

플렉서블 및 스트레처블 센서 기술 동향

이내응^{1,2,3} · 김도일¹ · 황병웅¹ · 배찬울¹ · 이한별¹

(성균관대학교 신소재공학과¹, 성균관대학교 나노과학기술학과², 성균관대학교 융합의과학과³)

1. 서 론

개인에 대한 서비스의 지능화가 가속화되고 있는 현대 사회의 산업적 변화추세를 감안할 때, 미래에는 개인의 상태와 환경 상태를 감지하여 개별적인 서비스를 제공하는 인간친화형 인터페이스를 기반으로 하는 스마트 전자 기기가 핵심적인 역할을 할 것으로 예상된다. 현재의 인터페이스 기술은 터치 센서 또는 음성인식에 기반을 둔 정보 입력장치 및 OLED, TFT-LCD 기반의 정보출력 장치가 하나의 인터페이스로 집적화된 형태가 중심이 되고 있는데, 미래의 휴먼인터페이스 장치는 터치 센서 뿐 아니라 움직임, 빛, 온도 등의 물리적 자극

또는 이온, 가스, 생체 분자 등의 화학적 자극에 감응하는 검지 소자(센서)들이 함께 개발되고 집적화되어 다중 모달 상호작용성(multi-modal interaction)을 구현하기 위한 연구가 활발히 진행되고 있으며 응용에 따라 다양한 집적 시스템이 개발 될 것으로 예상된다.

기존에 연구 개발되고 있는 스마트 기기용 인터페이스 장치는 서로 다른 검지기능을 가지는 다양한 센서 소자들이 경성 기판 상에 집적된 형태를 가지지만, 구글 글래스, 아이 워치, 갤럭시 기어 등 이미 상용화가 진행



그림 1. 미래형 인간친화형 인터페이스 개념도

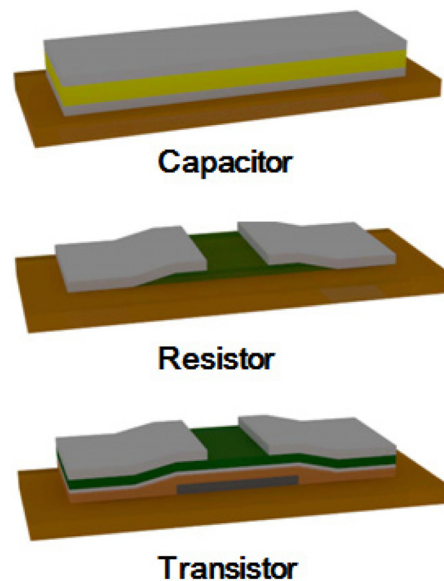


그림 2. 대표적인 검지 소자 플랫폼

중인 착용형 전자 기기의 개발 동향을 미루어 봤을 때, 미래형 휴먼 인터페이스의 경우 유연성, 신축성, 형태 변환성, 투명성 등의 다양한 새로운 기능성을 필요로 할 것으로 예측된다.

미래형 스마트 전자 기기에 적용될 수 있는 물리 검지 소자로서, 현재까지 다양한 종류의 유연성 또는 신축성 박막형 소자들이 개발되어 오고 있다.

대표적으로 도체 또는 반도체의 저항을 이용한 resistor 형, 절연체의 정전용량 변화 특성을 이용하는 capacitor 형, 전극의 저항변화, 게이트 절연체의 정전용량 변화 등을 활용하는 전계효과 트랜지스터(Field-Effect Transistor, FET)형 등이 있다. resistor 형과 capacitor 형의 경우, 제작 공정이 간편하다는 장점을 가지며, FET 구조는 제작 공정이 비교적 복잡한 반면 신호 증폭을 통한 검지 특성을 향상시킬 수 있으며 신호특성을 분석하여 검지원리를 좀 더 정확히 파악할 수 있는 장점을 가진다. 다시 말해, FET 이용 시, 작은 변화에 의해서도 출력 신호가 증폭되어 나타나기 때문에 앞서 설명한 두 형태에 비해 유리한 측면을 가진다. 최근에는 검지 소자의 초고감도 특성을 얻기 위한 방법으로, 박막형태의 압력 센서 소자에 나노 또는 마이크로 구조물을 적용하는 연구가 많이 진행되어오고 있다.

