

특집 플렉서블과 웨어러블

# 유기 박막 트랜지스터의 플렉서블 센서 응용 기술 동향

□ 김민회 / 한밭대학교

## 요약

사물인터넷 시대를 맞이하여 센서의 중요성이 증가하고 있고 특히 신체에 착용 가능한 웨어러블 전자 센서에 대한 요구가 급격히 증가하고 있다. 플렉서블 유기 트랜지스터는 유연성과 뛰어난 감도를 지니고 있고 값싼 생산이 가능하여 웨어러블 전자 센서의 구현을 위한 가장 적합한 후보 중 하나이다. 본 글에서는 플렉서블 유기 박막 트랜지스터의 물리 센서와 생체 센서로의 응용에 대해 살펴보고 관련 기술의 발전방향에 관하여 살펴본다.

## I. 서론

온도, 빛과 같은 물리에너지나 독성물질과 같은 화학성분을 전기신호로 바꿔주는 정보탐지기기를

센서라고 부른다. 이러한 센서는 네트워크 시스템과 이에 의해 취득된 정보 처리 기술의 진보에 힘입어 다양한 응용처에 다양한 기능으로 적용되고 있다. 특히 사람의 집적적인 정보를 취득하기 위한 센서들은 인간친화적인 형태를 지녀야 하기 때문에 유연기판의 사용이 필요하다. 유연 기판 위에 전자 시스템을 구현할 경우 기존에는 구현하지 못한 센서의 형태나 기능을 쉽게 설계 및 제작할 수 있다. 최근에는 유연 디스플레이를 비롯한 유연전자소자의 시장에 대한 잠재력이 커지면서 유연 전극을 이용한 다양한 센서 기술이 개발되고 있다.

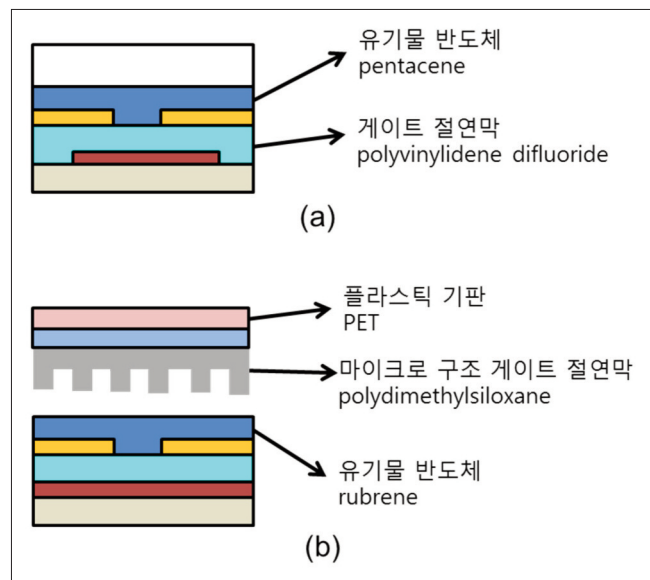
이러한 유연 센서를 형태에 따라 분류하면 크게 캐패시터 (capacitor) 타입과 저항 (resistor) 타입과 트랜지스터 (transistor) 타입의 세 가지로 분류

※ 본 원고는 전기전자재료의 특별호(제27권 제11호 (2014년 11월 31일))에 출간되었던 원고를 기반으로 하여 작성되었습니다.

할 수 있다. 캐패시터 센서와 저항 센서는 캐패시터나 저항의 변화를 감지하는 소자로 각각 도체/절연체/도체 구조와 도체/검지도체/도체 구조로 이루어져서 소자 제작을 간단하게 할 수 있지만 감도는 상대적으로 떨어진다는 단점을 가진다. 이에 비해 트랜지스터 센서는 구조가 상대적으로 복잡하지만 반도체의 성질 변화나 게이트 절연막의 특성 변화를 이용하고 트랜지스터 특유의 증폭 특성을 이용할 수 있기 때문에 높은 신호잡음비를 얻을 수 있다는 강점이 있다.

