

웨어러블 텍스타일 스트레인 센서 리뷰

노정심[†]

상명대학교 의류학과

Wearable Textile Strain Sensors

Jung-Sim Roh[†]

Dept. of Clothing & Textiles, Sangmyung University, Seoul, Korea

Abstract : This paper provides a review of wearable textile strain sensors that can measure the deformation of the body surface according to the movements of the wearer. In previous studies, the requirements of textile strain sensors, materials and fabrication methods, as well as the principle of the strain sensing according to sensor structures were understood; furthermore, the factors that affect the sensing performance were critically reviewed and application studies were examined. Textile strain sensors should be able to show piezoresistive effects with consistent resistance-extension in response to the extensional deformations that are repeated when they are worn. Textile strain sensors with piezoresistivity are typically made using conductive yarn knit structures or carbon-based fillers or conducting polymer filler composite materials. For the accuracy and reliability of textile strain sensors, fabrication technologies that would minimize deformation hysteresis should be developed and processes to complement and analyze sensing results based on accurate understanding of the sensors' resistance-strain behavior are necessary. Since light-weighted, flexible, and highly elastic textile strain sensors can be worn by users without any inconvenience so that to enable the users to continuously collect data related to body movements, textile strain sensors are expected to become the core of human interface technologies with a wide range of applications in diverse areas.

Key words : textile strain sensors (텍스타일 스트레인 센서), wearable sensors (웨어러블 센서), textile interfaces (텍스타일 인터페이스), smart textiles (스마트 텍스타일), e-textile (일렉트로닉 텍스타일)

1. 서 론

건강한 라이프 스타일을 지향하는 현대인들의 요구에 따라 질병의 치료뿐 아니라 사전 관리와 진단과 예방의 중요성이 대두되면서, ECG 심박, 호흡, 체온, 모션 등의 인체정보를 모니터링(physiological monitoring)하여 높은 수준의 건강을 유지하게 하는 적극적인 프로그램들이 전세계적으로 개발되고 있다. 의복은 사용자의 다양한 활동 정보를 언제 어디서나 지속적으로 센싱(ubiquitous sensing)하여 스포츠와 헬스케어 분야의 거대한 활용으로 연결시킬 수 있는 가장 이상적인 플랫폼이다(Mattmann et al., 2007). 뿐만 아니라 의복은 다양한 센서-액추에이터 네트워크 시스템을 적용할 수 있는 매우 넓은 활용 공간을 제공하고(Roh & Kim, 2016), 전도성 섬유 소재를 이

용하여 만들어진 웨어러블 시스템은 사용자에게 쾌적한 착용감을 제공할 수 있기 때문에 재활, 헬스케어, 스포츠와 엔터테인먼트 분야의 다양한 활용과 연결되어 활발한 연구가 이루어지고 있다.

가볍고 유연하며 신축성이 있는 텍스타일로 만들어진 스트레인 센서(textile strain sensors)는 사용자에게 불편함이 없이 오래도록 착용되어 호흡이나 모션 등과 관련한 데이터를 지속적으로 수집할 수 있도록 하기 때문에 휴먼 인터페이스 기술(human-interface technology)의 핵심기술이 되고 있다(Bae et al., 2013). 텍스타일이 가지는 신축성(stretchability)이란 인체의 불균일하고 복잡한 형태를 자연스럽게 커버하고 지속적인 움직임에 순응할 수 있는 능력(conformability)이다. 가슴둘레나 배에 위치한 텍스타일 스트레인 센서는 호흡 시 가슴둘레와 배둘레의 길이변화를 측정하여 자연스럽게 호흡수를 측정할 수 있다(Campbell et al., 2007; Paradiso et al., 2005; Zhang et al., 2006). 특히 텍스타일 기반의 웨어러블 동작 센싱 기술은 기존의 림에 설치된 동작 센싱 장비에서는 생각할 수도 없었던 새로운 적용들을 가능하게 한다. 피트니스 트레이닝 시에 운동 수행의 양과 질을 측정할 수 있고, 개인의 재활운동을 위한 프로그램에 활용되어(Giorgino et al., 2009) 개인 맞춤형의 완

[†]Corresponding author; Jung-Sim Roh
Tel. +82-2-781-7527, Fax. +82-2-2287-0103
E-mail: jungsimroh@smu.ac.kr

© 2016 (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.

전히 새로운 용도들로 전개될 수도 있다.

사용자의 호흡이나 맥박 같은 작은 움직임에서부터 관절운동과 관련된 큰 동작에 이르기까지 신체의 움직임과 관련한 다양한 정보를 측정하기 위해서는 착용자의 체표면에 밀착되게 입혀져서 동작에 따른 체표면의 길이변형을 측정할 수 있어야 한다. 텍스타일 스트레인 센서는 (1) 편안하게 입을 수 있으며, (2) 기존의 스트레인 게이지보다 훨씬 더 큰 변형에 대한 센싱이 가능하며, (3) 변형이 복잡한 3차원 형태의 인체에 적용하여 변형을 반영하기가 유리하며, (4) 다양한 조직과 형태로 제작하기에 용이하다는 장점이 있다. 반면에, 섬유 소재가 가지고 있는 근본적인 한계점, 즉 외력이 제거되었을 때 원상태로 회복되는 능력이 완전하지 않기 때문에 신장과 회복 사이에 히스테리시스(hysteresis)가 존재하고 반복 신장 시 센싱 성능의 재현성에 어려움이 있다. 이러한 문제점들을 극복하기 위해 적절한 소재와 구조와 공정조건을 찾아내기 위한 다양한 연구들이 진행되고 있다.

본 연구는 텍스타일 스트레인 센서가 더욱 다양하게 개발되고 활용될 수 있도록 신규 개발자들에게 기본 정보를 제공하고, 텍스타일 스트레인 센서의 더욱 확장된 적용·영역으로서 스마트웨어 사용자 인터페이스로의 활용 가능성을 탐색하기 위해, 전도성 섬유 소재의 길이 변형을 통해 자극의 세기를 감지할 수 있는 섬유 기반 웨어러블 센서의 구조와 성능에 대한 탐색적 연구를 수행하였다. 텍스타일 스트레인 센서의 선행 연구들을 통해 센서에 사용되는 소재와 제조방식, 그리고 센서 구조에 따른 감지 기능의 원리를 이해하고, 센싱 성능에 영향을 미치는 요인에 대해 검토하고, 실제 적용 연구 사례에 대해 고찰하였다.

2. 스트레인 센서 개념

2.1. 피에조저항 효과와 게이지율

스트레인(strain)은 어떤 물체가 인장 또는 압축을 받을 때 원래의 길이에 대하여 늘어나거나 줄어든 길이의 비율을 말한다. 스트레인 센서(strain sensor)는 이러한 길이 변형에 대해 전기저항이 변화하는 것을 이용하는 센서이다. 이는 피에조저항 센서(piezoresistive sensor) 또는 스트레인 게이지(strain gauge)라고도 불린다. 원래 스트레인 게이지는 외부에서 힘이 가해질 때 발생하는 기계적인 미세한 변화를 전기신호로 검출하는 센서로, 스트레인 게이지를 기계나 구조물의 표면에 접착해두면 그 표면에서 생기는 미세한 치수의 변화를 측정하는 것이 가능하고, 그 변화의 크기로부터 기계적 구조물의 손상을 모니터링할 수 있다(Barlow et al., 1970). 일반적으로 금속재료의 스트레인 센서는 외부의 힘에 따라 원래 길이(L)가 길어지고(L+ΔL) 단면적(A)이 줄어들어서 저항이 증가하게 되고, 반대로 길이가 줄어들면 저항이 감소한다(Fig. 1, 수식 (1)). 이것을 피에조저항 효과(piezoresistive effect)라고 한다. 이러한 원리를 텍스타일에 적용하여 저항치 변화로부터 착용 대상의 표면 변

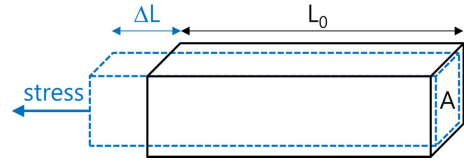


Fig. 1. Stress-strain deformation of metallic strain gauge causing piezoresistive effect.

형의 크기를 측정할 수 있도록 만든 것이 텍스타일 스트레인 센서(textile strain sensors)이다. 다만, 텍스타일 스트레인 센서의 경우에는 그 구조에 따라서 외부의 힘에 따라 늘어나면 저항이 증가하고 외력이 제거되어 이완될 때 저항이 감소하는 경우도 있고(positive piezoresistive effect), 반대로 인장력이 가해져서 늘어날 때 저항이 감소하고 줄어들 때 저항이 증가하는 경우도 있다(negative piezoresistive effect) (Atalay et al., 2013; Catrysse et al., 2004).

스트레인 센서에서 센서의 성능을 평가하는 지표로 게이지율(gauge factor, GF)을 사용한다. 게이지율은 센서의 민감도(sensitivity)에 관한 정보를 얻는데 매우 중요한 파라미터이다. Fig. 1과 같이 섬유의 신장 방향으로 외력이 가해져서 최초 길이 L₀인 섬유가 ΔL만큼 변형할 때의 길이변형율 ΔL/L₀을 ε(strain value)이라 하고, 수식 (1)의 원리에 따라 전기전도도 ρ인 금속의 저항(R)은 단면적(A)과 길이(L)에 의해 결정되므로, 길이변화(ΔL)에 따라 최초 R₀이었던 저항치가 ΔR만큼 변했다고 할 때, 게이지율은 수식 (2)와 같이 계산된다(Atalay et al., 2013). 일반적으로 작은 변형을 측정하는 스트레인 게이지에 이용되고 있는 동, 니켈, 니켈크롬합금 금속 소재의 게이지율은 2 정도이다. 반면에, 변형율이 수십 %에 달하는 매우 큰 변형을 측정하는 텍스타일 기반 웨어러블 스트레인 센서(wearable large strain gauge)의 경우에는 게이지율이 수에서 수천에 이르기까지 상당히 높은 수준의 게이지율을 갖는 것들이 연구·보고되고 있다.

$$R = \rho \frac{L}{A} \tag{1}$$

$$GF = \frac{\frac{\Delta R}{R_0}}{\frac{\Delta L}{L_0}} = \frac{\Delta R}{\epsilon R_0} \tag{2}$$

2.2. 텍스타일 스트레인 센서 요구사항

착용 시에 발생하는 반복되는 큰 신장변형을 센싱하기 위한 웨어러블 텍스타일 스트레인 센서가 높은 민감도(sensitivity)와 재현성(repeatability)을 가지기 위해서는 일반적으로 다음과 같은 요구사항이 고려되어야 한다.

