

플렉서블/웨어블 의료용 초감각 센서 기술

김진태[°], 김인규^{*}

Flexible and Wearable Pressure Sensor for Biomedical Applications

Jin Tae Kim[°], In Gyo Kim^{*}

요약

인간 활동에 의해 생성되는 생체 내 압력은 인간의 건강 상태를 나타내는 의료 표지로 사용된다. 따라서 인체 내 다양한 압력을 측정하고 정량화할 수 있는 유연하고 착용 가능한 압력 센서는 많은 관심을 받고 있다. 의료용 압력 센서는 초박막, 저 모듈러스, 경량화, 높은 유연성 및 신축성과 같은 고유한 특징을 가져야함으로 이에 대한 연구 내용은 무궁무진 하다. 유연/착용가능 압력 센서는 장기 또는 피부의 표면에 쉽게 부착되어 인간 활동 모니터링 및 개인 건강관리를 위한 새로운 기회를 제공 할 수 있다. 본 논문에서는 이와 같은 의료용 압력 센서의 최근 개발 동향을 살펴보고 작동 원리, 응용 가능성 등을 설명하였다. 또한, 인체 모니터링 압력 센서의 최신 사례 뿐만 아니라 새로운 구조, 기술 혁신 및 과제도 검토하였다. 마지막으로 개발된 인체 적용 압력 센서들이 의료계에 사용되는데 있어 필요로 하는 의료기기 표준화에 대해서도 논의하였다.

Key Words : flexible sensor, wearable sensor, pressure sensor, smart sensor, biomedical sensor

ABSTRACT

In vivo pressure produced by human activity is commonly used as a medical indicator of human health. Therefore, flexible and wearable pressure sensors capable of measuring and quantifying various pressures in the human body are of great interest because of their unique characteristics such as ultra-thin film, low modulus, light weight, high flexibility and stretchability. These flexible/wearable pressure sensors can be easily attached to the organ or skin surface to provide new opportunities for human activity monitoring and personal health care. In this paper, we review recent development trends of medical pressure sensors and explain operation principle and applicability. We will also look at new structures, innovations and challenges as well as the latest examples of human-monitored pressure sensors. Finally, we discussed the standardization of the medical devices that are required for the medical field.

I. 서론

의료분야에서 센서는 신체의 물리적인 자극이나, 어떤 자극에 의한 결과로 나타나는 충격 등에 반응하

는 감지 소자이다. 우리 몸의 특정 부위는 체적이나 구조, 내부 압력 등 그 특정한 특성을 갖고 있다. 더욱이 우리 몸의 기관은 일반적인 생리학적 변화나 질병에 의해 발생하는 생리학적 변화의 진행상태나 결과

※ This work was supported by Institute for Information & Communications Technology Promotion (IITP) grant funded by the Korea government (MSIT, Grant No. 2017-0-00052, Omni-sensory smart physical sensor original technology for human body sensing and diagnosis).

[°] First and Corresponding Author : (ORCID:0000-0002-1739-9885)Electronics and Telecommunications Research Institute, jintae@etri.re.kr, 정희원

^{*} (ORCID:0000-0002-8508-7023)Electronics and Telecommunications Research Institute, kig547@etri.re.kr, 정희원
논문번호 : 201806-0-104-SE, Received May 18, 2018; Revised August 13, 2018; Accepted September 18, 2018

에 따라 다양한 신체 내 특정 기관의 압력이 변화될 수 있는 특이성이 있다. 따라서 의료용 압력 센서의 궁극적인 목표는 환자 몸에서 발생하는 여러 가지 신체 내 압력의 상태를 정확히 측정하여 환자의 상태를 상시 모니터링 하는 것이다. 측정된 신체의 압력 변화에서 추론할 수 있는 질병의 변화 추이를 예측하고 진료하여 환자의 삶의 질을 최대한 향상시킬 수 있어야 한다. 본 논문에서는 우리 몸에서 발생하는 압력의 종류에 대해 살펴보고, 그 압력 변화를 정밀하게 측정할 수 있는 플렉서블/웨어러블 의료용 압력 센서에 대해 고찰하고자 한다.

II. 본 론

의료용 압력 센서의 요구사항은 측정하고자 하는 인체의 압력 위치, 측정 부위 및 측정 방법 등 다양한 요소들을 고려하여야 한다. 인체의 기관별 압력의 정의와 범위 그리고 측정 시스템의 최소 요구 조건 등은 미국의 FDA (Food and Drug Administration)와 ISO (International Organization for Standardization)과 같은 표준화 기관에서 제공하고 있다. 인체 내 특정 기관에 대한 압력 표준은 혈압에 대해 정의한 ISO 810602 Non-invasive sphygmomanometers -- Part 1: Requirements and test methods for non-automated measurement type이 대표적인데, 이 표준은 팽창식 커프를 사용하여 비침습 혈압측정에 사용되는 비자동 혈압계 및 그 부속품에 대한 요구 사항을 명시하고 있다.

정상적인 생리 상태에서 좌심실의 압력 범위는 0-20 kPa (0-150 mmHg), 뇌 내 (intra-cranial)의 경우 0-1 kPa (0-7.5 mmHg) 범위로 정의하고 있다. 병이나 병리학적 변화 상태에서 폐포 내 및 기관 내 압력의 경우 압력은 -10 kPa (-75 mmHg)로 낮아질 수 있으며, 대동맥 및 좌심실 압력의 경우 최대 40 kPa (300 mmHg)까지 상승 할 수 있다. 또한, 이완된 혈관의 이완기 혈압은 정상 범위가 60-80 mmHg이며 수축기 혈관에서는 90-120 mmHg까지 상승 할 수 있다^[1].