1990년대 후반부터 트랜지스터의 반도체를 유기물로 구성하는 유기 박막 트랜지스터에 관한 연구가 지속적으로 증가해 왔다. 유기물 반도체(organic semiconductor)는 유기 분자간의 반 데르 발스 결합에 의해서 박막이 형성되므로 저온/용액 공정이 가능하여 낮은 비용으로 생산가능하며 구부

러지거나 휘어진 상태에서도 반도체 성질을 유지하는 특징이 있다. 이렇듯 유기물 반도체는 대부분의 플렉서블 기판이 고온의 공정을 견디지 못하고 기존의 실리콘을 중심으로 하는 무기물 반도체가 플렉서블 환경에 적합하지 않다는 것을 고려할 때 플렉서블 센서로의 적용을 위한 거의 모든 성질들을 가지고 있다고 할 수 있다. 본 글에서는 유기물 반도체를 이용한 트랜지스터 센서들의 대표적인 연구 결과들을 중심으로 플렉서블 센서에 관하여 설명할 것이다. 유기물 트랜지스터는 유기 전계 효과 트랜지스터나 유기 박막 트랜지스터로 불리기도 하는데 유기 전계 효과 트랜지스터는 전극-절연체-반도체의 구조를 가진 유기물 트랜지스터를 지칭하는 것이고 유기 박막 트랜지스터는 유기물 반도체를 사용하여 박막으로 제조된 모든 종류의 트랜지스터를 일컫는 말이다.



〈그림 1〉 Strain 센서의 구조 (a) [1]와 압력 센서의 구조 (b) [2]

## II. 유기 전계 효과 트랜지스터 (organic field-effect transistor)를 이용한 플렉서블 물리 센서

유연 센서를 검지하고자 하는 대상에 따라 구별하면 압력이나 온도, 빛 등의 물리적인 신호를 검지할 수 있는 물리 센서와 생체 물질을 검지할 수 있는 생체 센서 등으로 구분할 수 있다. 먼저 유기 트랜지스터를 이용한 물리 센서를 살펴보면 특유의 유연성을 기반으로 하여 스트레인(strain) 센서나 압력 센서로 많이 사용된 것을 알 수 있다. 스트레인 센서는 물체가 외부의 힘을 받았을 때에 생기는 변형의 양을 이때의 외부의 힘으로 나눈 값을 의미하고 압력 센서는 이름 그대로 압력을 측정하는 센서이다. 먼저 콜롬비아 대학(Columbia University)의 Ioannis Kyymissis 그룹은 압전성(piezoelectric)을 지닌 고분자 물질인 polyvinylidene difluoride를 트랜지스터의 게이트 절연체로 사용한 유기 전계 효과 트랜지스터 기반의 스트레인 센서를 개발하였다[1]. 기존의 연구들이 트랜지스터의 외부에 압전성 물질이나 소자를 배치하여 그 크기 검지 신호를 읽어 들였던 것에 비하여 게이트 절연체로 압전성 물질을 사용함으로써 게이트 절연체의 기생 캐패시터에 의한 효과를 감소시킬 수 있었다. 이러한 효과를 기반으로 하여 트랜지스터의 압전성에 기반한 축적 전하량의 변화를 전류 신호로 바꿀 수 있도록 전계 효과 트랜지스터의 구조를 설계하였다. 또한 트랜지스터 제작에 사용된 절연체와 반도체를 고분자 압전물질과 유기물 반도체로 각각 구성하고 이를 플라스틱 기판 위에 제작하여 플렉서블 압력센서로 제작하였다. (<그림 1(a)>) 감도는 약 0.182 uA/stain (in percentage)로 보고되었다.