(1) 전도성 물질이 반복적인 큰 변형을 견딜 수 있는 원단에 피에조저항 효과를 발현하는 구조로, 텍스타일의 일반적인 거동을 변화시키지 않고 통합되어야 한다.

(2) 안정적인 저항-변형의 관계를 유지하기 위해서는 스트레

인이 센서에 균일하게 분포되도록 하여야 하고 변형이 가능한 빨리 완전하게 회복 가능해야 한다(Catrysse et al., 2004; Shyr et al., 2014; Strazdienė et al., 2015; Zhang et al., 2006).

(3) 쾌적한 착용감과 활성성을 보장하기 위해 텍스타일 스트레인 센서는 작은 스트레스에도 쉽게 변형할 수 있어야 한다(Cochrane et al., 2007).

(4) 사용하는 전도성 물질이 온도, 습도, 공기 등의 환경의 영향을 받는 경우, 환경의 변화에 의한 저항변화를 고려하여 설계되고 분석되어야 한다(Li et al., 2005; Liu et al., 2009; Scilingo et al., 2003).

3. 텍스타일 스트레인 센서의 유형 및 특징

3.1. 전도성사 니트 스트레인 센서

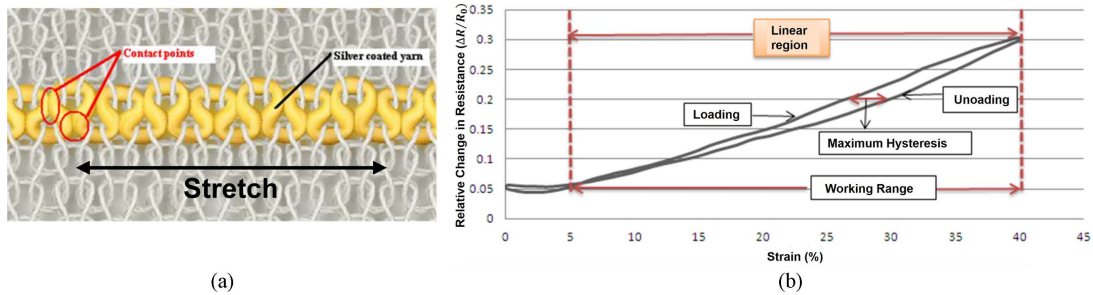


Fig. 2. Schematic diagram of sensor design showing the geometry a single course structure of conductive yarn within the interlock knit structure (a) and its piezoresistive effect during loading and unloading (b) (Atalay et al., 2013).

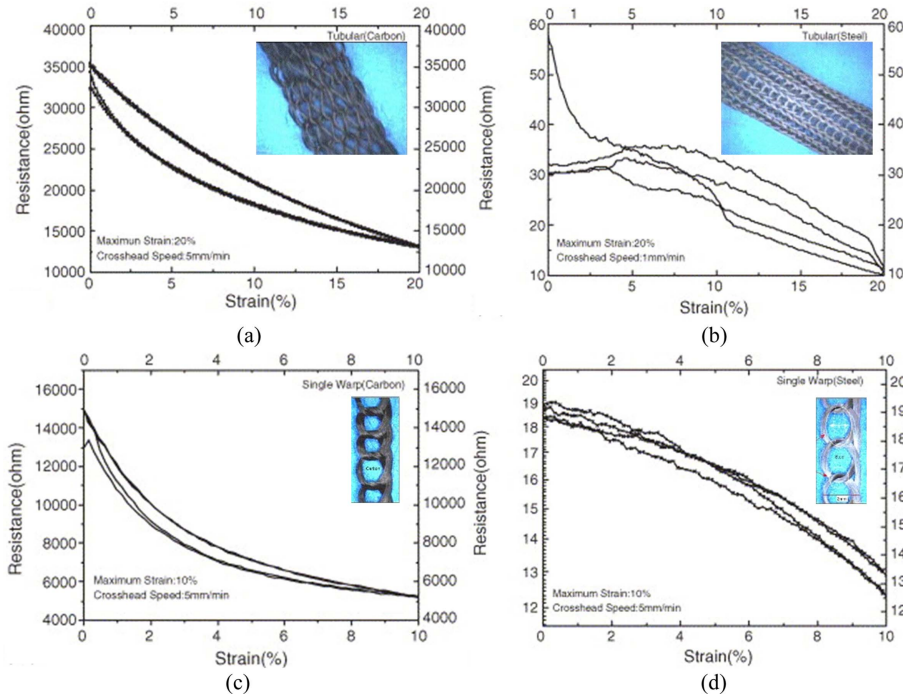


Fig. 3. Resistance-strain relationships of the tubular knit sensors of carbon fiber (a) and stainless steel yarn (b). Resistance-strain relationships of single warp knit sensors of carbon fiber (c) and stainless steel yarn (d) (Zhang et al., 2006).

3.1.1. 전도성사 니트 스트레인 센서 구조와 센싱 원리

전도성사 니트 스트레인 센서(conductive yarn knit strain sensor)는 전도성사의 루프 연결 구조에 따라 두 가지의 상반된 피에조저항 효과가 구현된다. 피에조저항 효과를 만들어 낼 전도성사가 코스(course) 방향으로 한 줄로 적용이 된 형태(전도성 루프 접촉구조, Fig. 2(a))와 전도성사 루프가 서로 얽혀서 네트워크 구조를 이루는 형태(전도성 루프 네트워크구조, Fig. 3)로 구분되며, 전자는 신장 시 저항이 증가하고 이완 시 저항이 감소하는 피에조저항 효과를 나타내며(Fig. 2(b)), 반면에 후자는 신장시 저항이 감소하고 이완 시 저항이 증가하는 피에조저항 효과를 나타낸다(Fig. 3). Table 1은 전도성사 니트 스트레인 센서에 대한 몇 가지 개발 사례들의 소재, 패브리케이션 구조, 저항수준, 스트레인을, 그리고 센서감도에 대한 보여주고 있다.

Table 1. Conductive yarn knit strain sensors

Materials	Fabrication / structures	Resistance level	Strain rate	Sensitivity
Silver-coated yarn (Atalay et al., 2013)	Interlock knit, a conductive yarn inserted into the course direction	-	5~40%	0.75
Carbon fiber (Zhang et al., 2006)	Tubular knit	13~35kΩ	~20%	6~7
	Single warp knit	5~15kΩ	~10%	4~25
Stainless steel yarn (Zhang et al., 2006)	Tubular knit	10~60Ω	~20%	10~25
	Single warp knit	12.5~19Ω	~10%	2.5~7.5
Stainless steel yarn and Lycra (Catrysse et al., 2004)	Weft knit	10.7~14.2Ω	40~90%	24
Stainless steel yarn (Strazdienė et al., 2015)	Crocheted chain on stretchable tape	-	25~60%	3

Atalay et al.(2013)은 은코팅사(silver coated yarn)를 코스방향으로 한 줄 삽입하여 인터록(interlock) 편직하여 전도성 루프 접촉구조의 스트레인 센서를 제작하였다(Fig. 2). 센싱 패브릭이 늘어나기 전에 이웃한 전도성 루프 사이의 접촉압력은 최고 값을 갖게 된다. 코스방향의 잡아당기는 힘이 가해지게 되면 한 방향으로의 인장력이 전도성 루프간의 접촉을 느슨하게 하여 신장에 따라 접촉압력이 감소하게 되므로, 이 스트레인 센서의 전기저항은 신장률에 따라 증가하게 된다. 단순한 평편(plain) 구조보다 밀도가 높은 인터록 이중니트구조를 사용함으로써 전도성사 루프간 최대 접촉압력을 높여서 스트레인 센서 활용 구간을 40%까지 늘일 수 있었고, 결과적으로 5~40% 신장 구간에서 신장에 따라 저항변화율이 선형적으로 증가하는 성능을 나타내었다($R^2=0.997$, GF=0.75).

전도성 루프 네트워크 구조의 니트 스트레인 센서는 피에조 저항 효과를 만들어 낼 전도성사의 루프가 니팅으로 얽혀서 네트워크구조를 이루는 형태이다(Fig. 3). 전도성사 루프가 코스(course)와 웨일(wale) 모든 방향으로 연결되어 있는 형태이거나(Fig. 3(a), 3(b)), 경편니트에서 웨일방향으로 편직되어 들어갈 수도 있다(Fig. 3(c), 3(d)). 이 구조에서는 인장력이 가해지면 전도성사 루프 간의 접촉압력이 강해지게 되어 루프간 접촉 저항이 감소하면서 신장변형의 증가에 따라 저항이 감소하게 되는 피에조저항 효과를 나타낸다. 두 개의 상호 겹쳐지는 전도성사의 접촉저항이 저항-변형 반응의 핵심요소이나, 앞서 설명된 전도성 루프 접촉구조(Fig. 2)와는 달리 전도성사의 루프가 사방으로 네트워크를 형성하고 있기 때문에, 신장변형 시 루프간 실의 부분이동(yarn segment transfer)이 발생하여 좀 더 복잡한 저항 변화의 관계가 형성되기도 한다(Wang et al., 2014). 뿐만 아니라 실의 형태(yarn morphology)와 원단 구조(fabric structure)가 니트 스트레인 센서의 신장-회복(elongation-recovery)의 변형 거동에 영향을 미치는 것으로 보고되고 있다(Zhang et al., 2006).