혈압 센서는 4 kPa (-30 mmHg)에서 40 kPa (300 mmHg)의 압력 측정 범위를 요구 받는다. 또한 -53 kPa (-400 mmHg)에서 533 kPa (4000 mmHg) 범위의 과압 상태에서 파손되지 않도록 요구 받는다. 센서 요구 사항의 정확도(분해능 포함)는 관심 영역 (예: 심장, 뼈 또는 근육)에 따라 달라질 수 있다. 혈압 측정의 정확도는 -4kPa (-30mmHg)에서 6.7kPa (50mmHg) 범위에서 1 %보다 적어야하고, 6.7 kPa (50 mmHg)에서 40 kPa (300 mmHg)의 범위에서 \geq

3 % 이내 이어야 하는 요구사항이 더해진다^[2].

2.1 압전 압력 센서

압전 기반 압력 센서는 압전 효과 (piezoelectric effect)에 의존하며, 이는 어떤 압력 하에서 쌍극자가 내부 분극의 방향을 재조정할 때 발생하는 전압을 측정하는 원리를 이용한다. 이러한 분극화는 인가된 압력에 비례하는 결정면상의 전하의 생성을 초래한다. 적절한 압력-합계 (pressure-summing) 장치에 연결될 때, 또는 압전 재료가 응력을 받을 때 인가된 압력에 비례하는 전하가 생성되는 원리를 기반으로 한다. 사용되는 압전 물질로는 lead titanate (PbTiO₃)^[3], barium titanate (BaTiO₃)^[4], lead zirconate titanate (PZT)^[5], zinc oxide (ZnO)^[6], polypropylene (PP)^[7], polyvinylidene fluoride (PVDF)^[6], 그리고 polyvinylidene fluoride trifluoroethylene (PVDF-TrFE)^[8] 등이 있다.

인체의 혈압을 모니터링하기 위해, lead zirconate titanate (PZT)를 사용한 등압 센서를 살펴 보자고자 한다^[9]. 이 소자는 그림 1과 같이 사각형 PZT 구성체 어레이로 구성되는데, 인접한 SiNM n-MOSFET에 통합적으로 연결되어 있다. SiNM n-MOSFET은

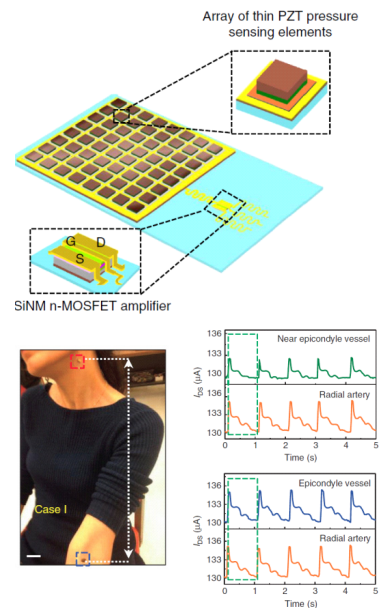


그림 1. Lead zirconate titanate (PZT) 기반의 소자의 구조, 팔목과 목의 경동맥에 부착된 소자는 상완 외과 혈관 및 요골 동맥 근처에서 심박의 패턴을 측정한다.^[9]
Fig. 1. Pressure sensor based on lead zirconate titanate. It is attached to a neck and wrist to measure blood pressure.^[9]

nanomembranes of silicon n-type silicon metal oxide semiconductor field effect transistors이다. 모든 소자는 탄성중합체 (elastomer) 기판 위에 집적되어 있다. n-MOSFET는 소스와 드레인으로 작동하는 인 (phosphorus)이 과도핑된 SiNM과 붕소 (boron)가 가법계 도핑된 채널로 구성된다. 소자는 사이즈가 작고 얇으며, 가볍고 고무처럼 늘릴 (stretchable) 수 있다. 이 소자는 높은 응답성과 높은 검출 분해능 (0.005Pa의 검출 한계), 빠른 응답 시간 (약 0.1ms), 낮은 히스테리시스 및 높은 안정성을 갖는다. 장치의 성능에 영향을 미치지 않으면서 30% 정도 늘어난다. 목 부근의 피부 표면에 위치한 동맥의 혈류 압력을 측정된 결과를 통해 동맥 확장 지수 (artery augmentation index) 및 심박 압력 속도 측정에 효과적일 센서임을 발표하였다.

PZT 나노 리본 (nanoribbons)에 기반한 그림 2의 소자는 표피의 표면 근처 영역에서 생체 내에서의 점탄성 측정이 가능한 기계식 액추에이터로, 초박형, 신축성 네트워크가 구비된 등각 모듈러스 센서 (compliant modulus sensor: CMS)이다^[10]. 매우 얇은 모듈러스 소자들은 각 소자를 연결하고 있는 구불구불한 구조의 금속 박막 전선을 통해 연결되어 있으며 탄성중합체 위에 형성되어 있어 늘어날 수 있다. 사각형 구조는 캐패시터 형태의 소자로 각 소자는 PZT 층을 Ti/Pt 및 Cr/Au 도체로 상하를 연결하고 전체 소자를 폴리이미드 (polyimide)로 도포하였다. 상기 소자

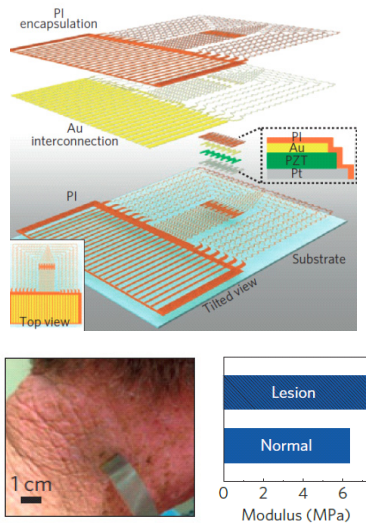


그림 2. PZT 나노 리본에 기반한 소자의 구조, 목에 부착된 소자, 그리고 측정 결과.[10]
Fig. 2. Pressure sensor based on PZT nano ribbons. It is attached to a neck to measure blood pressure.[10]

는 역학적 액추에이터 및 센서로 사용될 수 있다. 이 시스템은 동물과 인간의 생물학적 조직 및 기관지 시스템에 적용이 가능하도록 다양한 기관에 적응 구조 형태로 구현되었다.