스탠포드 대학(Stanford University)의 Zhennan Bao 연구 그룹은 게이트 절연체에 마이크로 구조를 형성하는 방법으로 유기 전계 효과 트랜지스터 압력 센서를 제작하였다[2]. ITO가 형성된 플라스틱 기판 위에 고분자 탄성체인 poly-dimethylsiloxane을 재료로 마이크로 구조를 제작하였다. 제작된 플렉서블 필름을 소스 드레인과 반도체 층 위에 부착하여 압력에 대한 감도를 향상시킨 탑 게이트(top gate) 구조의 유기 전계 효과 트랜지스터를 제작하였다. 고분자 탄성체 특유의 압력에 대한 수축효과와 함께 마이크로 구조로 인한 탄성 물질의 비어있는 영역으로의 변형까지 용이하게 되어서 1kPa의 압력변화에 55%의 캐패시턴스 변화가 일어나는 금속-절연체-금속 구조를 이용하였다. 이러한 캐패시터의 변화를 트랜지스터에 적용하여 압력 변화에 따라 큰 전류변화가 나타나도록 하였다. (<그림 1(b)>) 캐나다 Simon Fraser University의 W.S. Kim 팀은 나노 크기의 바늘 형태가 다량 존재하는 게이트 절연체를 제작하였다. 이러한 나노 바늘은 위에서 언급한 마이크로 구조의 효과를 극대화할 수 있는 것으로 이를 트랜지스터의 게이트 절연체로 사용할 경우 감지도가 높은 압력 센서의 개발이 가능하다[3]. 즉, 나노 바늘 구조는 빈 공간이 많고 압력에 의해서 쉽게 변형되기 때문에 1kPa의 압력 변화에 최대 176%의 캐패시턴스 변화가 가능하였고, 이를 이용한 플렉서블 유기전계효과 트랜지스터 역시 한 압력의 변화에 따라 드레인 전류가 급격하게 변하는 것이 보고되었다.

유기 전계 효과 트랜지스터의 경우 외부의 물리적인 변화를 통한 게이트 절연체의 변화가 큰 출력 전류 신호의 변화로 언어질 수 있기 때문에 주로 게이트 절연막을 외부 신호에 직접적으로 반응하는 요소로 구성한다. 유기물 반도체 특유의 유연성에

의하여 더욱 감도가 뛰어난 물리 센서들이 제작될 것으로 기대되고 있으나 두꺼운 게이트 절연막으로 인한 높은 전압이나 안정성 문제는 해결해야 될 과제이다.

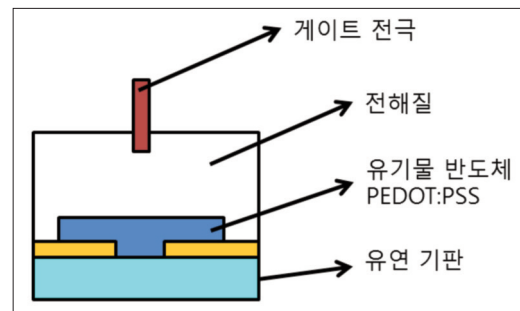
### III. 유기 박막 트랜지스터 (organic field-effect transistor)를 이용한 플렉서블 생체 센서

무기물 실리콘 반도체 센서는 반도체 층이 실리콘 원자간의 강한 공유결합 네트워크로 구성되어서 생체 분자들이 실리콘의 내부로 침투하지 못하고 표면에만 반응할 수 있다. 그에 비해 유기물 반도체는 유기 분자 자체는 공유결합으로 결합하여 있지만 이러한 분자간의 결합은 상대적으로 약한 힘인 반 데르 발스 힘에 의해서 유지된다. 이러한 약한 결합으로 유지되는 결합으로 인해서 유기 분자는 네 가지의 독특한 장점을 지닌다. 우선 유기 화학의 발전으로 인하여 이러한 유기 분자들은 연구자가 원하는 방향으로 어렵지 않게 변형될 수 있다. 또한 저온의 공정이 가능하여 진공증착이나 용액 공정으로 손쉽게 박막을 형성할 수 있고 형성된 박막은 유기물 특유의 부드러운 표면을 형성하게 된다. 셋째로 실리콘을 사용할 경우 필연적으로 따라오는 자연적인 산화막의 발생을 피할 수 있어서 유기물 반도체 혹은 도체가 생체 물질과 직접적인 접촉을 가능하게 한다. 마지막으로 유기물 분자간의 넓은 빈 공간이 존재하여서 통한 상온에서도 효과적인 이온이동이 가능하다. 이러한 이온의 유기 반도체나 도체로의 손쉬운 침투는 분자의 표면뿐만 아니라 벌크 전체가 이온과 반응할 수 있게 하여 피감지체의 양이 적어도 효율적인 센서 동작이 가능하게