3.1.2. 전도성사 니트 스트레인 센서 성능에 영향을 미치는 요인들

3.1.2.1. 접촉저항

텍스타일 스트레인 센서의 형태가 변하는 과정에서 전도성 섬유간의 접촉저항(contact resistance)이 센서의 저항변화에 영향을 미치게 된다. Holm의 접촉이론(contact theory)에 의하면 ρ 의 고유저항을 갖는 재료의 접촉저항(R_c : contact resistance)은 접촉 수(n : number of contact points)와 접촉지점의 접촉압력(P : contact pressure)의 제곱근에 반비례하고 재료 경도(H : hardness)의 제곱근에 비례한다(Atalay et al., 2013). 니트구조의 스트레인 센서에는 탄소섬유(carbon fibers), 스테인레스 스틸 섬유사(stainless steel yarn), 은코팅사(silver coated polymer yarn)와 같이 전도성사의 표면이 균일한(homogeneous) 전도성을 가지고 있는 전도성사를 사용하여 텍스타일 스트레인 게이지의 저항이 형태 변형에 의해서만 영향을 받을 수 있도록 하고 있다.

$$R_c = \frac{\rho}{2} \sqrt{\frac{\pi H}{n P}} \tag{3}$$

3.1.2.2. 실의 부분이동

Wang et al.(2014)은 전도성사 평편 니트(plain knit)의 신장 변형시에 코스와 웨일 양방향으로의 실부분이동(yarn segment transfer)의 영향을 고려하여 루프 저항 네트워크를 분석하고 계산하여 스트레인과 저항의 상관관계에 대해 모델링하였다. 이 연구에 따르면 실부분이동(yarn segment transfer)이 니트 패브릭 센서의 민감도(sensitivity)에서 가장 중요한 요소이며, 변형의 증가에 따라 저항이 선형적으로 증가하게 만드는 중요한 요소이다. 또한 큰 변형의 영역에서는 접촉저항보다는 단위 구조인 루프의 폭과 루프의 길이가 민감도에 영향을 미치는 중요한 디자인 요소이다.

3.1.2.3. 종횡비

텍스타일 스트레인 게이지 전면에 걸쳐서 외력과 신장이 균일하게 적용(strain field distribution)되도록 하고 응력이 한곳으로 집중되는 현상(necking effects)를 줄이기 위해서는 스트레인 게이지의 크기가 작고 종횡비(aspect ratio)가 큰 것이 유리하다. Zhang et al.(2006)에 따르면, 많은 수의 루프가 코스와 웨일 양 방향으로 전면으로 연결된 니트 패브릭 구조보다는 가늘고

길이 긴 싱글 루프 연결구조가 두 배 정도 더 센서감도 (sensitivity)가 좋고 재현성(repeatability)도 더 좋았다. 신장-회복 동안, 안정적인 저항-변형 관계를 보장하기 위해 실에 작용하는 접촉력의 세기는 패브릭의 신장에 대응하여 변하여야 하므로 중형비가 큰 싱글 루프 구조가 더 유리하였다(Fig. 3).

3.1.2.4. 실 형상

실의 형상(yarn morphology)은 루프 신장으로 이동한 실의 부분이 외력이 제거되고 난 후 원상으로 회복되는 거동 (recovery)에 영향을 미친다. 전도성사의 표면 형태가 매끈할수록 신장-회복(elongation-recovery)시에 섬유사간의 마찰(friction)이 적어서 실부분이동(yarn segment transfer)이 용이하여 니트 스트레인 센서의 민감도(sensitivity)와 재현성(repeatability)이 좋다(Fig. 3). 스테인레스 스틸 섬유사는 표면에 가는 주름이 있기 때문에 섬유간 마찰력이 커서 섬유가 원위치로 돌아오는 거동을 방해한다. 반면에 탄소섬유사는 매끈한 표면을 가지고 있어서 스테인레스 스틸 섬유사보다 민감도, 재현성, 정확도(accuracy)가 더 높았다(Zhang et al., 2006). 그러나 탄소섬유사는 굽힘탄성률(bending modulus)이 낮아서 반복실험에서 큰 차이를 나타내는 단점이 있었다. 스테인레스 스틸 섬유사는 탄소섬유사보다 유연하여 착용감이 훨씬 더 좋고 공기 중에 산화하지 않고 내구성이 있기 때문에 일반적으로 많이 채택되어 사용되고 있다.

3.1.2.5. 텍스타일 구조 변형에 따른 비선형적 반응

Fig. 2와 Fig. 3에서 확인되는 바와 같이 전도성사의 니트 스트레인 센서는 실형상, 실부분이동, 원단구조, 그리고 반복되는 신장-이완에 의한 텍스타일 구조변형 등의 이유로 저항-변형의 관계가 선형적이지 않고(non-linear electrical response), 신장과 회복시의 저항-변형 사이클 간에 히스테리시스 존재한다. Catrysse et al.(2004)은 이와 같은 영향을 최소화하기 위해 별도의 고탄성사 다수 가닥을 코스방향으로 사용하여 40-90% 신장영역에서 신장에 따라 저항이 선형적으로 감소하

고 재현성(repeatability)이 높은 호흡센싱용 니트 스트레인 센서를 개발하였다. Strazdienė et al.(2015)은 히스테리시스를 줄이고 반복 신장-회복에 따른 저항변화의 재현성을 갖게 하는 최적의 텍스타일 스트레인 센서 구조를 찾기 위해 신축성 니트와 신축성 테이프 위에 각각 스테인레스 스틸사의 체인스티치(stainless steely yarn crocheted chain)로 루프를 형성하여 센싱 성능을 비교한 결과, 신축성 테이프 위 자수루프센서가 히스테리시스와 재현성 측면에서 성능이 더 좋았다.

3.2. 전도성 필러 복합 텍스타일 스트레인 센서

3.2.1. 전도성 필러 복합 텍스타일 센서의 구조와 센싱 원리

전도성 필러를 포함한 신축성 전도성 복합재료(conductive elastomeric composites)는 매우 유연하고, 가볍고, 환경에 안정적이며, 인체에 유해하지 않고, 저렴하기 때문에 커다란 변형을 측정하기 위한 유연한 스트레인 센서(flexible strain sensors)로 개발되어 웨어러블 일렉트로닉스(wearable electronics)와 인간-기계 인터랙션 기기(human-machine interaction devices)에 널리 활용될 수 있을 것으로 기대되고 있다(Yi et al., 2012). 전도성 필러를 이용한 텍스타일 스트레인 센서(piezoresistive textile sensors with conductive fillers)에 주로 사용되는 전도성 필러(conductive fillers)로는 탄소계 필러(carbonaceous fillers), 금속 필러(metallic fillers), 전도성 고분자(intrinsically conductive polymers) 등이 있다 탄소계 필러나 금속 필러는 고무(rubbers), 열가소성 엘라스토머(thermoplastic elastomers), 실리콘 엘라스토머(silicon elastomers) 등의 매트릭스 재료와 복합되어 실 형태로 제작이 되거나 신축성 원단이나 실 위에 코팅되어 스트레인 센서로 사용된다. 전도성 고분자는 주로 실 표면이나 신축성 원단 위에 코팅되어 사용된다(Bae et al., 2013; Bashir et al., 2013; Bashir et al., 2014; Mattmann et al., 2008; Paradiso et al., 2005; Perc et al., 2009; Robert et al., 2012).

전도성 필러 복합소재의 전기전도성은 고분자 매트릭스에 분포하는 전도성 필러의 연속적 네트워크(continuous network)의

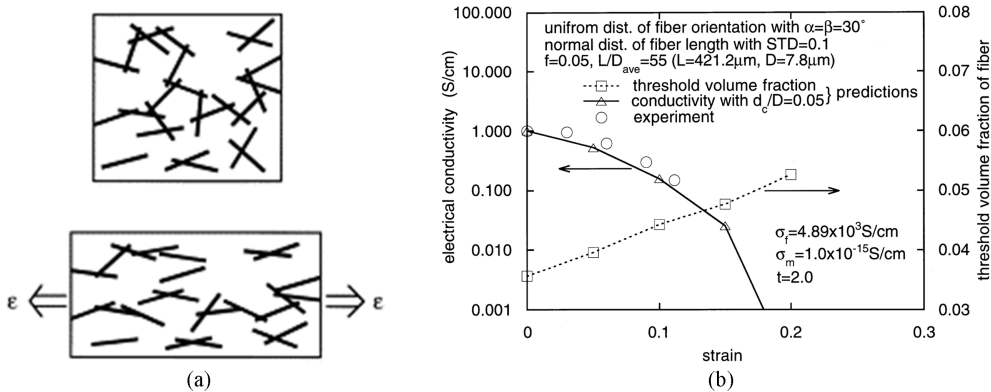


Fig. 4. The expected microstructure change of a conductor-insulator composite under straining: (a) percolating before straining and non-percolating after straining and (b) the electrical conductivity of a composite and threshold volume fraction of conductive fiber as a function of the applied strain (Taya et al., 1998).

형성에 기인한다. 한계체적비(threshold volume fraction)에 도달할 때까지 전도성 필러의 체적비(volume fraction)가 증가할수록 전기전도도가 증가한다. 이러한 전도성 필러 복합소재(conductor-insulator composite)의 Threshold 현상은 퍼컬레이션 이론(percolation theory)으로 설명될 수 있다. 터널링 거리(tunneling distance)의 두 배 거리 이내에 있는 필러들 간에는 지속적인 전도성이 있다고 가정하며(Balberg & Binenbaum, 1987), 스트레인에 의해 전도성 필러 간에 터널링 네트워크(tunneling networks)가 줄어들게 되면 전도성이 감소하게 된다(Fig. 4(a)). Ueda and Taya(1986)는 2차원적으로 불연속적으로 배치된 전도성 단섬유 복합재료(two-dimensionally misoriented short fiber composite)의 전기전도도를 예측할 수 있는 섬유 퍼컬레이션 모델(fiber percolation model)을 제안했는데, 필러의 체적비, 종횡비(aspect ratio), 배향성(orientation)이 핵심적 요소이다. 이때 전도성 필러의 종횡비가 클수록, 그리고 더욱 불규칙하게 분포할수록, 전도성 필러의 체적비가 작더라도 전도성을 가질 수 있게 되고 한계체적비도 더 작아진다(Taya et al., 1998). 따라서 스트레인에 따라 한계체적분율이 증가하므로, 스트레인의 증가에 따라 전기전도도가 낮아지게 된다(Fig. 4(b)). 전도성 물질이 원단의 표면에 얇게 코팅이 되는 구조의 스트레인 센서의 경우, 크랙의 열림/닫힘(opening/closure of micro-cracks under mechanical deformation) 메커니즘으로 피에조저항 효과가 나타나기도 한다. Lee et al.(2014)은 은 나노입자의 매우 얇은 필름(Ag nanoparticle thin film)을 개발하였

는데, 나노 사이즈의 매우 얇은 필름은 벌크 상태와는 달리 스트레인에 의해 복합재료에 크랙이 발생하는 기계적 변화(opening/closure of micro-cracks under mechanical deformation)에 의해 전도성 접촉(conductive contact)이 변하면서 피에조저항 효과를 발현하게 된다(Fig. 5(a)). 신장하는 동안 마이크로 크랙(micro-cracks)이 열리게 되는데, 신장이 커질수록 더 크고 더 긴 마이크로 크랙이 발생하여 저항이 증가하게 된다. 반면에 외력이 제거되어 이완하는 과정에서는 열렸던 마이크로 크랙이 작아지고 닫히면서 저항이 감소하게 된다. 최대 25%의 스트레인 센싱이 가능하였고, 10% 스트레인까지 저항이 선형적으로 변하는 관계를 나타내었다. Fig. 5(b)는 전도성 고분자 폴리피롤(PPy)이 표면에 코팅된 폴리우레탄 섬유사의 스트레인에 따른 크랙 발생 현상을 촬영한 SEM 사진과 스트레인에 따른 저항변화를 보여주고 있다(Xue et al., 2007).