2.2 압전저항 압력 센서

압전저항 (piezoresistive) 압력 센서는 피에조 저항 효과에 의존한다. 이는 가해진 압력에 따라 재료의 전기 저항이 변화하는 원리에 기초를 두고 있다. 이 센서는 제조 공정 및 장치 구조가 단순하고 작동 시 에너지 소비가 적다. 판독 압력의 속도 변화에 빠르게 응답하고 압력 감지 범위가 넓기 때문에 압력센서로 널리 사용된다. 압전저항 압력 센서는 고유의 유연성, 신축성 및 화학적 안정성으로 전자 스킨^[11], 인간-기계 인터페이스^[12] 및 건강 모니터링^[13] 등에 확장 가능하며 대면적 및 저비용의 제조 공정으로 각광받고 있다.

그림 3은 압전저항 미세구조 어레이 (microstructure array)를 이용한 신축성 있는 압력 센서를 개발 것이다^[14]. PEDOT:PSS (poly(3,4-ethylenedioxythiophene) polystyrene sulfonate)와 용액성 폴리우레탄 분산액 (polyurethane dispersion: PUD)의 전도성 엘라스토머 복합 재료를 사용하여 마이크로 피라미드 PDMS (polydimethylsiloxane) 어레이에 코팅된 신축성 압전 저항 전극과 상기 전극과 접촉하는 상대 전극을 구조를 도입하였다. 이 소자는 접촉면의 저항 변화와 외부 압력 하에서의 압전저항의 변화를 감지한다. 제작된 소자는 높은 민감도를 보였으며, 40% 신장 시 10.3 kPa⁻¹의 감도를 나타냈다. 이 센서는 93mg (23Pa)의

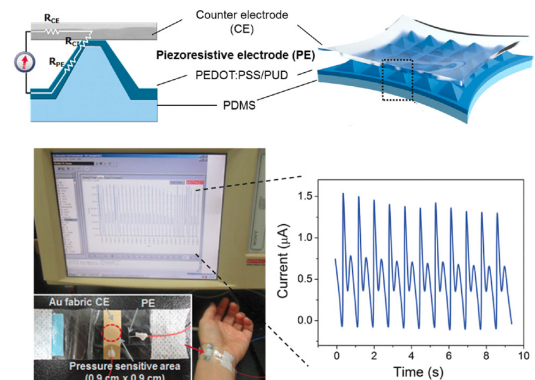


그림 3. 피라미드 구조가 적용된 압전저항 기반의 소자 구조 및 작동 원리. 손목에 부착된 소자, 그리고 측정된 맥박 특성.[14]
Fig. 3. Device structure and working principle of a pressure sensor with pyramid geometry and piezoresistive material. The device is attached to a wrist to measure blood pressure.[14]

압력을 감지 할 수 있다. 손목에 부착하여 사람의 혈압을 측정 할 수 있어 개인 건강관리 분야에서 유망한 응용성을 보여주었다.

압력센서의 센싱 감도를 증가시키기 위해서는 균일한 미세 구조 패턴을 갖는 PDMS 기판 또는 탄성중합체 (elastomer) 기반의 전도성 필름 제조가 필요하다. 상기 구조를 저가로 제작하기 위한 간단하고 저렴한 제작 방법들이 고안되었는데, 일 예로, PDMS 미세 구조를 제작하기 위한 틀로 미세구조가 형성된 실크로 만든 고품질의 직물을 사용하기도 한다. 단일 벽 나노 튜브 (single wall nano tube: SWNT)의 균일한 자립형 초박막 필름을 미세구조가 형성된 두 개의 PDMS 사이에 끼워서 그림 4와 같이 유연한 압력 센서를 만들기도 한다^[13]. 압력 센서는 높은 감도 (1.80 kPa⁻¹), 매우 낮은 검출 가능한 압력 한계 (0.6 Pa), 빠른 응답 시간 (10 ms 미만) 및 높은 안정성을 나타낸다. 제작된 소자는 사람이 말을 할 때 발생하는 손목 맥박 및 근육 움직임과 같은 인간 활동을 모니터링 할 수 있다. 이는 질병 진단 및 음성 인식을 위한 응용 분야에서 적용할 수 있다.

미세 구조가 형성된 표면 변형 압전 저항 압력 센서 외에, 다른 구조 및 재료에 기초한 압전 저항 압력 센서가 개발되었다. 그림 5와 같이 두 개의 얇은 PDMS 시트 사이에 금 나노선을 끼워 넣어 고감도의 유연한 압력 센서를 제작하였다^[15]. 이 소자의 동작 원

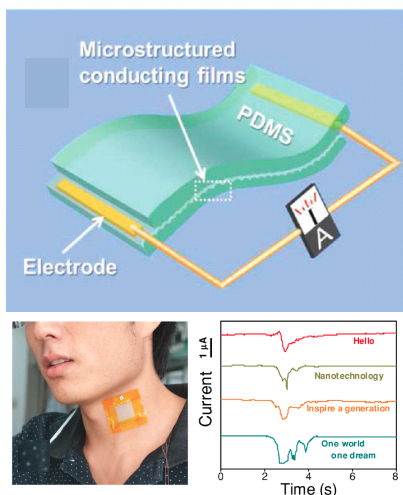


그림 4. 압전저항 기반의 소자 구조와 목에 부착된 소자 사진. 목소리 발생 시 근육의 움직임을 측정한 결과.[13]
Fig. 4. Device structure of a pressure sensor based on microstructured conducting film. It is directly attached to a tester's neck for measuring muscle movement while speaking.[13]