한다[4].

이와 같은 설계의 자유도, 부드러운 표면, 산화막의 무존재, 이온 침투의 용이성은 뇌파 측정과 같은 생체 기관과 접촉이 필요한 센서소자를 개발하는데 큰 장점이 된다. 센서가 뇌와 같은 생체 기관과 안정적인 접촉을 이루기 위해서는 곡면접촉이 가능해야 한다. 이를 위해서 G.G. Malliaras 그룹은 유리 기판 위에 얇은 금으로 전극을 형성한 후 유기 도체인 PEDOT:PSS를 코팅하고 이를 반도체 공정을 이용하여 집적하였다[5]. 생성된 전극 어레이를 유리 기판에서 박리시켜서 매우 유연한 전극 어레이를 완성하였다. 뇌와의 접촉하는 부분은 유기물 특유의 부드러운 접촉이 가능한 유기 도체로 이루어져서 형태의 유연성과 생체물질과의 친밀한 소프트 콘택 (soft contact)을 모두 가능하게 하였다. 개발된 전극 어레이를 이용하여 쥐의 뇌파를 측정한 결과 일반적인 금 전극에 비하여 정확한 측정이 가능하였음을 보고하였다.

더욱 정확한 생체 신호의 측정을 위하여 전극 대신에 트랜지스터를 집적하는 방법이 사용될 수 있다[6]. 연구팀은 패럴랜을 기판과 소자간의 절연을 위한 층으로 사용하고 금으로 소스와 드레인을 형성하고 poly(3,4-ethylenedioxythiophene) doped



〈그림 2〉 유기전기화학 트랜지스터의 초기 구조

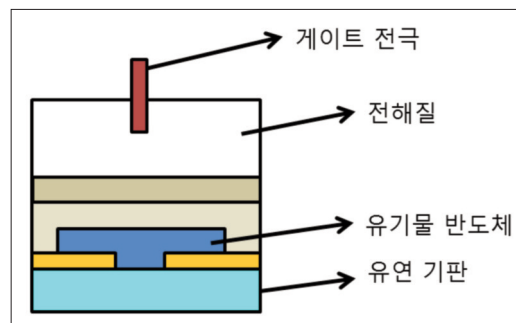
with polystyrene sulfonate (PEDOT:PSS)를 반도체 용도로 사용하여 유연성을 지니게 하였다. 이러한 소자는 유연성과 함께 유기물 특유의 부드러운 표면에 의한 효과까지 더해져서 생체 기관과 매우 친밀하면서도 안정적인 접촉을 가능하게 하였다. 사용된 트랜지스터는 일반적인 유기전계효과 트랜지스터와는 다른 유기전기화학 트랜지스터(organic electrochemical transistor: OECT)이다.

