변형형으로 분류된다(Fig. 8(b); Karpagam et al., 2017).

5. 스마트텍스타일센서의 적용

스마트텍스타일센서를 의류에 적용하게 되면, 사람의 움직임 뿐만 아니라 심장의 전기적 활동 상태를 측정하는 심전도(Electrocardiogram, ECG), 근육 및 신경에서 일어나는 전기적 활동 상태를 측정하는 근전도(Electromyogram, EMG) 등 각종 생체신호를 측정할 수 있는 스마트의류를 구현할 수 있다.

압력센서 중 압전소자를 이용한 저항(Resistive)형의 경우 스마트의류에 전원을 공급하는 스위치(Switch)로 이용하거나 걸음 수 또는 앉은 자세 등을 측정하는데 사용할 수 있다. 스트레인센서는 흉부 부피 변화에 따른 전위차 또는 전기저항값의 변화를 이용해 호흡(Respiration) 횟수를 측정하거나 인체 표면의 맥압 변화에 따른 전위차로 맥박(Pulse) 등을 측정할 수 있기 때문에 호흡 및 맥박 측정용 센서로 적용할 수 있다. 또한 의류에 전극을 적용한다면, 인체에서 발생하는 심전도, 근전도 등의 다양한 전기적 활동 상태를 측정할 수 있다. 광센서는 체내의 혈중 산소 농도, 혈당 등의 수치를 측정할 수 있으므로 의류에 적용하여 실시간으로 모니터링할 수 있게 된다면, 질병 조기진단 또는 당뇨환자의 응급 상황 시 신속한 대처에 도움이 될 수 있다. 바이오센서는 젖산, 콜레스테롤, 혈당 등 생화학 요소의 수치를 측정하는데 사용할 수 있으므로 해당 수치를 확보하여 데이터 분석하게 되면, 개인 맞춤형 건강관리지표를 도출할 수 있다. 마지막으로 온습도센서는 외부환경 측정에 따른 의복기후(Clothing climate) 조절에 사용가능하다. 의복 내 온습도는 온열 생리적 쾌적성(Thermophysiological comfort)을 결정하는 중요한 요소로써 의류에 온습도센서를 적용 시 외부기온

이나 습도에 따라 의복기후를 조절하는데 사용될 수 있다.

6. 결 론

이 총설에서는 생체신호 측정용 스마트텍스타일센서의 개념을 정의하고 분류하여 센서에 대한 이해도를 높이고, 전기전도성 재료에 따른 특성 차이에 대한 정보를 제공하기 위해 다양한 분야에서 이루어진 연구들을 고찰하였다.

압력센서는 1-2 pF의 작은 커패시턴스 변화에도 센서로써의 성능을 구현할 수 있음이 확인되었다. 압력센서는 대부분 직물 수준에서 코팅과 같은 방법에 따른 외적 변형형으로 제조되고 있으나 실이나 섬유 수준에서 제직물, 편성물, 부직포 등으로 구현하여 의류에 적용 시 이질감을 최소화해야 한다. 반면에, 스트레인센서는 1 k Ω /cm 이하 수준에서 안정적인 센싱이 가능한 것으로 나타났다. 스트레인센서는 반복적인 길이 변형에 의해 발생하는 전기적 성능의 손실이 해결해야 할 과제로, 신축성을 가진 전기전도성 재료의 탐색이 필요하다. 전극의 경우에는 겔 형태보다는 건조 전극 형태의 텍스타일 전극이 제조되고 있으며, 장시간 모니터링을 위해서는 10 Ω /cm 이하 수준의 전기저항값이 요구된다.

전극은 의류에 적용 시 성능을 발휘할 수 있는 높은 전기전도성과 더불어 인체 친화성을 고려한 연구가 이루어져야 한다. 광센서는 POF를 직물에 엠브로이더링하여 장갑 형태로 구현하거나 일반 섬유와 직조하는 방식에 따라 제조되고 있다. 광센서는 직조 외에 니팅, 스티치 등 새로운 방법을 이용하여 제조하여 착용감과 성능을 함께 향상시킬 수 있는 재료에 대한 연구가 필요하다. 또한 바이오센서는 땀이나 침 등의 체액을 비침습적으로 수집하고, 체액 중의 특정 물질을 감지하는 것을 목표로 하고 있으며, 양말 형태의 바이오센서로 혈중 당의 농도를 측정하는 연구 등이 보고되고 있다. 바이오센서는 체액을 비침습적으로 수집할 수 있으면서 여러 번 세탁 시에도 성능을 유지하는 재료에 대한 연구가 필요하다. 끝으로 온습도센서는 외부환경의 변화에 따라 의복 내의 온도나 습도를 조절하는 용도의 능동센서에 대한 연구가 이루어지고 있다. 온습도센서는 온도나 습도에 따라 물질 상태가 변하는 형상기억고분자를 재료로 하여 개발되고 있는데, 이를 텍스타일화하기 위한 제조 방법에 대한 연구가 이루어져야 할 것으로 보인다.