리는 금 나노선과 깎지형 (interdigitated) 전극 어레이 사이의 전기적인 접촉변화에 기반한다. 빈공간이 많은 금 나노선 구조가 압력을 받으면 빈공간이 줄어들어 금 나노선 간의 연결 밀도가 증가하고, 결과적으로 전기 저항이 줄어든다. 즉 압력이 증가하면 소자의 전기 전도도가 증가하는 원리이다. 압력이 제거되면 PDMS와 금 나노선이 형성된 기판이 원래 상태로 복귀되고 전기 전도도는 감소하여 초기 상태를 회복한다. 금속 나노선 기반으로 한 압력 센서는 빠른 응답 시간 (17 ms 미만), 높은 감도 (41.14 kPa⁻¹) 및 높은 안정성 (450,000회 반복 주기)으로 13 Pa의 낮은 압력을 감지 할 수 있다. 고감도이며 유연성 있는 금 나노선 기반의 압력 센서는 실시간 혈압 모니터링이 가능하다.

자연의 구조물을 응용한 자연모사 기술을 기반으로 하는 압력 센서가 개발되기도 하였다. 거미의 슬릿 기관 구조에서 영감을 얻어 나노 스케일의 미세 균열 접합을 기반으로 하는 초고감도, 유연 다중 기능의 압력 센서가 그 예이다^[16]. 주위 환경의 미세한 진동 (공기의 진동)을 감지하기 위해 거미는 그의 몸 표면에 균열-모양 슬릿 (crack-shaped slit) 조적을 갖고 있다. 거미는 이 슬릿 모양 조적을 통해 미세한 외부의 압력 변화에 의한 역학적인 슬릿 구조의 변화를 매우 민감하게 감지한다. 연구자들은 이 원리를 기반으로 하여, 나노 스케일의 미세 균열이 형성된 소위 나노스케일 크랙 센서 (nanoscale crack sensor)를 제작하고 목소

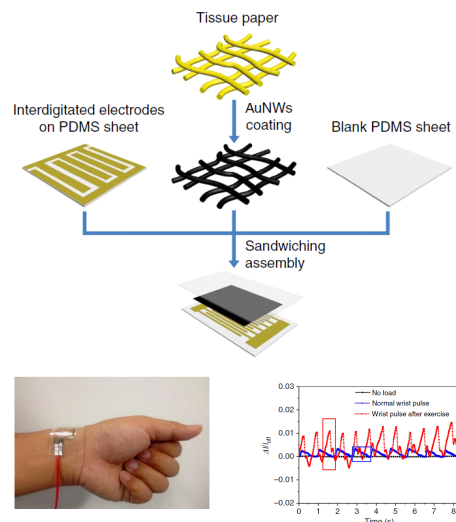


그림 5. 금 나노선을 기반으로 하는 압전저항 기반의 소자 구조 및 제작 공정. 팔목에 부착된 소자, 그리고 혈압 신호에 대해 측정된 소자 특성.[15]
Fig. 5. Device structure of a pressure sensor based gold nanowires. The sensor is attached on the wrist for measuring heart pulse.[15]

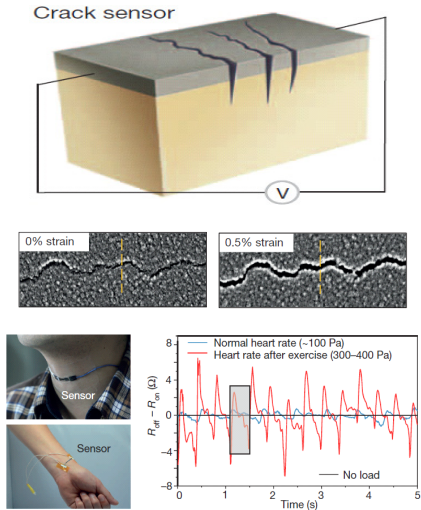


그림 6. 크랙 구조를 기반으로 하는 압력센서 구조. 제작된 소자의 동작원리. 모과, 손목에 부착된 소자. 심박 신호에 검출에 대해 측정된 소자 특성.[16]
 Fig. 6. Device structure of a pressure sensor based on spider's slit organ. Principles of the device operation, changing of the electrical connectivity. It is attached to a neck and wrist for application in sound and speech and measuring blood pressure.[16]

리를 낼 때 발생하는 미세한 근육의 진동 및 외부의 인위적 압력을 측정하였다. 제작된 장치는 그림 6과 같이 사람의 목과 손목에 쉽게 붙일 수 있어, 심장의 확장기 및 수축기 움직임과 같은 압력 패턴 및 인간 활동을 모니터링 할 수 있다. 이 압력 센서는 전기 및 기계적 특성에서 높은 성능을 보여주는데, 목에 부착하여 목소리가 날 때 생기는 개인의 특이 근육 움직임 패턴과 생리적인 특이 진동을 인식할 수 있다. 또한 이 센서는 매우 큰 물리적 변화량 센싱에도 적용이 가능한 장점이 있다.

2.3 정전용량 압력 센서

캐패시터(capacitor)는 정전기장의 형태로 에너지를 저장하는 수동 전자 부품으로 방정식 $C = \epsilon_0 \epsilon_r A/d$ 로 주어진다. 여기서 ϵ_0 는 전기 상수, ϵ_r 은 유전체의 상대 정적 유전율, A는 두 개의 플레이트의 중첩 면적, d는 유전체의 두께이다. 정전용량 압력 센서는 가해지는 압력에 의해 변화되는 d의 양을 측정한다.