트랜지스터는 신호가 게이트 (혹은 베이스)에서 들어올 때 가장 효과적으로 증폭기능을 수행할 수 있는데 유기전계효과 트랜지스터의 경우 게이트에서 생체 신호를 받아들여 직접적으로 반도체 층으로 전달하는데 어려움이 있다. 이는 게이트 절연막에 의한 스크리닝 효과와 기생 캐패시턴스 효과와 게이트 전극에 의한 신호 손실로 인하여 잡음이 증가하기 때문이다. 이에 비해서 유기전기화학 트랜지스터는 절연체가 없는 구조로 트랜지스터의 채널이 신호가 들어오는 전해질과 직접적인 접촉을 할 수 있어서 더욱 정확한 신호의 측정이 가능하다. <그림 2>와 같이 현재 유기전기화학 트랜지스터의 반도체 층으로는 PEDOT:PSS가 주로 사용되고 있다. 이 물질은 p형으로 과도핑 된 반도체로서 PEDOT이 반도체 역할을 하고 PSS가 도펀트 역할을 하는 것으로 전극이나 유기 태양전지의 전하 주입층으로 활용되기도 한다. 전해질에 접촉하고 있는 게이트 전극에 양의 전압을 가하면 양이온들이 PEDOT:PSS 반도체 층으로 주입되고, 주입된 양이온은 PSS가 도펀트로서 역할을 하지 못하게 하여서 도핑 농도가 감소하는 효과를 일으킨다[7]. 따라서 전압의 증가로 인하여 드레인 전류가 감소하게 된다. 감소되는 전류는 게이트 전압의 크기와 전해질의 농도와 전극의 크기에 영향을 받는

다.

이러한 유기전기화학 트랜지스터를 생체 기관에 부착하여 신호를 측정하기 위해서 두 가지 변형이 필요하다. 첫째는 유연성 기관에 제조하는 것이고 둘째는 신호를 주는 게이트 전극을 생체 기관에 부착시켜서 생체 기관의 전압에 의해서 전류가 조절될 수 있도록 하는 것이다. 대표적인 예가 G.G. Malliaras 그룹에 의해서 제작된 생체 유기 화학 트랜지스터이다. 유기전기화학 트랜지스터에 의해서 측정된 전류 데이터는 유기전극에 의해서 측정된 데이터와 비교하였을 때 트랜지스터 특유의 증폭작용에 의해서 더 높은 신호잡음비를 가지게 된다[6].

다른 형태의 유기트랜지스터 센서로 이온감응 전계효과 트랜지스터(Ion-Sensitive Field-Effect Transistor: ISFET)형태가 있다. 이온감응 전계효과 트랜지스터는 문턱전압의 작은 변화를 큰 전류의 변화로 읽어들이 수 있는 장점이 있다 [8]. K. Diallo 등은 이러한 이온감응전계효과 트랜지스터를 유기트랜지스터로 Kapton기판 위에 구현하여 플렉서블 pH 센서를 제작하였다[9]. pH 농도가 증가하면 드레인 전류가 증가하고 낮아지면 다시 전류가 낮아지는 reversible한 동작을 보



<그림 3> 이온감응 전계효과 트랜지스터의 구조



인다. 감도가 아직은 많이 떨어지나 이중게이트(dual-gate)구조의 도입 등으로 감도의 상승이 기대된다[10].

한편, 유기 트랜지스터를 센서 그 자체로 사용하기보다는 센서 어레이의 구동 소자로 사용하여 플렉서블 센서를 구현하는 연구도 진행되고 있다. 일본 동경대의 Someya 그룹은 압력 센서 어레이를 유기물 트랜지스터 어레이와 집적시켜서 액티브 매트릭스 타입의 플렉서블 압력센서를 제작하거나 유기 트랜지스터를 조합하여 설계한 증폭기를 이용한 근전도 센서를 제작하였다. 이 그룹은 단지 하나의 센서를 제작하는 것이 아니라 다양한 센서를 유기물 트랜지스터를 이용하여 액티브 매트릭스 형태로 제작하여 공간적인 해상도를 지니는 센서 어레이를 제작하거나 유기물 회로를 이용하여 더욱 정확한 신호 측정을 위한 연구를 통하여 플렉서블 센서 시스템 구축을 위한 기술 개발을 해왔다[11,12].