3.2.2. 전도성 필러 복합 텍스타일 스트레인 센서 성능에 영향을 미치는 요인들

3.2.2.1. 전도성 필러

웨어러블을 목적으로 한 큰 변형을 감지할 수 있는 전도성 필러 복합 텍스타일 스트레인 센서를 개발하기 위해 다양한 전략들이 사용되고 있다. 전도성 필러로는 탄소계(carbonaceous fillers)와 전도성 고분자 필러(intrinsically conductive polymers)가 주로 사용되고 있으며, 전도성 필러의 종류와 적용방법에 따라 한계체적분율(threshold volume fraction), 스트레인율(strain

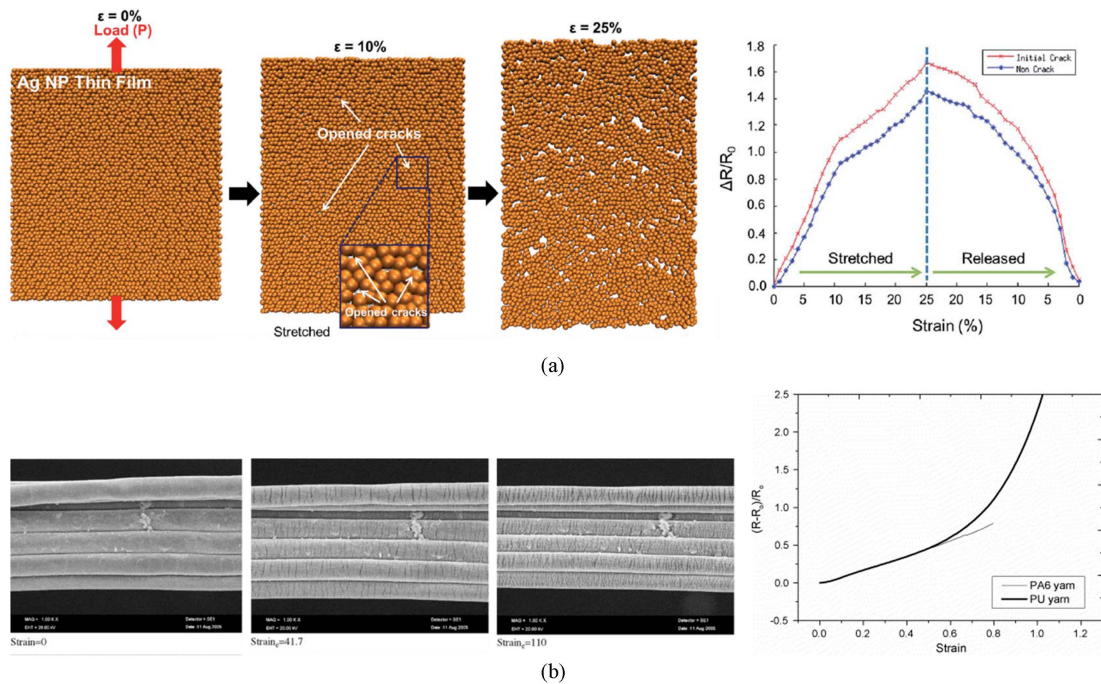


Fig. 5. Opening/closure of micro-cracks under mechanical deformation. (a) Molecular dynamics based numerical simulation for the Ag nanoparticle thin film under elongation/relaxation processes and relative change of electrical resistance of the Ag nanoparticle thin film under the stretching/releasing process calculated by numerical simulation (Lee et al., 2014). (b) SEM microphotographs of PPy-coated PU fibers at different strain level (Xue et al., 2007).

rate), 센서감도 등의 스트레인 센서 성능에 차이가 있다. Table 2는 전도성 필러 복합소재 텍스타일 센서의 다양한 사례들을 보여주고 있다.

탄소계 필러(carbonaceous fillers)는 우수한 화학적 안정성(chemical stability), 높은 환경 안정성(environmental stability), 낮은 밀도(low density) 등의 장점을 가지고 있다. 탄소나노튜브(carbon nanotube, CNT)는 높은 종횡비($100 < L/D < 1000$)를 갖기 때문에 탄소나노입자(carbon nanoparticles) 보다 매우 낮은 함량(concentration)으로도 폴리머 매트릭스에서 분산되어 전도성 네트워크(conductive network)를 형성할 수 있다. CNT는 일반적으로 1% 미만의 낮은 퍼콜레이션 한계체적비를 가지는데 반면, 매우 강직하고 분산이 어렵기 때문에 카본블랙 필러를 사용하는 경우에 비해서 신장후 회복성(recoverability)이 좋지가 않아서 대부분 1% 이하 스트레인 센싱 반응에 사용되고 있다(Alexopoulos et al., 2010; Robert et al., 2012; Zhang et al., 2013).

반면에 큰 변형을 센싱하기 위해서 많은 연구들에서 폴리우레탄 매트릭스를 활용하고 있다. Bilotti et al.(2010)은 MWNT(2~3wt.%)를 폴리우레탄 매트릭스에 적용하여 지름 3mm의 실 형태의 스트레인 센서를 개발하였다(Fig. 6(a)). 이 경우 사출온도조건에 따라 소재의 저항값 수준이 달랐고 5-50% 신장까지 저항의 지수값이 선형적으로 증가하였으며(Fig. 6(b)), 15회까지 반복되는 신장-이완의 사이클을 센싱할 수 있었다(Fig. 6(c)). Zhang et al.(2012)은 스판텍스 멀티필라멘트 섬유사(940 dtex)에 열가소성 폴리우레탄과 MWNT(0.015wt.%)의 복합소재를 코팅하여 10%까지 신장변형의 센싱이 가능한 신축성사를 개발하였다. 그러나 회복 시 심한 히스테리시스와 영구변형이 크게 발생하는 경향이 있었다. Zhang et al.(2013)은 스판텍스 매트릭스에 MWNT(2wt.%)를 전도성 필러로 분산하여 신축성 필름 센서(두께 $250\mu\text{m}$, $5 \times 5\text{mm}^2$)를 개발하였는데, 30% 스트레인에 10회 반복신장까지 센싱이 가능함을 확인하였다.

Yamada et al.(2011)는 스트레인을 극대화하기 위해 PDMS 위에 얇은 SWCNT 필름을 스트레인에 대해 수직되게 성장시키고, 이 단위들을 1mm 서로 겹쳐지게 포개어 나란히 놓는 독특한 구조를 개발하였다. 이러한 구조를 통해 280%

까지 신장이 가능하였고, 빠른 센싱 반응성과 낮은 크리프(creep)와 높은 내구성을 가질 수 있어서 옷이나 몸에 직접 적용할 수 있는 고신축성 전자재료 디바이스용 스트레인 센서로 적합하다. 밴드, 바디수트, 장갑 등에 적용되어 작고 섬세한 변형에서부터 큰 변형에 이르기까지 다양한 모션을 감지할 수 있음을 검증하였다.

그래핀(graphene)과 카본나노튜브(CNT)는 상대적으로 가격이 비싸지만 사용량이 적기 때문에 투명한 센서가 가능하다(Bae et al., 2013; Li et al., 2012). Bae et al.(2013)는 그래핀을 이용하여 75~80%의 투명도를 가지고 7.1% 스트레인까지 센싱이 가능한 로세트(rossette) 센서를 개발하였고, 이를 투명 장갑에 부착하여 손가락 모션을 센싱하였다. 게이지율은 신장에 따라 2.4에서 14로 점차 증가하였다. Kim et al.(2011)에 의하면 그래핀 나노필러 스트레인 센서가 CNT 나노필러 스트레인 센서보다 게이지율이 더 커서 센서 민감도에서 더 유리하였다. 3wt.% graphene/epoxy 스트레인 센서의 게이지율은 11.4로, 동일 조건의 MWCNT/epoxy 스트레인 센서 게이지율 2.9의 약 4배에 달하였다.

그래파이트(graphite) 파우더나 탄소섬유(carbon fiber)를 스트레인 게이지의 전도성 필러로 사용하기도 한다. Perc et al.(2009)는 그래파이트 페이스트를 폴리에스터 원단에 프린팅하여 $3\text{mm} \times 3\text{mm}$ 크기의 스트레인 센서를 제작하였는데, 원단은 최대 30%까지 신장이 가능하지만, 1.5% 스트레인 영역에서 저항이 선형적으로 변하였고 저항값 $14 \sim 19\text{k}\Omega$ 수준에서 센서감도는 5였다. Wang and Chung(1995)은 5.5vol.% 탄소 단섬유사(short carbon fibers)를 전도성 필러로 포함한 에폭시 스트레인 센서를 개발하였는데, 스트레인을 0.6%, 게이지율 30이었다. 이처럼 그래파이트(graphite) 파우더나 탄소섬유(carbon fiber)를 전도성 필러로 사용한 경우 그래파이트의 미끄럼 마멸 특성(sliding wear behavior)과 탄소섬유의 취성(brittleness) 때문에 센서의 재현성(repeatability)이 좋지 않아 큰 변형을 측정하기 위한 스트레인 센서 연구는 거의 이뤄지지 않고 있다.