최근 carbon nanotube (CNT), 은 나노선 (Ag nanowire (NW)), 전도성 이온 물질을 전극으로 사용하여 투명하고 신축성 있는 용량 압력 센서를 개발한 사례들이 많이 발표되고 있다[17-21]. CNT 필름 전극을 사용하여 투명하고 신축성 있는 정전용량 압력 센서 어레이가 보고되었고, 압력에 매우 민감한 Ecoflex™

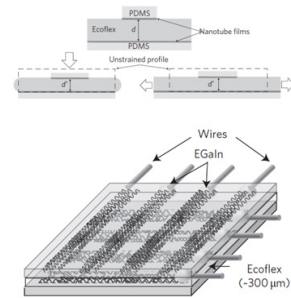


그림 7. CNT를 이용한 정전용량 방식의 압력 센서. 수직적인 압력과 수평적인 늘임의 정도에 따른 두 CNT 전극간 거리 변화가 정전용량 변화로 이어짐.[18]
 Fig. 7. Pressure sensor based on CNT capacitor structure. Vertical pressure or lateral stretching generates the distance between CNT electrodes, and hence leads to change of capacitance of the cell.[18]

물질을 이용하여 압력을 측정할 수 있는 소자도 개발되었다[18]. 이 소자는 스텐실 공법을 이용하여 CNT를 선폭이 있는 라인으로 형성하고 두 기판을 90도 교차하여 붙임으로써 어레이 형태의 정전용량 압력센서를 제작하였다. 특이한 점은 기존의 PDMS 보다 변형이 상대적으로 용이한 새로운 탄성중합체인 Ecoflex™ 물질을 사용하였다는 점이다. 제작된 소자는 그림 7에 보는 바와 같이 압력이나 늘어남에 의해 CNT 두 전극 간의 거리가 변화하고 이는 정전용량 변화로 이어져 압력이나 늘어남의 정도를 측정하게 된다.

그림 8에서 보는 바와 같이 도전성의 플렉서를 필름을 유전체를 사이에 두고 접합하는 경우에도 정전용량 압력센서를 구현할 수 있다. 수직 방향의 압력 또는 수평 방향의 압력 변화에 의해 유전체의 두께가 줄어들면, 상하에 형성된 두 도전성 물질 사이에 형성

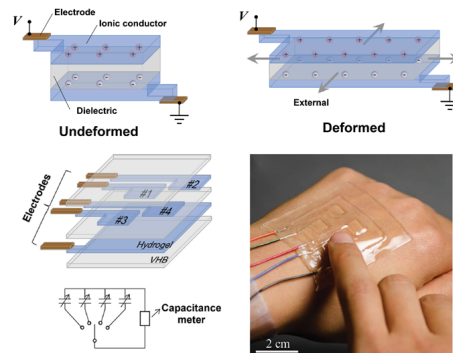


그림 8. 도전성 물질을 이용한 정전용량 방식의 압력 센서. 수직적인 압력과 수평적인 늘임의 정도에 따른 두 도전성 전극간 거리 변화가 정전용량 변화로 이어짐.[21]
 Fig. 8. Pressure sensor based on ion conductive materials.[21]

된 정전용량이 변화함으로 압력 변화를 센싱할 수 있다. 상기 구조의 센싱 소자를 이차원적인 어레이 형태로 제작하면 그림 8의 하단에서 보는 바와 같이 압력의 위치를 모니터링할 수 있다.

커패시티브 압력 센서의 감도는 공기 유전체 층의 적용을 통해 향상 될 수 있다. 서스펜드 게이트 유기 전자소자 (suspended gate organic thin-film transistors: SGOTFTs)를 기반으로 유연한 압력 센서가 대표적인 사례이다^[22]. SGOTFT는 높은 감도 (192 kPa^{-1})와 낮은 전력 소모($<100 \text{ nW}$), 그리고 10 msec 수준의 빠른 응답 특성을 갖는다. 매우 간단한 제조 공정으로 그림 9와 같이 비교적 넓은 센싱 영역을 갖는 압력 센서를 제작할 수 있는 장점이 있어서, 넓은 공간에 분포하는 공간 압력 매핑이 가능하다는 장점이 있다. 그림 9의 하단부에서 보는 바와 같이 인간의 손목에 부착된 착용식 대면적 센서 어레이는 다중 접점에서 감지되는 여러 가지 압력 분포를 컴퓨터 맵으로 재구성하는 것이 가능하다. 또한 각 접점에 가해진 압력의 크기를 2차원 맵상에 표시할 때 압력의 크기에 따른 색분포를 추가함으로써, 각 픽셀에 가해지는 서로 다른 압력의 세기에 면적을 식별할 수 있다. 또한 맵핑의 저장 기능을 활용하여 압력의 위치 변화 양상을 추적할 수도 있다.