## IV. 결 론

IoT 시대를 맞이하여 다양한 센서의 필요성이 증가하고 있고 특히 웨어러블 전자 센서에 대한 요구가 급격히 증가하고 있다. 이러한 웨어러블 전자 센서와 헬스케어 시스템의 결합은 대규모의 시장을 형성할 것이 확실시 된다. 플렉서블 유기 트랜지스터를 사용한 센서는 인간의 건강을 실시간으로 감지하는 맥박, 혈당 센서 등을 제작하기에 적합한 유연성과 감도를 모두 지니고 있고 생산 비용 또한 매우 저렴할 것으로 예상된다. 앞으로는 개별 플렉서블 트랜지스터 센서 소자의 성능 향상과 함께 여러 가지 물리/생체/화학 센서들의 집적을 통한 다신호 감지가 가능한 센서의 집적이 요구될 것이다. 또한 이러한 센서들을 플렉서블 구동소자와 집적하여 하나의 플렉서블 칩으로 제작하려는 노력이 가속화되고 궁극적으로는 스마트 폰 등을 이용한 통신 및 정보처리 기술과 결합시켜 종합적인 헬스케어 시스템으로 발전해 나갈 것으로 예상된다.

### 참 고 문 헌

- [1] Yu-Jen Hsu et. al. "A Locally Amplified Strain Sensor Based on a Piezoelectric Polymer and Organic Field-Effect Transistors," IEEE Transaction on Electron Devices Vol.58 pp.910-917, 2011
- [2] Stefan C.B. Mannsfeld et. al. "Highly sensitive flexible pressure sensors with microstructured rubber dielectric layers," Nature Materials Vol.9 pp.859-864, 2010
- [3] Jiseok Kim et. al. "Highly sensitive tactile sensors integrated with organic transistors," Applied Physics Letters Vol.101 pp. 103308, 2012
- [4] Jonathan Rivnay et. al. "The Rise of Organic Bioelectronics," Chemistry of Materials Vol.26 pp.679-685, 2013
- [5] Dion Khodagholy et. al. "Highly Conformable Conducting Polymer Electrodes for In Vivo Recordings," Advanced Healthcare Materials Vol.23, pp. H268-272, 2011
- [6] Dion Khodagholy et. al. "In vivo recordings of brain activity using organic transistors," Nature Communications Vol.4, pp.1575, 2013
- [7] David Nilsson et. al. "Bi-stable and Dynamic Current Modulation in Electrochemical Organic Transistors," Advanced Materials Vol.14 pp.51-54, 2005
- [8] P. Bergveld et. al. "Fabrication of Silicon Nitride Ion Sensitive Field-Effect Transistor for pH Measurement and DNA Immobilization/Hybridization," Sensors and Actuators B Vol.88 pp.1, 2003

- [9] K. Diallo et. al. "Flexible pentacene ion sensitive field effect transistor with a hydrogenated silicon nitride surface treated Parylene top gate insulator," Applied Physics Letters Vol.93 pp.183305, 2008
- [10] Mark-Jan Spijkman et. al. "Dual-Gate Thin-Film Transistors, Integrated Circuits and Sensors," Advanced Materials Vol.23 pp.3231, 2011
- [11] T. Someya et. al. "Integration of Organic Field-Effect Transistors and Rubbery Pressure Sensors for Artificial Skin Applications," IEEE International Electron Devices Meeting, pp.203-206, 2003
- [12] H. Fuketa et. al. "1mm Thickness 64 channel Surface Electromyogram Measurement Sheet with 2V Organic Transistors for Prosthetic Hand Control," IEEE International Electron Devices Meeting, pp.104-105, 2013

## 필자소개



### 김민회

- 2006년 : 연세대학교 기계전자공학부 공학사
- 2013년 : 서울대학교 전기컴퓨터공학부 공학박사
- 2013년 ~ : 한밭대학교 창의융합학과 조교수
- 주관심분야 : 플렉서블 & 용액공정용 전자소자 및 회로, 차세대 디스플레이