카본블랙(carbon black)은 매우 저렴한 가격이 가장 큰 장점으로, 폴리머 매트릭스에 분산되어 원단에 코팅되거나, 실 형태로 제작되거나, 젤타입으로 제작되어 원단이나 피부에 직접 부

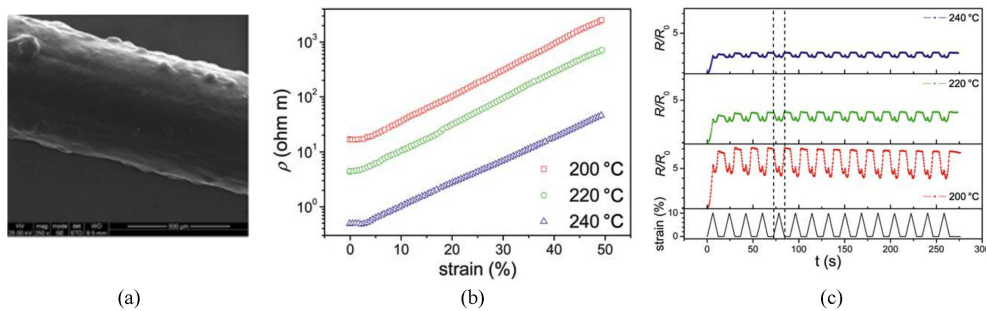


Fig. 6. Strain sensing TPU/CNT nanocomposite fibers: (a) SEM micrographs of TPU + 2% CNT fiber, (b) resistivity-strain dependence of TPU + 3% CNT fibers extruded at different temperatures, and (c) The strain sensing behavior of TPU + 3% CNT fibers extruded at different temperatures, subjected to 15 loading cycles (Bilotti et al., 2010).

착되는 등 다양한 형태로 개발되고 있다(Calvert et al., 2008; Cochrane et al., 2007; Mattmann et al., 2007; Paradiso et al., 2005; Yi et al., 2012). 카본블랙 필러는 CNT나 그래핀에 비해서 10~50wt.%까지 상당히 많은 양을 사용하여야 하지만, 15~50% 정도에 달하는 높은 스트레인과 신장-이완 사이클에서 센싱 성능의 재현성이 더 좋다. Yi et al.(2012)은 매트릭스 고분자가 다공성 카본블랙 나노입자들을 관통하여 연결되도록 하여 스트레인을 매우 향상시킨 웨어러블 스트레인 센서를

개발하였다. 카본블랙 함량이 커질수록 스트레인이 커지는 반면에 센서의 민감도와 초기탄성율과 강력이 낮아졌다. 카본블랙 함량 9wt.% 경우, 15~50%까지 변형에 대해 저항이 선형적으로 반응하였으며, 이때 게이지율은 3, 저항값은 $10\sim 10^5\text{k}\Omega$ 수준이었다.

Shyr et al.(2014)은 카본블랙으로 코팅한 나일론사를 일반 폴리에스터사와 80TM으로 합연하여 피에조저항 효과를 가지는 전도성사(지름 $420\mu\text{m}$, $329\text{k}\Omega/10\text{cm}$)를 개발하고, 두 가닥

Table 2. Conductive filler composite textile strain sensors

Conductive filler type	Fabrication / Structures	Resistance value	Strain range	Sensitivity
MWNT (Zhang et al., 2012)	Spandex multifilament yarn with TPU/MWNT (0.8wt.%)	-	10%	6
MWNT (Zhang et al., 2013)	TPU/MWNT (0.35wt.%) elastomeric nanocomposite films (10mm×30mm×250 μm)	-	~30% (good recoverability at 5% strain)	7
SWCNT (Yamada et al., 2011)	SWCNT (3~4wt.%) / PDMS film strain sensor with the alignment of the SWCNTs arranged perpendicular to the strain axis	50~80k Ω	280%	0.3
Graphene (Bae et al., 2013)	Graphene strain sensor mounted on stretchable rubber/ PDMS thin film (30.05mm×50 μm), Good transparency (75~80%)	500~900k Ω	7.1%	2.4 (below 1.8% strain) 4~14 (over 1.8% strain)
Graphite (Perc et al., 2009)	Graphite paste printed polyester fabric	14~22k Ω	1.5%	4~5
Carbon black nanoparticle (Cochrane et al., 2007)	Thermoplastic elastomer (Evoprene)/carbon black nanoparticle (27.6vol.%) composite (2mm×10mm×16 μm) on a nylon fabric with acrylic latex protective film	1~30log(Ωm)	~50%	80
Carbon black (Paradiso et al., 2005)	Lycra fabric coated with carbon-loaded rubber	130~140k Ω	10~50% (course) 10~18% (wale)	0.33 (course) 3 (wale)
High porous carbon black nano-carbon black nano-particle filled silicone elastomer particle (Yi et al., 2012)	composites	10~10 ⁵ k Ω	15~50%	3
Carbon black (Mattman et al., 2008)	Thermoplastic elastomer thread filled with 50wt.% carbon black (0.3mm diameter, 2cm length) attached to knit fabric with silicon film	700 Ω/cm	100%	2k Ω/mm
PPy (Xue et al., 2007)	PPy-coated PU yarn	200~300k Ω	50%	Over 400
PPy (Scilingo et al., 2003)	PPy-coated elastic cotton warp knit fabric (5.8cm×2.5cm)	2~3k Ω	10%	80 (beginning) → 30 (after three weeks)
PPy (Li et al., 2005)	PPy-coated Tactel/Lycra (83/17) plain knitted fabric (5cm×1cm)	10k Ω	~50%	~80
PEDOT (Bashir et al., 2014)	PEDOT-coated viscose yarn 1×1 rib-knit (12cm×2.5cm)	63~90k Ω (before washing) 1000~7000 k Ω (after 2 nd washing)	5~50%	0.32~0.38 (before washing) 10~20 (after 2 nd washing)
PEDOT (Bashir et al., 2013)	PEDOT-coated polyester yarn 1×1 rib-knit (12cm×2.5cm)	6.9~10.9k Ω (before washing) 65~114k Ω (after 2 nd washing)	5~50%	0.072~0.57 (before washing) 0.66~0.71 (after 2 nd washing)
PEDOT-PSS (Calvert et al., 2008)	PEDOT-PSS (1.3wt.%) printed cotton woven fabric (2.54cm×1mm)	3~4.2k Ω	10%	-5

의 폴리에스터사로 크로스 커버링한 탄성사와 함께 제작하여 직물 띠 구조의 스트레인 센서를 제작하였다. 스트레인에 의해 경사와 위사의 전도성사의 접촉력이 증가하므로 저항이 감소하는 네거티브 피에조저항 효과를 나타내었다. 직물구조의 스트레인 센서가 니트 센서에 비해 인장-회복 사이클의 히스테리시스가 거의 없고 탄성안정성 측면에서 더 좋았다. Calvert et al.(2008)은 카본블랙 10% 필러의 젤타입 센서를 개발하였으며, 면포폴린 원단에 부착하여 신장-이완 사이클 테스트를 실시한 결과 10% 스트레인(GF: -2)까지 재현성 있는 센싱 성능을 나타내었다. Mattmann et al.(2007)는 50wt.% 카본블랙 파우더와 열가소성 엘라스토머로 만든 실 형태의 스트레인 센서(지름 0.3mm, 길이 2cm)를 실리콘 필름을 이용하여 원단에 부착하였다. 2k Ω /mm 정도의 높은 센서 민감도와 80%에 달하는 스트레인과 낮은 히스테리시스를 나타내었다.

Cochrane et al.(2007)은 얇고 가벼운 나일론 원단 위에 카본블랙 나노입자 필름을 부착하고 아크릴 라텍스 필름으로 보호 처리하여 텍스타일 스트레인 센서를 개발하였다. 15~50%까지 센서로 변형에 대해 저항이 선형적으로 증가하는 피에조저항 효과를 나타내었으며 이 때 게이지율은 80 정도로 센서감도가 매우 높았다.

전도성 고분자는 단일결합과 이중결합을 번갈아 가지고 있는 구조를 통해 전기가 흐를 수 있는 고분자로, 금속이나 반도체의 전기적, 자기적 그리고 광학적 성질을 동시에 가지고 있기 때문에 광범위한 산업적 분야에서 사용되고 있다. 전도성 고분자의 가장 큰 장점은 가볍고 가공성이 매우 다양하며 대량 생산이 가능하다는 것이다. 원래 정전기 제거와 전자파 차폐 및 흡수가 주된 용도였으나, 최근에는 특히 화학적 환경, 물리적인 변화에 대해 전기적인 특성이 영향을 받게 되는 특징을 이용한 센서 연구가 활발히 진행되고 있고(Bartlett & Lingchung, 1989; Ramanavičius et al., 2006), 이러한 추세에 따라 텍스타일 기반의 웨어러블 스트레인 센서에 전도성 고분자를 활용하고자 하는 연구 역시 활발히 이뤄지고 있다(Bashir et al., 2013;

Calvert et al., 2008; Campbell et al., 2007; Daoud et al., 2005; Li et al., 2005; Munro et al., 2008; Scilingo et al., 2003; Xue et al., 2004; Xue et al., 2007). 전도성 고분자 코팅 텍스타일 센서들은 대체적으로 10-60% 스트레인 영역에서 선형적인 전기적 반응을 나타내었다. 예로, Xue et al.(2007)의 CVD 공정을 이용하여 제작된 PPy 코팅된 폴리우레탄사는 50% 스트레인까지 게이지율 1의 민감도를 가지고 신장에 따라 저항이 선형적으로 증가하였고, 이후 60~100% 스트레인 영역에서는 스트레인의 증가에 따라 게이지율이 급격히 상승하여 최대 400의 민감도를 나타내었다. Campbell et al.(2007)은 10~60% 스트레인 영역에서 0.02k Ω 의 최소한의 히스테리시스로 선형적인 전기적 반응을 나타내는 PPy 코팅된 나일론(라이크라(80/20) 텍스타일 센서를 개발하여 브래지어 끈과 겹에 부착하여 호흡을 측정하는데 성공하였다. Calvert et al.(2008)은 PEDOT-PSS(1.3wt%) printed 면직물에 프린트하여 텍스타일 스트레인 센서를 제작하였는데, 이 경우 PEDOT이 면직물 표면뿐 아니라 내부로 침투하여 단섬유사들의 표면에 골고루 코팅되어 있어서 직물이 신장될 때 원단 표면 PEDOT 층의 크랙에 의한 전도성의 감소가 있더라도 섬유사간의 접촉력(fiber-fiber contact)이 증가하여 전체적으로 저항이 감소하는 효과(negative piezoresistive effect)가 나타났다.