가스, vapor 등을 검지할 수 있는 유연성 및 신축성 화학 센서의 경우에는 물리센서 유사한 구조가 주로 개발되고 있다. 용액 내 이온이나 생체분자를 검출할 수 있는 유연성 또는 신축성 화학 및 생체분자 검지소자의 경우 주로 전기화학센서가 개발되고 있으나 물리센서 또는 가스센서에 비하여 연구가 초기단계에 있다고 볼 수 있다.

의 신체 리듬까지도 모니터링 할 수 있는 검지 소자가 연구 개발되고 있다. 특히, 검지 소자의 유연성을 동반하는 연구 또한 활발하게 진행되어 오면서, 플렉시블 디스플레이 또는 착용형 전자 기기의 발전에 많은 공헌을 할 것으로 기대된다.

유연성 물리 검지 소자의 센서 플랫폼에는 공정 시간을 단축시켜줄 수 있는 resistor 구조 또는 게이트(gate) 전압 인가를 통해 신호증폭이 가능한 트랜지스터 구조가 주로 적용되고 있다. 한편, 검지 소자를 구현하는 데에 있어서, 감도(sensitivity), 응답 속도(response time), 신뢰성(reliability) 등이 센서의 성능을 결정하는 주요 요소가 되는데, 이 같은 특성을 향상시키기 위해서는 재료의 선정, 재료의 구조, 소자 제작 공정 등이 고려되어야 한다. 최근에는 자극의 미세한 변화 감지를 통해 인체의 건강 상태 등을 모니터링 하는 데 필요한 ‘검지 소자의 감도 향상’이 큰 이슈가 되고 있으며, 많은 연구 그룹들이 고감도를 구현하기 위한 연구를 수행하고 있다. 고감도를 구현하기 위한 방법으로는 1D 나노 와이어(nano-wire), 2D 나노 쉬트(nano-sheet) 등의 나노 구조 또는 3D 피라미드 형태 등의 마이크로 구조가 이용되고 있다. 이와 같은 소재를 적용하면, 작은 물리적 자극에도 큰 저항 변화를 유발시켜 감도를 향상시킬 수 있다. 나노 구조 소재의 대표적인 예로써, 본 연구실에서는 2차원 나노 소재 중 하나인 환원된 산화 그래핀(reduced graphene oxide)을 적용하는 연구를 수행하고 있다. 환원된 산화 그래핀은 단결정 그래핀과는 달리 수많은 나노쉬트들 간의 연결로 박막이 구성되어 있는데, 물리적 자극 발생 시 그들 사이의 결합 면에서 일어나는 접촉 면적이나 접촉저항이 바뀌는 현상에

2. 물리 검지 소자

2.1. 유연성 물리 검지 소자

압력, 온도, 빛, 변형 등의 물리적 자극을 감지하는 검지 소자의 경우, 각 자극에 대한 넓은 범위의 변화 정도를 직접적으로 검출하는 단계에서부터 간접적인 검지 효과를 동시에 가지는 수준까지 다양한 연구가 수행되고 있다. 예를 들어, 최근에 아주 미세한 변화까지 검출할 수 있는 초고감도 센서 구현이 가능해짐으로써 인간