스마트텍스타일센서의 연구는 섬유재료학, 의류학 뿐만 아니라 전기·전자공학, 고분자화학 등 다학제적 융합 연구가 필요한 분야이다. 압력센서, 전극, 스트레인센서, 광센서, 바이오센서, 온습도센서 등을 텍스타일 내에 한 요소로 통합하여 의류에 적용하기 위해서는 인체 적합성, 착용성과 더불어 전기적 성능을 동시에 갖추어야 한다.

웨어러블 생체신호 모니터링용 스마트텍스타일센서는 인체에 밀착한 상태로 사용하기 때문에 피부 접촉 시 염증 등이 발생하지 않는 재료로 표면을 처리하는 것이 중요하다. 폴리디메틸실록산(Polydimethylsiloxane, PDMS)과 같은 유연성이 뛰

어난 고분자 물질을 이용하여 스마트텍스타일센서의 표면을 처리하면, 전기전도성 재료가 직접적으로 피부에 닿지 않아 안전하게 생체신호를 센싱할 수 있다. PDMS는 실리콘 계열의 고무로 투명함, 가벼움, 탄력성, 신축성 등의 특징을 가지며 인체에 무해하기 때문에 의류 외에도 의약품, 식품, 화장품 등의 원료로도 쓰인다. 그러나 PDMS는 투습율(Water vapor transmission rate, WVTR)이 높아 장시간 생체 접촉 시 사람의 땀과 같은 체액으로 인해 습기가 내부로 침투하여 센서가 산화될 위험이 있다. 이와 같은 센서의 산화는 생체신호 센싱 성능의 저하를 유발하기 때문에 이를 방지하기 위한 별도의 처리가 필요하다.

스마트텍스타일센서의 산화를 방지하기 위해서는 전기전도성 물질이 적용된 부분에 봉지막 처리(Thin film encapsulation)가 필요하다. 봉지막 처리란, 수분 또는 산소에 취약한 물질을 보호하기 위한 기술로 산화알루미늄(Al_2O_3)이나 산화아연(ZnO) 등과 같은 금속산화물을 이용하여 전기전도성 재료 표면에 보호층을 만들어주는 것을 말한다(Jeong et al., 2019). 효과적인 수분 및 산소 차단을 위해서는 전기전도성 재료의 종류에 따라 화학적 특성을 고려한 봉지막 처리가 필요하다. 또한 스마트텍스타일센서의 경우에는 반복적인 인장이나 굽힘과 같은 가혹한 환경에서도 견딜 수 있는 내구성도 고려해야 한다.

이에 따라 전기적 성능과 텍스타일 고유의 특성을 잃지 않으면서 PDMS와 같은 고분자 물질을 처리할 수 있는 방법에 대한 모색이 필요하다. 스마트텍스타일센서가 통합된 형태의 의류는 실시간으로 지속적인 생체신호 모니터링이 가능하므로 개인의 건강관리를 위한 데이터 수집에 용이하다. 향후 스마트텍스타일센서는 생체신호 모니터링용 웨어러블 기술에 핵심이 되어 잠재적 활용이 무한할 것으로 기대된다.

감사의 글

이 논문은 2019년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행되었으며(No. NRF-2019R1F1A1060955), 2019년도 BK21플러스 사업(연세대학교 의류환경학과)에 의하여 지원된 연구임.

References

- Baysal, G., Önder, S., Gocek, I., Trabzon, L., Kızıl, H., Kok, F. N., & Kayaoglu, B. K. (2014). Microfluidic device on a nonwoven fabric: A potential biosensor for lactate detection. *Textile Research Journal*, 84(16), 1729-1741. doi:10.1177/0040517514528565
- Bernanose, A. (1955). The mechanism of organic electroluminescence. *Journal of Chemical Physics*, 52, 396-400.
- Blucher, J. T., Narusawa, U., Katsumata, M., & Nemeth, A. (2001). Continuous manufacturing of fiber-reinforced metal matrix composite wires? Technology and product characteristics. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 32(12), 1759-1766. doi: 10.1016/S1359-835X(01)00024-0
- Castano, L. M., & Flatau, A. B. (2014). Smart fabric sensors and e-