3.2.2.2. 텍스타일 구조 변형에 따른 비선형적 반응

전도성 필러 복합소재를 신축성 니트 원단에 적용한 경우, 신장에 따른 피컬레이션 효과 감소로 신장에 따라 저항이 증가하는 피에조저항 효과(positive piezoresistivity)를 나타낸다. 전도성 필러 복합 텍스타일 스트레인 센서의 경우, Fig. 7에서 나타나는 바와 같이 신장-이완 사이클에서 히스테리시스가 존재한다. CNT 필러의 경우가 카본블랙 필러를 사용한 경우보다 히스테리시스가 매우 크다(Bilotti et al., 2010; Zhang et al., 2012). 카본블랙입자 필러 스트레인 센서의 경우, 50% 이상의 큰 변형에 대해서 CNT 필러 스트레인 센서보다 더 좋은 재현

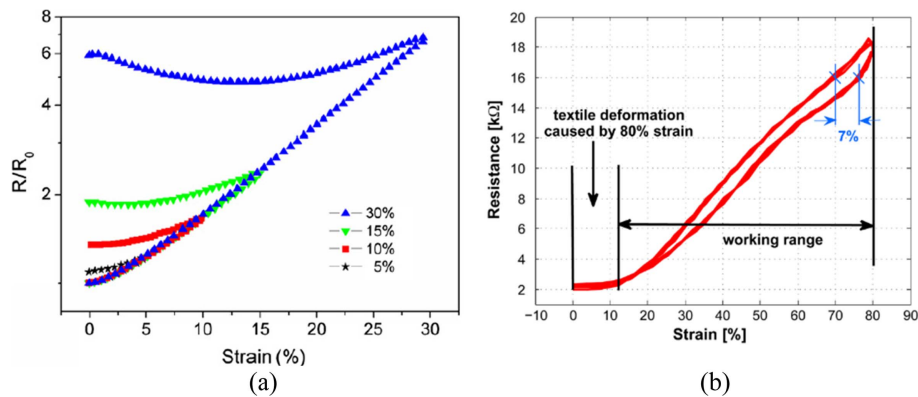


Fig. 7. Relationship between the resistance and the strain in the stretch-recovery curves of conductive textile strain sensors: (a) 2wt.% CNT/TPU films (Zhang et al., 2013). (b) Thermoplastic elastomer yarn filled with 50wt.% carbon black powder (0.3 mm diameter, 2cm sensor length) (Mattmann et al., 2008).

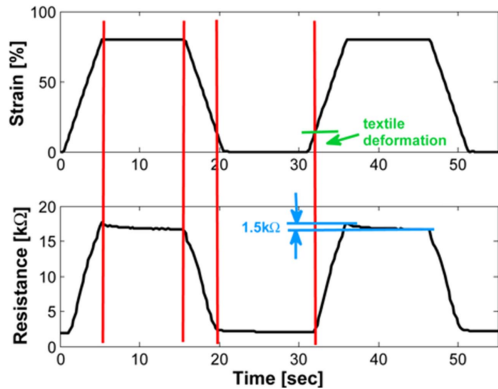


Fig. 8. Trapezoidal wave input of strain versus time (upper) and corresponding electrical response of the carbon black particle and thermoplastic elastomer composite yarn sensor (Mattmann et al., 2008).

성을 가지고 있었다(Lorussi et al., 2004; Mattmann et al., 2008). Mattmann et al.(2008)은 카본블랙입자(50wt.%)를 필러로 사용한 열가소성 탄성사의 스트레인 센서를 개발하였다. 80% 신장 이후 회복 시 히스테리시스 오차가 약 7% 발생하였고 12% 정도의 텍스타일의 영구변형이 발생하게 되어 실제로 12~80% 스트레인 영역에서 7% 이내의 오차범위 내에서 활용이 가능하다(Fig. 7(b)).

Fig. 8은 일정한 크기의 스트레인을 가하고 일정 시간 동안 유지한 후 외력을 제거할 때 나타나는 텍스타일 스트레인 센서의 전형적인 전기저항 거동을 보여준다. 텍스타일 스트레인 센서에 일정 변형을 가하고 일정한 변형의 크기를 유지할 때, 변형 초기에 저항이 증가하였다가 시간의 경과에 따라 저항값이 조금씩 감소하면서 안정적인 값(a steady-state value)으로 수렴하는 양상을 나타내었다. 외력이 제거된 이후에도 신장에 따른 텍스타일 구조의 변형에 의해 저항이 원래 수준으로 완전하게 돌아오지 못한다.

또한 니트 스트레인 센서는 코스 방향과 웨일 방향에서의 신장-저항 거동이 다르다. Paradiso et al.(2005)은 카본입자를 러버코팅한 라이크라 패브릭의 코스와 웨일 방향으로 신장-저항 거동을 실험한 결과, 코스방향으로는 10~50%까지 선형거동을 나타낸 반면에 웨일 방향으로는 20% 미만의 영역에서 선형거동을 나타내었다. 따라서 텍스타일 스트레인 센서가 실시간 모니터링에 활용되기 위해서는 이러한 비선형성(non-linearity)과 센서 지체(sensor delay)에 대한 보정이 요구된다.

3.2.2.3. 환경(온도, 습도, 노화, 세탁)

폴리머 매트릭스의 열에 의한 팽창은 탄소계 필러의 전도성 네트워크를 파괴하기 때문에 온도가 상승하면 저항도 상승하는 PTC 효과(positive temperature coefficient effect)가 발생한다(Li et al., 2009; Xiang et al., 2009). 그러나, 이들은 대부분 매트릭스 고분자의 용융온도(melting temperature) 영역에서 특징적으로 나타나고 있으므로 웨어러블 적용 분야에서는 크게

고려하지 않아도 된다(Xiong, 2005).

일반적으로 전도성 고분자는 온도가 상승하면 더 많은 수의 전자가 폴리머의 밴드갭(band gap barrier)을 극복할 수 있게 되어 전도성을 더 갖게 되므로 저항이 감소하는 NTC (negative temperature coefficient)의 거동을 나타내게 된다(Daoud et al., 2005; Li et al., 2005; Scilingo et al., 2003). Li et al.(2005)은 PPy를 플레인 조직의 니트(Tactel/Lycra) 원단에 코팅하여 텍스타일 스트레인 센서를 제작하였는데, 이 센서의 온도저항 계수(temperature coefficient of resistance, TCR)는 $-0.006^{\circ}\text{C}^{-1}$ 였다. 이는 일반적인 써미스터의 TRC가 $0.03\sim 0.05^{\circ}\text{C}^{-1}$ 정도임을 감안할 때 이는 인체에 착용하여 사용하는 웨어러블 센서 적용에서 온도의 영향은 크게 고려하지 않아도 되는 정도라고 볼 수 있겠다.

Liu et al.(2009)에 의하면, MWCNT 표면에 물 분자가 흡수되면 두 물질간 전위차가 발생하여 전자가 이동하고, MWCNTs의 홀(holes)의 밀도를 대폭 감소시키게 되어 저항이 증가하게 된다. 따라서 상대습도가 증가함에 따라 더 많은 물 분자가 흡수되어 저항이 증가하는 현상이 나타난다. Fig. 9는 MWCNT 네트워크가 상대습도에 대한 저항의 아주 좋은 선형관계(상관계수 0.9893)를 보여주고 있다. 이는 물 분자와 CNT의 인터랙션에 대한 다른 연구들의 결과와도 일치하는 현상이다(Kaiser et al., 2001; Pati et al., 2002; Yu et al., 2006).

전도성 고분자를 사용하는 경우도 이와 유사한 습도-저항 관계를 나타낸다. PEDOT-PSS의 경우 길이가 긴 PSS 사슬은 수많은 짧은 PEDOT 사슬들과 정전기적으로 상호작용하고(electrostatically interact) PEDOT 사슬간의 거리는 가깝다. 이러한 구조가 PEDOT 사슬들간의 전하이동(hopping of charges)을 돕는데, 상대습도가 증가하게 되면 물을 흡수하게 되어 PSS 고분자가 팽윤하여 PEDOT 사슬들 간의 거리가 멀어지게 되고 인터랙션이 감소하게 되어 결과적으로 저항이 커지게 된다. 또한 물은 매우 큰 쌍극자 모멘트(dipole moment)를 가지고 있기 때문에 PEDOT:PSS가 물을 흡수할 때 전기전도도를 감

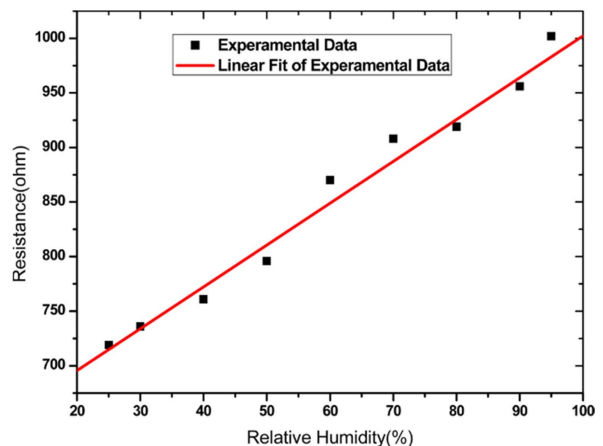


Fig. 9. Resistance and relative humidity of MWCNT network obtained at room temperature (Liu et al., 2009).

소시키는 요인으로 작용한다. 이와 같은 전도성 고분자의 습도-저항 상관관계는 습도센서로 활용되기도 한다(Borsenberger & Bässler, 1991; Kinkeldei et al., 2011; Kuş & Okur, 2009; Taccola et al., 2013).