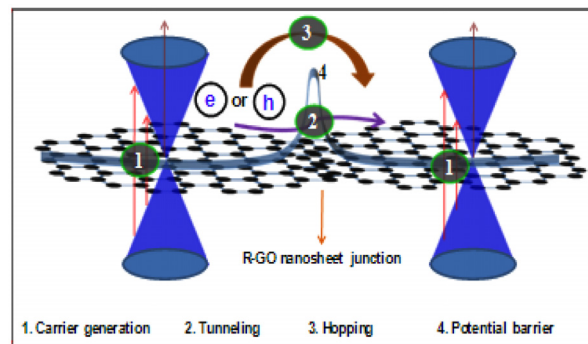


그림 3. 환원된 산화 그래핀의 전하 수송 메커니즘

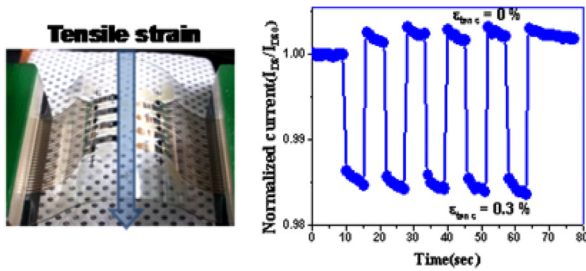


그림 4. 인장 스트레인에 따른 환원된 산화 그래핀 기반 검지 소자의 전류 변화

의해 전도도가 변하게 된다. 환원된 산화 그래핀은 [그림 3]에 도식화 되어 있는 것처럼 나노쉬트 간의 독특한 전하 수송 메커니즘을 가짐으로써, 온도와 변형에 매우 민감한 성질을 보인다. 즉, 변형 인가 시 접촉면적의 변화, 온도변화 시 전하수송 장벽의 변화 등이 큰 저항 변화를 유도하고 이를 기반으로 고감도 물리 검지 소자의 구현을 가능하게 한다. [그림 4]는 환원된 산화 그래핀을 채널층으로 사용하여 제작된 전계효과 트랜지스터형 검지 소자의 변형 측정 예를 보여준다.

이 밖에도 CNT, Ag, Au 등의 1차원 나노튜브나 와이어를 이용한 고감도 스트레인 검지 소자 연구가 보고 되어 왔다. 최근에는 인간의 신체 리듬 모니터링을 목적으로 하는 초고감도 물리 검지 소자의 연구가 많이 진행되고 있는데, 예를 들어 인간의 움직임, 맥박, 온도 변화 등을 감지하는 연구가 활발하게 수행되고 있다. 이와 같은 소자는 피부에 부착해서 사용되기 때문에 유연성을 넘어 피부와 유사한 30% 변형을 정도에서도 안정하게 작동할 수 있도록 기계적 신축성을 확보하는 것이 중요하다 할 수 있다.

2.2. 신축성 물리 검지 소자

앞서 언급한 바와 같이, 인체의 건강 상태를 실시간으로 모니터링하기 위한 피부 부착형 물리 검지 소자의 개발에 있어 신축성의 확보가 필수적이라 할 수 있는데, 이를 위한 연구가 최근 들어 활발하게 이루어지고 있다. 신축성 검지 소자를 구현하기 위한 방법에는 재료적 접근법과 구조적 접근법으로 나눌 수 있는데, 전자는 본질적으로 신축성을 갖는 압저항 소재(intrinsically stretchable piezoresistive material)를 적용하는 방법이고, 후자는 신축성 구조 설계를 통해 무기물 기반의

수십 나노미터 수준의 두께를 갖는 압저항성 나노리본 재료가 스트레인에 잘 견딜 수 있게끔 만들어주는 접근 방식이다.

먼저, 신축성 압저항 소재를 제조하는 방법으로는 신축성을 갖는 탄성중합체에 압저항성 전도체를 혼합하는 방법이 주로 이용된다. 예를 들어, 우수한 압저항성을 가지는 전도성 고분자 중 하나인 PEDOT/PSS를 대표적인 탄성중합체 PU(Polyurethane)와 합성하여, 신축성과 압저항성을 동시에 가지는 압저항 소재를 제조할 수 있다. 한편 유연성이 없는 무기물 기반의 소재를 기반으로 신축성을 확보하기 위한 구조적 접근법의 한 가지 예로서, [그림 5]와 같이 미리 기판을 늘린 후 (pre-stretching) 신축성 기판 상에 검지 소재를 코팅하거나 전사 후 다시 놓아 줌으로써 처음 늘린 만큼의 변형을 이하에서는 크랙(crack) 등의 재료적 결함 없이 검지 특성을 유지시켜 줄 수 있는 방법이다.

뿐만 아니라, 부착형 물리 검지 소자 구현에 있어서, wavy 구조, 피라미드 구조 등 신축성을 확보하기 위한 다양한 마이크로 구조의 활용에 연구가 수행되고 있으며, 이와 관련된 연구 그룹별 물리 검지 소자 연구 동향을 [표 1]에 정리하였다.