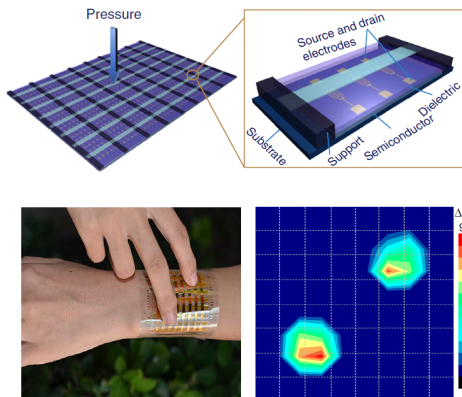


그림 9. 서스펜드 게이트 유기 전자소자 (suspended gate organic thin-film transistors: SGOTFTs)를 기반으로 하는 유연한 압력센서 구조. 대면적의 2차원 센서 어레이 제작이 가능하고 각 픽셀의 압력 분포를 색으로 나타낼 수 있다.[22] Fig. 9. Flexible pressure sensor based on suspended gate organic thin-film transistors (SGOTFTs). The device can be constructed as a form of 2D array and measures different pressure at different location.[22]

2.4 센서의 피부 표면 친밀도

의료용 초감각 센서가 갖는 정밀한 센싱 감도 특성을 모두 발휘하기 위해서는 피부에 부착되는 친밀도가

가 매우 높아야 한다. 신체 내부에서 발생된 압력 변화가 피부를 거쳐 압력 센서로 전달되므로 제작된 센서의 피부 표면 친밀도는 센서 자체의 성능보다 중요할 수 있다. 게코 (gecko) 도마뱀의 발에 있는 발판형태의 생체조직 구조를 모방한 피부 접촉형 구조물을 이용하여 의료용 압력센서와 피부의 친밀도를 높이려는 기술이 개발되었다^[23,24]. 또 다른 형태의 자연모사 기반의 피부 친밀도 향상 구조는 곤충 다리의 기어구조^[25], 귀뚜라미의 미염 (cerci) 구조^[26], 딱정벌래의 날개 고정 구조물 (wing-locking device)^[27], 그리고 귀속의 달팽이관 (cochlea) 구조^[28] 등 다양하다. 이들 기관의 공통적인 특징은 정교한 센싱과 다양한 기계적 힘의 전달이 가능한 미세-모발 (micro-hair) 구조를 갖는다는 점이다.

친밀한 균등 피부 접촉 및 맥박 신호 적용을 위해, 미세-모발 구조를 적용한 의료용 압력센서가 보고되었다^[29]. 그림 10과 같은 밴드형 전기 압력 센서는 다양한 중형비를 갖는 미세-모발 구조가 소자의 아래쪽에 위치한다. 소자의 윗부분은 polyethylene naphthalene (PEN), Cr/Au 전도층, polyvinyl alcohol (PVA) 접착층, 피라미드형 PDMS 층으로 구성된다.

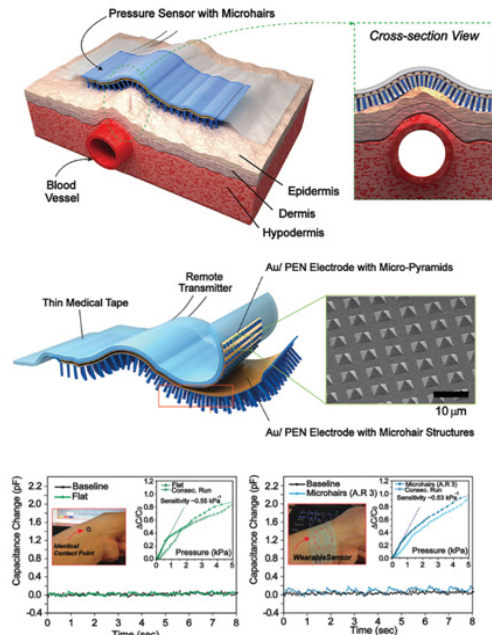


그림 10. 미세-모발 구조를 적용한 피부 밀착형 압력센서 구조 및 성능. PDMS 마이크로 구조물이 형성된 정전용량형 압력센서가 상부에 형성되어 있음. [29] Fig. 10. Schematic illustration of skin-conformal pressure sensor. Capacitive pressure sensor using pyramid-like PDMS microstructures is installed on the top part. It is attached to a wrist to measure heart pulse wave.[29]

피라미드 구조물의 상하에는 금속층이 형성되어 있어 정전용량 압력 센서가 완성된다. 상기 피라미드 구조 기반의 압력 센서는 높은 센싱 감도, 낮은 히스테리시스 등의 장점이 있다. 소자의 아랫 부분은 미세-모발 구조물이 Au/Cr/PEN/PVA 적층 하단부에 부착되어 있다. 미세-모발 구조물은 피부의 굴곡면에 치밀하게 부착되는 특성이 있고, 피부에서 발생하는 미세한 압력의 변화를 PDMS 기반 정전용량 압력 센서에 정확히 전달하여 고감도의 압력 센싱이 가능하도록 노력한다. 미세-모발 구조의 기능은 절묘한 압력 감지 및 피부에서 다양한 기계적 힘의 전송을 가능하게 한다. 즉, 미세-모발 구조를 가진 이 압력 센서는 센서와 표피의 불규칙한 표면 사이의 효과적인 접촉을 최대화하여 신호 대 잡음비를 향상시킬 수 있다. 또한 이 소자는 피부 내부 깊이 존재하는 정맥에서 발생하는 약한 신호를 측정하여 별도로 탑재된 무선 송신기를 통해 압력 신호를 전송할 수 있다.

2.5 의료용 압력 센서의 표준화 관련

의료용 압력 센서의 요구사항은 측정하고자 하는 인체의 압력 위치, 측정 부위 및 측정 방법 등 다양한 요소들을 고려하여야 한다. 미국의 FDA나 ISO와 같은 표준화 항목을 만족해야 하는 요구사항들이 있다. 예를 들면, ISO 10993 Biological evaluation of medical device는 의료기기 및 재료의 생체 적합성을 평가하는데 가장 널리 사용되는 표준으로, 생물학적 평가 계획을 세우는데 있어 적절한 생체 적합성 단계를 결정하기 위한 기본 틀을 제공한다. 시험은 의료기기 또는 재료의 유형 및 사용 목적, 의료기기와 신체의 접촉 특성 및 기간에 따라 다르다. 의료기기 또는 물질을 인체에 노출시킬 때 발생하는 생물학적 영향에 대한 평가의 일부로 세포 독성, 감작성, 자극 또는 피부 내 반응성, 전신 독성, 독성, 유전 변이 등을 평가한다.