Barshir et al.(2013)는 PEDOT 코팅된 폴리에스터사와 비스코사를 이용하여 1×1립 니트 스트레인 센서(12cm×2.5cm)를 개발하고 1~2회 세탁에 따른 센싱 성능의 변화를 고찰하였다. PEDOT 코팅된 폴리에스터 센서는 세탁 후에도 좋은 저항성능을 보인 반면에, 비스코스 니트센서는 비스코스의 물에 팽윤하는 성질 때문에 세탁 후 많은 PEDOT 코팅을 잃고 매우 큰 저항의 증가를 나타내었다. 두 가지 센서 모두 세탁된 후에도 5~50% 스트레인 영역에서 센서감도(sensitivity)가 증가하였다. 40% 스트레인에 대해 비스코스 센서는 세탁 전 민감도 0.32에서 2회 세탁 후 10으로 증가하였고, 폴리에스터 센서는 세탁 전 민감도 0.07에서 2회 세탁 후 0.66으로 증가하였다.

전도성 고분자는 공기 중에 노출되면 시간의 경과에 따라 전도성이 점차 떨어지는 경향이 있다. Scilingo et al.(2003)는 PPy 코팅된 면 경편 패브릭 센서(5.8cm×2.5cm)를 개발하여 공기 중에 노출된 상태에서 60일 동안 저항을 측정한 결과 저항이 선형적으로 점차 상승하였으며, 게이지율은 최초 80에서 3주 후에는 30으로 떨어지는 것을 확인하였다.

4. 결 론

본 연구는 인체의 움직임과 관련된 정보를 측정하기 위해 착용자에게 밀착되게 입혀져서 동작에 따른 체표면의 길이변형을 측정할 수 있는 텍스타일 센서의 구조와 성능에 대한 탐색적 연구를 수행하였다. 피에조저항 효과를 갖는 텍스타일 스트레인 센서는 착용 시에 반복되는 큰 신장변형에 대해 일관성 있는 저항-신장의 관계를 나타낼 수 있어야 한다. 이때 스트레인이 센서 전체에 균일하게 분포되어야 하고 변형이 가능한 한 빨리 완전하게 회복되어야 하며, 쾌적한 활동성을 보장하기 위해 작은 스트레인에 쉽게 변형될 수 있어야 한다.

텍스타일 스트레인 센서는 피에조저항 효과를 발현하는 전도성 소재와 텍스타일 구조에 따라서 크게 두 가지 형태, 즉, 전도성사 니트 스트레인 센서와 전도성 필러 복합 텍스타일 스트레인 센서로 구분될 수 있다. 전도성사 니트 스트레인 센서는 신장에 따라 인접한 전도성사 루프간의 접촉압력이 달라져서 피에조저항 효과를 나타낸다. 이때 전도성사의 형상, 신장시 인접한 전도성사 루프간의 실의 부분이동, 센서의 종횡비 등이 센서의 신장-저항의 거동에 영향을 준다. 표면이 매끈하여 마찰이 적은 전도성사가 신장-회복 거동에 유리하고, 종횡비가 큰 센서구조가 재현성 및 센서감도 면에서 유리하다. 니트 스트레인 센서의 신장-회복 거동의 히스테레시스는 저항-변형 사이클 간의 히스테레시스로 나타난다.

전도성 필러 복합 텍스타일 스트레인 센서는 주로 탄소계 필러나 전도성 고분자의 복합소재를 사용한다. 탄소계 필러를 신

축성 고분자 매트릭스와 복합하여 신축성 원단 위에 코팅하거나 실 형태로 제작하여 사용하거나, 실 표면이나 신축성 원단 위에 전도성 고분자를 코팅하여 사용한다. 전도성 필러 복합소재의 전기전도성은 고분자 매트릭스에 분포하는 전도성 필러의 연속적 네트워크의 형성에 기인하며 퍼컬레이션 이론에 따라 신장시에 저항이 증가하는 거동을 나타낸다. 전도성 물질이 얇게 코팅된 구조인 경우 크랙의 열림/닫힘 메커니즘으로 피에조저항 효과가 나타나기도 한다. 전도성 필러의 종류와 적용 방식, 그리고 환경이 센서의 성능에 영향을 미친다. 카본블랙 필러는 일반적으로 50% 정도까지 큰 신장이 가능하고 재현성이 좋고 신장-회복시에 변형-저항의 히스테레시스가 적다. 가격이 저렴하지만 아주 많은 양을 사용해야 하는 단점이 있다. CNT와 그래핀은 매우 적은 함량으로도 센싱이 가능하지만, 매우 강직하고 분산이 어렵기 때문에 신장 후 회복성이 좋지 않아서 큰 변형을 센싱하는데 불리하다. 전도성 고분자가 코팅된 텍스타일 스트레인 센서는 대체로 10~50% 스트레인 영역에서 사용이 가능하나, 온도, 습도, 노화, 세탁 등의 환경의 영향을 많이 받는다.

결론적으로, 텍스타일 스트레인 센서 기술은 정확성과 재현성 면에서 아직 완전하지 않다. 텍스타일 스트레인 센서가 정확하고 신뢰성 있는 큰 변형의 센싱이 가능하기 위해서는 변형 히스테레시스를 최소화할 수 있는 소재와 제작 방식을 개발해야 하며, 개발된 텍스타일 스트레인 센서의 변형거동에 대한 정확한 파악을 토대로 센싱된 결과를 보완하고 해석하는 과정이 필요하다. 또한 온도, 습도, 세탁 등 외부 환경에 따라 다른 전기적 반응이 발생하는 웨어러블 텍스타일 스트레인 센서에 대해서는 이러한 차이를 예측하여 보정해주는 것이 필요하다. 가볍고 유연하며 신축성이 큰 텍스타일로 만들어진 웨어러블 스트레인 센서는 사용자에게 불편함 없이 오래도록 착용되어 호흡이나 모션 등과 관련된 신체의 움직임 데이터를 지속적으로 수집할 수 있도록 하기 때문에 휴먼 인터페이스 기술의 핵심이 되어 이들을 활용한 무궁무진한 잠재적 적용 분야가 가능할 것으로 기대된다.

감사의 글

이 논문은 2016년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업입(No. 2016914254).

References

- Alexopoulos, N. D., Bartholome, C., Poulin, P., & Marioli-Riga, Z. (2010). Structural health monitoring of glass fiber reinforced composites using embedded carbon nanotube (CNT) fibers. *Composites Science and Technology*, 70(2), 260-271. doi:10.1016/j.compscitech.2009.10.017
- Atalay, O., Kennon, W. R., & Husain, M. D. (2013). Textile-based weft knitted strain sensors: Effect of fabric parameters on sensor