피부 부착형 신축성 물리 검지 소자의 경우, 신축성 뿐만 아니라 인체의 미세한 생리변수 변화를 검지하기 위한 초고감도 확보를 목표로 하는 연구도 함께 이루어지고 있는데, 한 가지 예를 들자면 3차원 피라미드

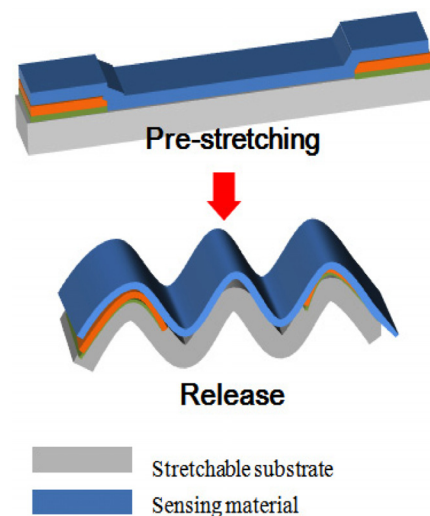


그림 5. Pre-stretching법을 이용한 신축성 구조 형성법

표 1. 연구 그룹별 물리 검지 소자 연구 동향

연구 그룹	검출 물리량	검지 소재	측정 방식	형태
Z. Bao (Stanford)	맥박	PDMS 게이트 절연체	FET	신축성
Jong-Jin Park (SAIT)	맥박	PEDOT:PSS/PU composite	resistor	신축성
W. Cheng (Monashh U.)	맥박	AuNW	resistor	신축성
Z. Bao (Stanford)	피부 온도	유/무기 복합체	resistor	유연성
J. A. Rogers (U.of Illinois)	피부 온도	Au	resistor	신축성
N.-E. Lee (SKKU)	피부 온도	환원된 산화 그래핀	FET	유연성
K. Hata (AIST)	움직임	SWCNT	resistor	신축성
N.-E. Lee (SKKU)	움직임	환원된 산화 그래핀	FET	유연성

구조를 이용하는 것이다. 피라미드 형태의 탄소중합체를 전계효과 트랜지스터의 절연층으로 적용할 시, 작은 압력에도 높은 두께 변화를 유발시킴으로써 초고감도를 창출해낼 수 있다. 또한, 피라미드 구조 위에 압저항성을 가지는 물질을 코팅하게 되면, 기존의 필름 형태에 비해 높은 저항 변화를 이끌어 낼 수 있다. 이와 같은 형태로 제작된 물리 검지 소자는 수십 파스칼(Pa) 정도의 아주 미세한 인가 압력에도 민감하게 반응하여, 인간의 맥박 측정도 가능한 응용성을 가진다. 이 밖에도, 나노 와이어, 나노 섬유 등을 이용한 초고감도 구형 연구가 다양하게 이루어지고 있다.

3. 화학 검지 소자

3.1. 유연성 화학 검지 소자

미래 사회의 인간친화형 스마트 전자 기기는 인간의 맥박, 온도, 움직임 뿐 만 아니라 특정 공간에서 유해 물질(독성 gas 등)의 접근을 감지하거나, 인체 피부의 화학적 상태 변화를 모니터링 할 수 있는 기능도 함께 보유할 것으로 예상되고 있다. 이와 같은 응용성을 바탕으로 하는 유연성 화학 검지 소자는 차세대 인터페이스 장치의 대표적인 예라고 할 수 있는 착용형 전자 기기에 용이하게 적용될 수 있을 것이다. 화학 검지 소자는

크게는 가스(gas) 검지 소자와 이온(ion) 검지 소자로 구분될 수 있다. 가스 검지 소자는 말 그대로 대기 중에 존재하는 특정 가스를 검출해내는 소자이며, 이온 검지 소자는 나트륨, 암모늄과 같은 이온을 검출하는 검지 소자이다. 가스 센서의 경우 기체 분자의 흡착 시 저항 변화를 모니터링 하는 resistor 형 또는 FET 형이 주로 연구 개발 되어오고 있다. 한편, 유연성 이온 검지 소자의 경우, 이온을 포함하는 용액이 검출부에 직접적으로 닿기 때문에 amperometry, potentiometry 등의 전기화학 측정법이 주로 이용되고 있다.