- textile technologies: A review. *Smart Materials and Structures*, 23(5), 053001. doi:10.1088/0964-1726/23/5/053001
- Chang, C. L., Fix, K., & Wang, W. C. (2010). Reliability of PEDOT-PSS strain gauge on foam structure. *Proceedings of the International Society for Optics and Photonics 2010 Spring Conference*; San Diego, California, USA, pp. 7-11, March, Bellingham, WA, USA: SPIE. doi:10.1117/12.847701
- Cho, H. S., Jang, E. J., & Cho, G. S. (2019). Characteristics of PEDOT:PSS Impregnated Polyurethane Nanoweb with Post-Thermal-Treatment. *Proceedings of the Fiber Society 2019 Annual Spring Conference*, Tsim Sha Tsui, Hong Kong, China, pp. 21-23, May, Meade, MD, USA: Fiber Society.
- Corres, J. M., Garcia, Y. R., Arregui, F. J., & Matias, I. R. (2011). Optical fiber humidity sensors using PVdF electrospun nanoweb. *IEEE Sensors Journal*, 11(10), 2383-2387. doi:10.1109/JSEN.2011.2123881
- Coyle, S., Lau, L., Moyna, N., O'Gorman, D., Diamond, D., Francesco, F., Costanzo, D., Salvo, P., Trivella, M., De Rossi, D. M., Taccini, N., Paradiso, R., Porchet, J. A., Ridolfi, A., Luprano, J., Chuzel, C., Lanier, T., Revol-Cavalier, F., Schoumacker, S., Mourier, V., Chartier, I., Convert, R., De-Moncuit, H., & Christina, B. (2010). BIOTEX-Biosensing textiles for personalised healthcare management. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14(2), 364-370. doi:10.1109/TITB.2009.2038484
- Griffiths, D. J., & Reeves, A. (1999). *Electrodynamics. introduction to electrodynamics* (3rd ed.). New Jersey: Prentice Hall.
- Ivetic, M., Mojovic, Z., & Matija, L. (2003). Electrical conductivity of fullerene derivatives. *Materials Science Forum Trans Tech Publications Ltd., Zurich-Uetikon, Switzerland*. 413, 49-52. doi:10.4028/www.scientific.net/MSF.413.49
- Jang, E. J., & Cho, G. S. (2018). Development of PU nanoweb based electroconductive textiles and exploration of applicability as a transmission line for smart clothing. *Fashion & Textile Research Journal*, 20(1), 101-107. doi:10.5805/SFTI.2018.20.1.101
- Jang, E. J., Cho, H. S., & Cho, G. S. (2019a). Enhancing the conductivity of PEDOT:PSS/PU nanoweb via dimethyl sulfoxide solvent treatment. *Proceedings of the Fiber Society 2019 Annual Spring Conference*, Tsim Sha Tsui, Hong Kong, China, pp. 21-23, May, Meade, MD, USA: Fiber Society.
- Jang, E. J., Hang, L., & Cho, G. S. (2019b). Characterization and exploration of polyurethane nanofiber webs coated with graphene as a strain gauge. *Textile Research Journal*, 89(23-24), 4980-4991. doi:10.1177/0040517519844604
- Jeong, E. G., Jeon, Y., Cho, S. H., & Choi, K. C. (2019). Textile-based washable polymer solar cells for optoelectronic modules: Toward self-powered smart clothing. *Energy & Environmental Science*, 12(6), 1878-1889. doi:10.1039/C8EE03271H
- Karpagam, K. R., Saranya, K. S., Gopinathan, J., & Bhattacharyya, A. (2017). Development of smart clothing for military applications using thermochromic colorants. *The Journal of the Textile Institute*, 108(7), 1122-1127. doi:10.1080/00405000.2016.1220818
- Kim, I. H., Lee, E. G., Jang, E. J., & Cho, G. S. (2018). Characteristics of polyurethane nanoweb treated with silver nanowire solutions as strain sensors. *Textile Research Journal*, 88(11), 1215-1225. doi:10.1177/0040517517697647
- Kim, I. H., & Cho, G. S. (2018). Polyurethane nanofiber strain sensors via in-situ polymerization of polypyrrole and application to monitoring joint flexion. *Smart Materials Structures*, 27(7), 075006. doi:10.1088/1361-665X/aac0b2
- Kim, J., Campbell, A. S., de Ávila, B. E. F., & Wang, J. (2019). Wearable biosensors for healthcare monitoring. *Nature Biotechnology*, 37, 389-406. doi:10.1038/s41587-019-0045-y
- Lee, E. G., & Cho, G. S. (2019). PU nanoweb-based textile electrode treated with single-walled carbon nanotube/silver nanowire and its application to ECG monitoring. *Smart Materials Structures*, 28(4), 045004. doi:10.1088/1361-665X/ab06e0
- Masuda, A., Murakami, T., Honda, K., & Yamaguchi, S. (2006). Optical properties of woven fabrics by plastic optical fiber. *Journal of Textile Engineering*, 52(3), 93-97. doi:10.4188/jte.52.93
- Mukai, K., Asaka, K., Wu, X., Morimoto, T., Okazaki, T., Saito, T., & Yumura, M. (2016). Wet spinning of continuous polymer-free carbon-nanotube fibers with high electrical conductivity and strength. *Applied Physics Express*, 9(5), 055101. doi:10.7567/APEX.9.055101
- Pan, L. S., & Kania, D. R. (1994). *Diamond: electronic properties and applications*. Berlin: Springer.
- Pani, D., Achilli, A., Spanu, A., Bonfiglio, A., Gazzoni, M., & Botter, A. (2019). Validation of polymer-based screen-printed textile electrodes for surface EMG detection. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 27(7), 1370-1377. doi:10.1109/TNSRE.2019.2916397
- Park, S. H., Lee, H. B., Yeon, S. M., Park, J., & Lee, N. K. (2016). Flexible and stretchable piezoelectric sensor with thickness-tunable configuration of electrospun nanofiber mat and elastomeric substrates. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 8(37), 24773-24781. doi:10.1021/acsami.6b07833
- Park, S. Y., Shin, M. K., Kim, H. J., Yeo, C. S., Cho, Y. J., & Cho, K. R. (2017). Method for manufacturing graphene oxide fiber, graphene fiber, and graphene or graphene (oxide) composite fiber by using electric field-induced wet spinning process. *KO. Patent No. WO 2017/188564A1*.
- Peters, K. (2010). Polymer optical fiber sensors -a review. *Smart Materials and Structures*, 20(1), 013002. doi:10.1088/0964-1726/20/1/013002
- Rothmaier, M., Luong, M., & Clemens, F. (2008a). Textile pressure sensor made of flexible plastic optical fibers. *Sensors*, 8(7), 4318-4329. doi:10.3390/s8074318
- Rothmaier, M., Selm, B., Spichtig, S., Haensse, D., & Wolf, M. (2008b). Photonic textiles for pulse oximetry. *Optics Express*, 16(17), 12973-12986. doi:10.1364/OE.16.012973
- Rubacha, M., & Zieba, J. (2007). Magnetic cellulose fibres and their application in textronics. *Fibres & Textiles in Eastern Europe*, 15(5), 64-65.
- Selm, B., Gurel, E. A., Rothmaier, M., Rossi, R. M., & Scherer, L. J. (2010). Polymeric optical fiber fabrics for illumination and sensorial applications in textiles. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 21(11), 1061-1071. doi:10.1177/1045389X10377676
- Serway, R. A., & Jewett, J. W. (1998). *Principles of physics* (Vol. 1). Fort Worth, TX: Saunders College Pub.
- Sinha, S. K., Noh, Y., Reljin, N., Treich, G. M., Hajeb-Mohammadalipour, S., Guo, Y., ... & Sotzing, G. A. (2017). Screen-printed PEDOT: PSS electrodes on commercial finished textiles for electrocardiography. *ACS Applied Materials & Interfaces*,