- properties. *Sensors*, 13(8), 11114-11127. doi:10.3390/s130811114
- Bae, S. H., Lee, Y., Sharma, B. K., Lee, H. J., Kim, J. H., & Ahn, J. H. (2013). Graphene-based transparent strain sensor. *Carbon*, 51, 236-242. doi:10.1016/j.carbon.2012.08.048
- Balberg, I., & Binenbaum, N. (1987). Invariant properties of the percolation thresholds in the soft-core-hard-core transition. *Physical Review A*, 35(12), 5174. doi:10.1103/PhysRevA.35.5174
- Barlow, D. H., Becker, R., Leitenberg, H., & Agras, W. S. (1970). A mechanical strain gauge for recording penile circumference change. *Journal of Applied Behavior Analysis*, 3(1), 73-76. doi:10.1901/jaba.1970.3-73
- Bashir, T., Ali, M., Cho, S. W., Persson, N. K., & Skrifvars, M. (2013). OCVD polymerization of PEDOT: Effect of pre-treatment steps on PEDOT-coated conductive fibers and a morphological study of PEDOT distribution on textile yarns. *Polymers for Advanced Technologies*, 24(2), 210-219. doi:10.1002/pat.3073
- Bashir, T., Ali, M., Persson, N. K., Ramamoorthy, S. K., & Skrifvars, M. (2014). Stretch sensing properties of conductive knitted structures of PEDOT-coated viscose and polyester yarns. *Textile Research Journal*, 84(3), 323-334. doi:10.1177/0040517513494253
- Bartlett, P. N., & Lingchung, S. K. (1989). Conducting polymer gas sensors part II: response of polypyrrole to methanol vapour. *Sensors and Actuators*, 19, 141-150. doi:10.1016/0250-6874(89)80127-1
- Bilotti, E., Zhang, R., Deng, H., Baxendale, M., & Peijs, T. (2010). Fabrication and property prediction of conductive and strain sensing TPU/CNT nanocomposite fibres. *Journal of Materials Chemistry*, 20(42), 9449-9455. doi:10.1039/C0JM01827A
- Borsenberger, P. M., & Bässler, H. (1991). Concerning the role of dipolar disorder on charge transport in molecularly doped polymers. *The Journal of Chemical Physics*, 95(7), 5327-5331. doi:10.1063/1.461646
- Calvert, P., Duggal, D., Patra, P., Agrawal, A. P., & Sawhney, A. (2008). Conducting polymer and conducting composite strain sensors on textiles. *Molecular Crystals and Liquid Crystals*, 484(1), 291-657. doi:10.1080/15421400801904690
- Campbell, T. E., Munro, B. J., Wallace, G. G., & Steele, J. R. (2007). Can fabric sensors monitor breast motion?. *Journal of Biomechanics*, 40(13), 3056-3059. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.01.020
- Catrysse, M., Puers, R., Hertleer, C., Van Langenhove, L., Van Egmond, H., & Matthys, D. (2004). Towards the integration of textile sensors in a wireless monitoring suit. *Sensors and Actuators A: Physical*, 114(2), 302-311. doi:10.1016/j.sna.2003.10.071
- Cochrane, C., Koncar, V., Lewandowski, M., & Dufour, C. (2007). Design and development of a flexible strain sensor for textile structures based on a conductive polymer composite. *Sensors*, 7(4), 473-492. doi:10.3390/s7040473
- Daoud, W. A., Xin, J. H., & Szeto, Y. S. (2005). Polyethylenedioxythiophene coatings for humidity, temperature and strain sensing polyamide fibers. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 109(2), 329-333. doi:10.1016/j.snb.2004.12.067
- Giorgino, T., Tormene, P., Lorussi, F., De Rossi, D., & Quaglini, S. (2009). Sensor evaluation for wearable strain gauges in neurological rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 17(4), 409-415. doi:10.1109/TNSRE.2009.2019584
- Kaiser, A. B., Flanagan, G. U., Stewart, D. M., & Beaglehole, D. (2001). Heterogeneous model for conduction in conducting polymers and carbon nanotubes. *Synthetic Metals*, 117(1), 67-73. doi:10.1016/S0379-6779(00)00540-3
- Kim, Y. J., Cha, J. Y., Ham, H., Huh, H., So, D. S., & Kang, I. (2011). Preparation of piezoresistive nano smart hybrid material based on graphene. *Current Applied Physics*, 11(1), S350-S352. doi:10.1016/j.cap.2010.11.022
- Kinkeldei, T., Zysset, C., Cherenack, K. H., & Tröster, G. (2011). A textile integrated sensor system for monitoring humidity and temperature. In *Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference (TRANSDUCERS), 2011 16th International* (pp. 1156-1159). Beijing, China, IEEE. doi:10.1109/TRANSDUCERS.2011.5969238
- Kuş, M., & Okur, S. (2009). Electrical characterization of PEDOT: PSS beyond humidity saturation. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 143(1), 177-181. doi:10.1016/j.snb.2009.08.055
- Lee, J. H., Kim, S. H., Lee, J. J., Yang, D. J., Park, B. C., Ryu, S. H., & Park, I. K. (2014). A stretchable strain sensor based on a metal nanoparticle thin film for human motion detection. *Nanoscale*, 6(20), 11932-11939. doi:10.1039/C4NR03295K
- Li, X., Zhang, R., Yu, W., Wang, K., Wei, J., Wu, D., Cao, A., Li, Z., Cheng, Y., Zheng, Q., & Ruoff, R. S. (2012). Stretchable and highly sensitive graphene-on-polymer strain sensors. *Scientific Reports*, 2, 870. doi:10.1038/srep00870
- Li, Q., Kim, N. H., Yoo, G. H., & Lee, J. H. (2009). Positive temperature coefficient characteristic and structure of graphite nanofibers reinforced high density polyethylene/carbon black nanocomposites. *Composites Part B: Engineering*, 40(3), 218-224. doi:10.1016/j.compositesb.2008.11.002
- Li, Y., Cheng, X. Y., Leung, M. Y., Tsang, J., Tao, X. M., & Yuen, M. C. W. (2005). A flexible strain sensor from polypyrrole-coated fabrics. *Synthetic Metals*, 155(1), 89-94. doi:10.1016/j.synthmet.2005.06.008
- Liu, L., Ye, X., Wu, K., Han, R., Zhou, Z., & Cui, T. (2009). Humidity sensitivity of multi-walled carbon nanotube networks deposited by dielectrophoresis. *Sensors*, 9(3), 1714-1721. doi:10.3390/s90301714
- Lorussi, F., Rocchia, W., Scilingo, E. P., Tognetti, A., & De Rossi, D. (2004). Wearable, redundant fabric-based sensor arrays for reconstruction of body segment posture. *IEEE Sensors Journal*, 4(6), 807-818. doi:10.1109/JSEN.2004.837498
- Mattmann, C., Amft, O., Harms, H., Troster, G., & Clemens, F. (2007). Recognizing upper body postures using textile strain sensors. In *2007 11th IEEE International Symposium on Wearable Computers* (pp. 29-36). Boston, MA, USA, IEEE. doi:10.1109/ISWC.2007.4373773
- Mattmann, C., Clemens, F., & Tröster, G. (2008). Sensor for measuring strain in textile. *Sensors*, 8(6), 3719-3732. doi:10.3390/s8063719
- Munro, B. J., Campbell, T. E., Wallace, G. G., & Steele, J. R. (2008). The intelligent knee sleeve: A wearable biofeedback device. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 131(2), 541-547. doi:10.1016/j.snb.2007.12.041
- Paradiso, R., Loriga, G., & Taccini, N. (2005). A wearable health care system based on knitted integrated sensors. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, 9(3), 337-344. doi:10.1109/TITB.2005.854512
- Pati, R., Zhang, Y., Nayak, S. K., & Ajayan, P. M. (2002). Effect of H₂O adsorption on electron transport in a carbon nanotube. *Applied Physics Letters*, 81, 2638. doi:10.1063/1.1510969

- Perc, B., Kušcer, D., Holc, J., Belavič, D., Jerlah, M., Svetec, D. G., & Kosec, M. (2009, September). Thick-film strain sensor on textile. *In Proceeding of 45th International Conference on Microelectronics, Devices and Materials*, pp. 9-11.
- Ramanavičius, A., Ramanavičienė, A., & Malinauskas, A. (2006). Electrochemical sensors based on conducting polymer-polypyrrole. *Electrochimica Acta*, 51(27), 6025-6037. doi:10.1016/j.electacta.2005.11.052
- Roh, J. S., & Kim, S. R. (2016). All-fabric intelligent temperature regulation system for smart clothing applications. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 27(9), 1165-1175. doi:10.1177/1045389X15585901.
- Robert, C., Feller, J. F., & Castro, M. (2012). Sensing skin for strain monitoring made of PC-CNT conductive polymer nanocomposite sprayed layer by layer. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 4(7), 3508-3516. doi:10.1021/am300594t
- Scilingo, E. P., Lorussi, F., Mazzoldi, A., & De Rossi, D. (2003). Strain-sensing fabrics for wearable kinaesthetic-like systems. *IEEE Sensors Journal*, 3(4), 460-467. doi:10.1109/JSEN.2003.815771
- Shyr, T. W., Shie, J. W., Jiang, C. H., & Li, J. J. (2014). A textile-based wearable sensing device designed for monitoring the flexion angle of elbow and knee movements. *Sensors*, 14(3), 4050-4059. doi:10.3390/s140304050
- Strazdienė, E., Blaževič, P., Vegys, A., & Dapkūnienė, K. (2015). New tendencies of wearable electronics application in smart clothing. *Electronics and Electrical Engineering*, 73(1), 21-24.
- Taccola, S., Greco, F., Zucca, A., Innocenti, C., de Julián Fernández, C., Campo, G., Sangregorio, C., Mazzolai, B., & Mattoli, V. (2013). Characterization of free-standing PEDOT: PSS/iron oxide nanoparticle composite thin films and application as conformable humidity sensors. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 5(13), 6324-6332. doi:10.1021/am4013775
- Taya, M., Kim, W. J., & Ono, K. (1998). Piezoresistivity of a short fiber/elastomer matrix composite. *Mechanics of Materials*, 28(1), 53-59. doi:10.1016/S0167-6636(97)00064-1
- Ueda, N., & Taya, M. (1986). Prediction of the electrical conductivity of two-dimensionally misoriented short fiber composites by a percolation model. *Journal of Applied Physics*, 60(1), 459-461. doi:10.1063/1.337778.
- Wang, J., Long, H., Soltanian, S., Servati, P., & Ko, F. (2014). Electro-mechanical properties of knitted wearable sensors: Part 2-Parametric study and experimental verification. *Textile Research Journal*, 84(2), 200-213. doi:10.1177/0040517513490057.
- Wang, X., & Chung, D. D. L. (1995). Short-carbon-fiber-reinforced epoxy as a piezoresistive strain sensor. *Smart Materials and Structures*, 4(4), 363. doi:10.1088/0964-1726/4/4/017
- Xiang, Z. D., Chen, T., Li, Z. M., & Bian, X. C. (2009). Negative temperature coefficient of resistivity in lightweight conductive carbon nanotube/polymer composites. *Macromolecular Materials and Engineering*, 294(2), 91-95. doi:10.1002/mame.200800273
- Xiong, C., Zhou, Z., Xu, W., Hu, H., Zhang, Y., & Dong, L. (2005). Polyurethane/carbon black composites with high positive temperature coefficient and low critical transformation temperature. *Carbon*, 43(8), 1788-1792. doi:10.1016/j.carbon.2005.02.001
- Xue, P., Tao, X. M., Kwok, K. W., Leung, M. Y., & Yu, T. X. (2004). Electromechanical behavior of fibers coated with an electrically conductive polymer. *Textile Research Journal*, 74(10), 929-936. doi:10.1177/004051750407401013
- Xue, P., Tao, X. M., & Tsang, H. Y. (2007). In situ SEM studies on strain sensing mechanisms of PPy-coated electrically conducting fabrics. *Applied Surface Science*, 253(7), 3387-3392. doi:10.1016/j.apsusc.2006.07.003
- Yamada, T., Hayamizu, Y., Yamamoto, Y., Yomogida, Y., Izadi-Najafabadi, A., Futaba, D. N., & Hata, K. (2011). A stretchable carbon nanotube strain sensor for human-motion detection. *Nature Nanotechnology*, 6(5), 296-301. doi:10.1038/nnano.2011.36
- Yi, W., Wang, Y., Wang, G., & Tao, X. (2012). Investigation of carbon black/silicone elastomer/dimethylsilicone oil composites for flexible strain sensors. *Polymer Testing*, 31(5), 677-684. doi:10.1016/j.polymertesting.2012.03.006
- Yu, H., Cao, T., Zhou, L., Gu, E., Yu, D., & Jiang, D. (2006). Layer-by-layer assembly and humidity sensitive behavior of poly(ethyleneimine)/multiwall carbon nanotube composite films. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 119(2), 512-515. doi:10.1016/j.snb.2005.12.048
- Zhang, H., Tao, X., Yu, T., & Wang, S. (2006). Conductive knitted fabric as large-strain gauge under high temperature. *Sensors and Actuators A: Physical*, 126(1), 129-140. doi:10.1016/j.sna.2005.10.026
- Zhang, R., Deng, H., Valenca, R., Jin, J., Fu, Q., Bilotti, E., & Peijs, T. (2013). Strain sensing behaviour of elastomeric composite films containing carbon nanotubes under cyclic loading. *Composites Science and Technology*, 74, 1-5. doi:10.1016/j.compscitech.2012.09.016
- Zhang, R., Deng, H., Valenca, R., Jin, J., Fu, Q., Bilotti, E., & Peijs, T. (2012). Carbon nanotube polymer coatings for textile yarns with good strain sensing capability. *Sensors and Actuators A: Physical*, 179, 83-91. doi:10.1016/j.sna.2012.03.029

(Received 24 October 2016; 1st Revised 2 November 2016; 2nd Revised 11 November 2016; Accepted 15 November 2016)