유연성 화학 검지 소자의 개발에 있어서도, 역시 감도를 향상시키기 위한 연구가 활발히 수행되고 있는데, 고감도를 확보하기 위한 방법에는 우선적으로 소재의 선정이 매우 중요하다. 화학 센서는 검지 소재의 표면적이 넓을수록 높은 신호강도 및 민감도를 예상할 수 있는데, 그 이유는 비표면적이 넓으면 그만큼 많은 양의 기체 분자 또는 이온들의 반응을 이끌어낼 수 있기 때문이다. 최근에 보고되고 있는 유연성 가스 검지 소자에

표 2. 연구 그룹별 화학 검지 소자 연구 동향

연구 그룹	검출 타깃분자	검지 소재	측정 방식	형태
S. K. Monahar	Cl ₂	CNT	resistor	유연성
G. S. Duesberg	NH ₃	SWCNT	resistor	유연성
K.Mitsubayashi	O ₂	Pt	amperometry	유연성
W.-D. Huang	H ⁺ (pH)	IrO _x	potentiometry	유연성
F. J. Andrade	H ⁺ (pH)	CNT ink	potentiometry	신축성
J. Wang	H ⁺ (pH)	폴리 아닐린	potentiometry	신축성
J. Wang	H ⁺ (pH)	폴리 아닐린	potentiometry	신축성
B. Schazmann	Na ⁺	PVC tubing	potentiometry	유연성
J. Wang	Na ⁺	탄소전극+PVC ¹⁾	potentiometry	신축성
F. J. Andrade	NH ₄ ⁺	CNT ink	potentiometry	신축성
J. Wang	NH ₄ ⁺	탄소전극+2-nitrophenyl octyl ether(o-NPOE) ²⁾	potentiometry	신축성

¹⁾ 1 mg sodium ionophore X, 0.55 mg Na-TFPB, 33 mg PVC, and 65.45 mg DOS dissolved in 660 μL of nitrogen-purged THF

²⁾ 0.2 wt% of nonactin, 69.0 wt% of 2-nitrophenyl octyl ether(o-NPOE) and 30.8 wt% of poly(vinyl chloride)

는 MWCNT, SWCNT, 나노 와이어, 나노 섬유 등 비 표면적이 넓은 나노구조체를 적용한 연구가 많이 수행되고 있다. 한편, 이온 검지 소자의 경우, 유연성 금속 또는 카본 전극 형성 후 다른 나노구조체를 이용한 개질을 통하여 높은 반응 속도와 우수한 내구성을 가지는 검지 소재를 유연성 기판 상에 형성하여 유연성 이온 검지 소자를 제조하는 노력이 이루어지고 있다.

3.2. 신축성 화학 검지 소자

최근 인체의 피부 또는 장기표면에 부착이 되어 다양한 생리변수나 생화학 물질을 검출하는 연구들이 시도되고 있다. 특히 피부표면에 부착할 수 있어 피부로부터 배출되는 땀 샘플에서 H^+ , Na^+ , NH_4^+ 이온 등을 검출할 수 있는 신축성 화학센서가 UC San Diego의 Wang 교수 그룹으로부터 보고된바 있다. CNT 등의 나노구조체와 전도성 폴리머 복합체의 작업전극을 활용한 전기화학 센서, 그리고 Ag/AgCl 기준전극과 선택적 이온투과성 멤브레인을 금속전극 상에 프린팅 방법으로 형성시킨 신축성 작업전극을 활용한 신축성 화학 센서가 보고된 바 있다. 향후 신축성 센서소자 또는 어레이의 피부 접착성 향상, 움직임에 의한 신호간섭 배제, 이중 화학센서의 집적화, 피부와 유사한 신축성 확보, 기타 에너지 및 통신소자와의 집적화 기술 등 상용화를 위한 요소기술 및 집적 시스템 개발에 대한 연구가 진행될 것으로 예상된다.

4. 생체분자 검지 소자

4.1. 유연성 생체분자 검지 소자

인체에 이상이 생겼을 경우 혈액 등 체액 내의 이온농도도 변화하지만, 배출되는 체액 내에 단백질 등의 다양한 질병관련 바이오마커 들이 배출하게 되고 이와 같은 바이오마커를 검지함으로써 특정 질병에 대하여 예방 및 진단이 가능하므로 향후 모바일 헬스케어 및 예방의학 분야에서 중요한 역할을 할 것으로 기대가 되고 있다.