- 9(43), 37524-37528. doi:10.1021/acsami.7b09954
- Sprogis, S. K., Currey, J., & Considine, J. (2019). Patient acceptability of wearable vital sign monitoring technologies in the acute care setting: a systematic review. *Journal Clinical Nursing*, 28(15-16), 2732-2744. doi:10.1111/jocn.14893
- Takamatsu, S., Kobayashi, T., Shibayama, N., Miyake, K., & Itoh, T. (2011). Meter-scale surface capacitive type of touch sensors fabricated by weaving conductive-polymer-coated fibers. In *2011 Symposium on Design, Test, Integration & Packaging of MEMS/MOEMS (DTIP)*. pp. 142-147. IEEE.
- Van Langenhove, L., & Hertleer, C. (2004). Smart clothing: a new life. *International Journal of Clothing Science and Technology*, 16(1/2), 63-72. doi:10.1108/09556220410520360
- Zeng, W., Shu, L., Li, Q., Chen, S., Wang, F., & Tao, X. M. (2014). Fiber based wearable electronics: a review of materials, fabrication, devices, and applications. *Advanced Materials*, 26(31), 5310-5336. doi:10.1002/adma.201400633
- Zhong, Y., Zhang, F., Wang, M., Gardner, C. J., Kim, G., Liu, Y., ... & Chen, R. (2017). Reversible humidity sensitive clothing for personal thermoregulation. *Scientific Reports*, 7, 44208. doi:10.1038/srep44208

(Received 20 September, 2019; 1st Revised 11 October, 2019;
2nd Revised 22 October, 2019; Accepted 24 October, 2019)