ISO 13485 medical device-quality management system-Requirement for regulatory purposes는 고객 및 관련 규정 요구 사항을 일관되게 충족시키는 의료기기 및 관련 서비스를 제공할 수 있는 능력을 입증해야 하는 의료기기 품질 관리 시스템에 대한 요구 사항을 정의하고 있다. 이러한 조직은 의료기기의 설계 및 개발, 생산, 저장 및 배포, 설치 또는 서비스, 설계 및 개발 또는 관련 활동 (예: 기술 지원)의 제공을 포함하여 기기의 전주기 과정에서 하나 이상의 단계에 관여 할 수 있다.

III. 결 론

본 논문에서는 인간의 활동과 건강 상태를 실시간으로 모니터링할 수 있는 유연하고 착용 가능한 압력 센서에 대하여 고찰하였다. 압전 압력 센서, 압전저항 방식 압력 센서, 정전용량 압전 소자 등의 최근 동향을 살펴보았으며, 사용되는 신소재와 창의적인 소자 구조 아이디어에 대해서도 살펴보았다. 의료용 센서가 실제로 인간의 건강 모니터링에 적용되기 위해 요구되는 의료기기 표준과 요구사항들 또한 살펴보았다. 상기의 고찰들이 인체 내에서 발생하는 여러 가지 건강 지표 압력 센싱에 활발히 적용되기를 바라는 바이다.

References

- [1] T. Tagawa, T. Tamura, and P. A. Oberg, *Pressure measurement. In biomedical sensors and instruments*, 2nd Ed., CRC Press: Boca Raton, FL, USA, 2011; Chapter 2.
- [2] ANSI/AAMI. ANSI/AAMI BP22: 1994, *Blood Pressure Transducers; Technical Report*, AAMI: Arlington, VA, USA, 1994.
- [3] I. Graz, M. Krause, S. Bauer-Gogonea, S. Bauer, S. P. Lacour, B. Ploss, M. Zirkl, B. Stadlober, and S. Wagner, "Flexible active-matrix cells with selectively poled bifunctional polymer-ceramic nanocomposite for pressure and temperature sensing skin," *J. Appl. Phys.*, vol. 106, p. 034503, 2009.
- [4] N. T. Tien, T. Q. Trung, Y. G. Seoul, D. I. Kim, and N.-E. Lee, "Physically responsive field-effect transistors with giant electromechanical coupling induced by nanocomposite gate dielectrics," *ACS Nano*, vol. 5, pp. 7069-7076, 2011.
- [5] C. Dagdeviren, Y. Su, P. Joe, R. Yona, Y. Liu, Y.-S. Kim, Y. Huang, A. R. Damadoran, J. Xia, L. W. Martin, Y. Huang, and J. A. Rogers, "Conformable amplified lead zirconate titanate sensors with enhanced piezoelectric response for cutaneous pressure monitoring," *Nat. Commun.*, vol. 5, no. 4496, 2014.
- [6] J. S. Lee, K.-Y. Shin, O. J. Cheong, J. H. Kim, and J. Jang, "Highly sensitive and multifunctional tactile sensor using