유연성 단백질 검지소자로서 전기화학 센서가 가장 많이 개발되고 있다. 특히 효소-기질 반응에 기반으로 하는 효소센서와 항원-항체 면역반응을 이용한 면역센서가 있다. 효소센서는 표 3에서 보듯이 glucose 등의

표 3. 연구그룹별 생체분자 검지소자 연구 동향

연구 그룹	검출 대상	프로브분자	측정 방식	형태
B. A. Parviz	Glucose	Glucose oxidase	amperometry	유연성
J. Wang	Glucose	Glucose oxidase	amperometry	유연성
J. Wang	Lactate	Lactate oxidase	amperometry	신축성
B. A. Parviz	Lactate	Lactate oxidase	amperometry	유연성
Y. Cui	Lactate	Lactate oxidase	amperometry	유연성
J. Wang	Lactate	Lactate oxidase	amperometry	유연성
M. C. McAlpine	Bacteria	Glass membrane	potentiometry	유연성

효소를 검출용 프로브분자로 이용하여 타겟분자(기질)와 효소반응 시 부산물로 발생하는 이온을 검출하는 간접 검출방법을 사용한다. 예로써 1차 부산물이 H^+ 이온이 생성되고 이에 의한 pH 변화를 측정하거나 1차 효소반응에서 발생한 부산물이 이온의 형태가 아닐 경우, 2종류의 효소를 혼합사용하여 2차 효소반응에서 이온을 생성시켜 이온센서와 같은 원리로 표면전위 변화를 측정하는 전기화학적 측정(potentiometry) 방법이 많이 연구되고 있다.

면역센서는 항체를 프로브분자로 사용하여 항원과 같은 타겟 분자(항원)와 선택적으로 결합함으로써 수용액 내에서 타겟 분자가 가지는 전하량에 따라 발생하는 센서 감지부의 표면전위 변화를 측정하는 방법이 주로 연구되고 있다. 또는 면역반응에 따른 임피던스 또는 전류의 변화를 측정하는 다양한 전기화학적 측정 방법(voltammetry, amperometry, impedometry 등)이 활용되고 있다.

생체분자 검지 소자 개발 시 민감도, 선택성, 안정성, 신뢰성 및 재현성의 확보가 매우 중요하다. 위의 5가지 기능을 유지하며 유연성 기판에 생체분자 검지소자를 구현하는 것은 매우 어렵다. 유연기판의 물리적 변형 시에 발생하는 노이즈나 간섭 시그널이 검지 결과에 악영향을 주는 것을 피하기 힘들다. 공정상의 어려움 또한 감지특성 유지에 걸림돌이 되고 있다. 예로써 센서 구조 제작 및 생체분자 검출용 프로브분자 고정화에 있어 유기용매 사용이 요구되는 경우 플라스틱 기판의 화학적

항성이 중요한 문제가 된다.

4.2. 신축성 생체분자 검지 소자

최근 피부에 부착할 있는 생체분자 검지소자의 개발에 대한 관심이 높아지고 있다. 이유는 체내 이식형에 비하여 비삽입형이라는 장점이 있으며, 센서소자의 표면이 피부표면에 접촉이 되어 입는형에 비하여 신호품질이 우수하다는 장점이 있다. 인체의 피부에서 배출되는 땀에는 다양한 대사체가 포함되어 있다. [표 3]에서 보듯이 Wang 그룹은 피부에서 배출되는 땀 샘플내의 lactate 농도를 측정결과를 보고한바 있다. 아직 이 분야에 대한 연구는 시작단계에 불과하지만 향후 피부에 부착이 가능한 생체분자 센서에 관한 연구가 활발히 이루어 질 것으로 예상된다. 부착형 화학센서와 마찬가지로 신축성 확보, 움직임에 의한 간섭신호 배제, 이중 화학 및 물리센서와의 집적화, 에너지 및 통신소자와 집적화 시스템 개발 등이 상용화를 위한 중요한 개발 방향이라 할 수 있다.

5. 이중 검지 소자 집적 어레이

5.1. 유연성 이중 검지 소자 집적 어레이

인체의 건강 상태 등을 모니터링하는 인간 친화형 스마트 전자 기기의 개발에 있어, 각각의 다른 검지 기능을 가지는 소자를 개발하는 것도 중요하나, 여러 가지 센서 소자가 하나의 스마트 전자 기기에 함께 구성되어야 하는 것을 감안했을 때, 서로 다른 기능을 갖는 검지 소자들을 하나의 기판 상에 집적화(integration)하고 각각의 검지 기능을 동시에 구현하는 것 또한 인간 친화형 스마트 전자 기기의 상용화를 위해 반드시 해결해야 할 매우 중요한 과제라고 할 수 있다. 지금까지 유연성 기판 상에 서로 다른 검지 소자를 집적하는 연구가 주로 보고되어 왔다.

그러나 각각의 소자를 하나의 유연성 기판 상에 구현하는 데에 있어 몇 가지 문제점이 따르는데, 먼저 서로 다른 종류의 센서 소자를 하나의 기판 상에 구현하는 데에서 오는 패터닝(patterning) 방법의 문제이다. 검지 소자들은 각각 다른 소재들로 구성되어 있기 때문에 그

것들을 한 번에 제작하기 위해서 공정 시간이 몇 배로 늘어나는 문제도 존재한다.

이러한 문제를 해결하기 위하여 본 연구팀에서는 최근에 이중 검지 소자 어레이의 한 예로써 하나의 검지 소자가 두 가지 이상의 검지 기능을 동시에 나타내는 다중 모달(multi-modal) 검지 소자 어레이를 구현하였으며, 관련된 연구 결과를 논문을 통해 보고한 바 있다 [표 4]. 검지 소자 플랫폼 중 하나인 FET 구조에 강유전성을 가지는 기능성 절연체 소재를 이용하여 검지 소자를 제작한 다음, 본 연구팀에서 고안한 AC bias 측정법과 matrix 법을 통한 신호 분리 기술을 적용하여 유연성 멀티 모달 이중 검지 소자 집적 어레이를 구현하고 보고한바 있다[그림 6].

5.2. 신축성 이중 검지 소자 집적 어레이

피부 부착형 또는 착용형 전자 기기의 개발을 위해서는 유연성을 넘어 신축성을 가지는 이중 검지 소자 집적 어레이의 구현이 필수적이라 할 수 있다. 단일 자극에 대한 검지 기능을 가지는 신축성 검지 소자에 관한 연구는 이미 많이 수행되어 왔으나, 다양한 자극에 감응

표 4. 이중 검지소자 어레이 연구 동향

연구 그룹	sensing target	검지소재	측정 방식	형태
T.Someya	압력, 온도	유기 반도체	FET, diode	유연성
N.-E. Lee	압력, 온도, 스트레인	유무기 복합절연체, 유기반도체	FET	유연성
J. A. Rogers	Hydration, 압력, 스트레인, 온도	무기 반도체 및 금속	capacitor, resistor	신축성

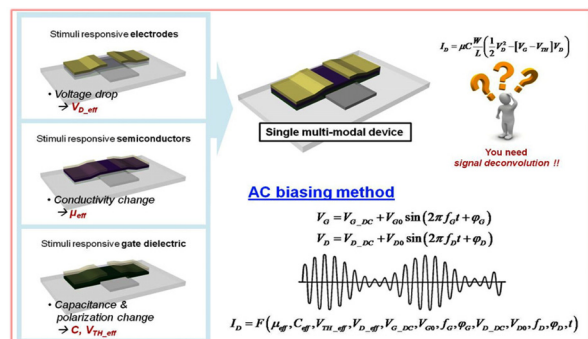


그림 6. AC bias 측정법을 이용한 이중 검지 소자의 다중모달 신호검지 기술

신축성 이종 검지 소자 어레이에 대한 연구는 아직 초기 단계라 할 수 있다.

서로 다른 검지 기능을 갖는 각각의 소자들을 하나의 신축성 기관 상에 집적한 후 이들의 검지 기능을 동시에 구현한다면, 인체의 온도, 맥박 등의 물리적인 변화 뿐 만 아니라 질병의 유무 및 질병의 전이 정도 등의 생화학적인 변화까지 실시간으로 모니터링이 가능하게끔 할 수 있다. 이와 같은 기능을 기반으로 하는 스마트 전자 기기의 개발은 현대 사회에서 심각한 문제로 대두되고 있는 인구의 고령화 현상에 있어, 독거노인의 건강 상태를 집에서 실시간으로 체크하는 것을 가능하게 하는 등 모바일 기기와 연동된 다양한 인체 부착형 시스템의 개발을 필요로 하고 있다.