- free-standing ZnO/PVDF thin film with graphene electrodes for pressure and temperature monitoring,” *Sci. Rep.*, vol. 5, no. 7887, 2015.
- [7] G. Buchberger, R. Schw?diauer, and S. Bauer, “Nanomechanical properties of few-layer graphene membranes,” *Appl. Phys. Lett.*, vol. 92, no. 123511, 2008.
- [8] N. T. Tien, S. Jeon, D.-I. Kim, T. Q. Trung, M. Jang, B.-U. Hwang, K.-E. Byun, J. Bae, E. Lee, J. B. H. Tok, Z. Bao, N.-E. Lee, and J.-J. Park, “A flexible bimodal sensor array for simultaneous sensing of pressure and temperature,” *Adv. Mater.*, vol. 26, pp. 796-804, 2014.
- [9] C. Dagdeviren, Y. Su, P. Joe, R. Yona, Y. Liu, Y.-S. Kim, Y. Huang, A. R. Damadoran, J. Xia, L. W. Martin, Y. Huang, and J. A. Rogers, “Conformable amplified lead zirconate titanate sensors with enhanced piezoelectric response for cutaneous pressure monitoring,” *Nat. Commun.*, vol. 5, no. 4496, 2014.
- [10] C. Dagdeviren, Y. Shi, P. Joe, R. Ghaffari, G. Balooch, K. Usgaonkar, O. Gur, P. L. Tran, J. R. Crosby, M. Meyer, Y. Su, R. Chad Webb, A. S. Tedesco, M. J. Slepian, Y. Huang, and J. A. Rogers, “Conformal piezoelectric systems for clinical and experimental characterization of soft tissue biomechanics,” *Nat. Mater.*, vol. 14, pp. 728-736, 2015.
- [11] B. C. K. Tee, C. Wang, R. Allen, and Z. Bao, “An electrically and mechanically self-healing composite with pressure- and flexion-sensitive properties for electronic skin applications,” *Nat Nanotechnol.*, vol. 7, pp. 825-832, 2012.
- [12] J. Lee, H. Kwon, J. Seo, S. Shin, J. H. Koo, C. Pang, S. Son, J. H. Kim, Y. H. Jang, D. E. Kim, and T. Lee, “Conductive fiber-based ultrasensitive textile pressure sensor for wearable electronics,” *Adv. Mater.*, vol. 27, pp. 2433-2439, 2015.
- [13] X. Wang, Y. Gu, Z. Xiong, Z. Cui, and T. Zhang, “Silk-molded flexible, ultrasensitive, and highly stable electronic skin for monitoring human physiological signals,” *Adv. Mater.*, vol. 26, pp. 1336-1342, 2014.
- [14] C.-L. Choong, M.-B. Shim, B.-S. Lee, S. Jeon, D.-S. Ko, T.-H. Kang, J. Bae, S. H. Lee, K.-E. Byun, J. Im, Y. J. Jeong, C. E. Park J.-J. Park, and U. I. Chung, “Highly stretchable resistive pressure sensors using a conductive elastomeric composite on a micropyramid array,” *Adv. Mater.*, vol. 26, pp. 3451-3458, 2014.
- [15] S. Gong, W. Schwalb, Y. Wang, Y. Chen, Y. Tang, J. Si, B. Shirinzadeh, and W. Cheng, “A wearable and highly sensitive pressure sensor with ultrathin gold nanowires,” *Nat. Commun.*, vol. 5, no. 3132, 2014.
- [16] D. Kang, P. V. Pikhitsa, Y. W. Choi, C. Lee, S. S. Shin, L. Piao, B. Park, K.-Y. Suh, T.-i. Kim, and M. Choi, “Ultrasensitive mechanical crack-based sensor inspired by the spider sensory system,” *Nature*, vol. 516, pp. 222-226, 2014.
- [17] Y. Yang, H. Zhang, Z.-H. Lin, Y. S. Zhou, Q. Jing, Y. Su, J. Yang, J. Chen, C. Hu, and Z. L. Wang, “Human skin based triboelectric nanogenerators for harvesting biomechanical energy and as self-powered active tactile sensor system,” *ACS Nano*, vol. 7, pp. 9213-9222, 2013.
- [18] D. J. Lipomi, M. Vosgueritchian, B. C. K. Tee, S. L. Hellstrom, J. A. Lee, C. H. Fox, and Z. Bao, “Skin-like pressure and strain sensors based on transparent elastic films of carbon nanotubes,” *Nat. Nanotechnol.*, vol. 6, pp. 788-792, 2011.
- [19] X. Wang, T. Li, J. Adams, J. Yang, “Transparent, stretchable, carbon-nanotube-inlaid conductors enabled by standard replication technology for capacitive pressure, strain and touch sensors,” *J. Mater. Chem. A*, vol. 1, pp. 3580-3586, 2011.
- [20] S. Yao and Y. Zhu, “Wearable multifunctional sensors using printed stretchable conductors made of silver nanowires,” *Nanoscale*, vol. 6, pp. 2345-2352, 2014.
- [21] J. -Y. Sun, C. Keplinger, G. M. Whitesides, and Z. Suo, “Ionic skin,” *Adv. Mater.*, vol. 26,

pp. 7608-7614, 2014.

- [22] Y. Zang, F. Zhang, D. Huang, X. Gao, C.-a. Di, and D. Zhu, "Flexible suspended gate organic thin-film transistors for ultra-sensitive pressure detection," *Nat. Commun.*, vol. 6, p. 6269, 2015.
- [23] M. K. Kwak, H. E. Jeong, and K. Y. Suh, "Rational design and enhanced biocompatibility of a dry adhesive medical skin patch," *Adv. Mater.*, vol. 23, no. 34, 2011.
- [24] S. Y. Yang, E. D. O'Cearbhaill, G. C. Sisk, K. M. Park, W. K. Cho, M. Villiger, B. E. Bouma, B. Pomahac, and J. M. Karp, "A bio-inspired swellable microneedle adhesive for mechanical interlocking with tissue," *Nat. Commun.*, vol. 4, no. 1702, 2013.
- [25] M. Burrows and G. Sutton, "Interacting gears synchronize propulsive leg movements in a jumping insect," *Science*, vol. 341, no. 1254, 2013.
- [26] J. Casas, T. Steinmann, and G. Krijnen, "Why do insects have such a high density of flow-sensing hairs? Insights from the hydromechanics of biomimetic MEMS sensors," *J. R. Soc. Interface*, vol. 7, pp. 1487-1495, Apr. 2010.
- [27] C. Pang, T. I. Kim, W. G. Bae, D. Kang, S. M. Kim, and K. Y. Suh, "Bioinspired reversible interlocker using regularly arrayed high aspect-ratio polymer fibers," *Adv. Mater.*, vol. 24, no. 4, Dec. 2012.
- [28] M. M. M. Lagarde, M. Drexler, V. A. Lukashkina, A. N. Lukashkin, and I. J. Russell, "Outer hair cell somatic, not hair bundle, motility is the basis of the cochlear amplifier," *Nat. Neurosci.*, vol. 11, pp. 746-748, 2008.
- [29] C. Pang, J. H. Koo, A. Nguyen, J. M. Caves, M.-G. Kim, A. Chortos, K. Kim, P. J. Wang, J. B. H. Tok, and Z. Bao, "Highly skin-conformal microhairy sensor for pulse signal amplification," *Adv. Mater.*, vol. 27, pp. 634-640, 2015.

김진태 (Jin Tae Kim)



2010년 : KAIST 전기및전자공학 박사

2000년~현재 : 한국전자통신연구원, 책임연구원

2011년~현재 : UST, 교수

<관심분야> 포토닉스 소자, 광전자소자, 그래핀, 이차원 물질, 나노 광소자, 바이오메디컬 소자

김인규 (In Gyoo Kim)



1999년 : 고려대학교 물리학 박사

1999년~2000년 : 일본 NIRIM (현 NIMS) 박사 후 연구원

2001년~현재 : 한국전자통신연구원, 책임연구원

<관심분야> NMR, 센서, 광전자소자, 그래핀, 에너지저장소자