6. 결 론

현재 착용형 전자기기가 활발히 개발되고 있어 다양한 유연성 또는 신축성 물리, 화학, 생체분자 센서, 그리고 이들 이종센서가 함께 집적화된 센서 집적 시스템에 대한 개발이 필요하다. 현재 단계는 밴드, 위치 등 착용형 시스템이 주로 개발되고 있어 기존 소형 실리콘 기반의 센서기술이 적용되고 있다. 향후 착용형 뿐 아니라 인체의 피부 등에 부착될 수 있는 새로운 기능성을 갖는 이종 센서 집적 시스템이 개발된다면 예방의학, 휴먼 모니터링 등의 분야에 기여할 수 있을 것으로 기대된다. 이를 위해 안정적 신호검출이 가능하면서 기계적 유연성 또는 신축성을 갖는 다양한 센서기술, 그리고 에너지 하베스팅 및 저장기술, 데이터 송수신 소자 등이 함께 집적화할 수 있는 기술 개발 등이 필요하다. 이를 통해 우리나라의 과학 기술의 발전뿐만 아니라, 상당한 경제적 및 사회적 기대 효과를 지닐 것으로 예상된다.

참고문헌

[1] T. Q. Trung et al., *Adv. Mater.*, **24**, 5254 (2012)
 [2] T. Q. Trung et al., *Adv. Funct. Mater.*, **24**, 117 (2014)
 [3] C.-L. Choong et al., *Adv. Mater.*, **26**, 3451 (2014)
 [4] S. Gong et al., *Nat. Commun.*, **5**, 3132 (2014)

[5] J. Jeon et al., *Adv. Mater.*, **25**, 850 (2013)
 [6] T. Yamada et al., *Nat. Nanotech.*, **6**, 296 (2011)
 [7] G. Schwartz et al., *Nat. Commun.*, **4**, 1859 (2013)
 [8] Y. Hattori et al., *Adv. Mater.* in press (2014)
 [9] S. Ammu et al., *J. Am. Chem. Soc.*, **134**, 4553 (2012)
 [10] K. Lee et al., *Sensors and Actuators B* **188**, 571 (2013)
 [11] S. Iguchi et al., *Sensors and Actuators B: Chemical* **108**, 733 (2005)
 [12] W. Huang et al., *Sensors and Actuators A: Physical* **169**, 1 (2011)
 [13] T. Guinovart et al., *Analyst* **138**, 5208 (2013)
 [14] Amay J. Bandodkar et al., *Analyst* **138**, 123 (2013)
 [15] T. Guinovart et al., *Electroanalysis* **26**, 1345 (2014)
 [16] B. Schazmann et al., *Anal. Methods* **2**, 342 (2010)
 [17] A. J. Bandodkar et al., *Biosensors and Bioelectronics* **54**, 603-609 (2014)
 [18] T. Guinovart et al., *Analyst* **138**, 5208 (2013)
 [19] T. Guinovart et al., *Analyst* **138**, 7031 (2013)
 [20] W. Jia et al., *Anal. chem.*, **85**, 6553-6560 (2013)
 [21] N. Thomas, I. Lahdesmaki, B.A. Parviz, *Sensor and Actuators B* **162**, 128-134 (2012)
 [22] P. Labroo, Y. Cui, *Biosensors and Bioelectronics* **41**, 852-856 (2013)
 [23] J. Kim et al., *Analyst* **139**, 1632-1636 (2014)
 [24] H. Yao et al., *Biosensors and Bioelectronics* **26**, 3290-3296 (2011)
 [25] M. Chuang et al., *Talanta* **81**, 15-19 (2010)
 [26] M.S. Mannoor, M.C. McAlpine, *Nat. commun.*, **3**, 763 (2012)

저 자 약 력

이 내 응



- 2010. 4. - 현재: 성균관대학교 신소재공학과 교수
- 2004. 4. - 2013. 3.: 성균관대학교 신소재공학과 부교수
- 1998. 3. - 2004. 3.: 성균관대학교 신소재공학과 조교수
- 1996. 3. - 1998. 2.: 램 리서치 (Lam Research Co., USA) 수석 연구원
- 1996. 5.: University of Illinois at Urbana-Champaign, 공학박사

- 1988. 2.: 서울대학교 금속공학과, 공학석사
- 1986. 2.: 서울대학교 금속공학과 공학사
- 관심분야: 스트레처블 및 플렉시블 전자소자, 나노기반 물리 및 생화학 센서, 나노바이오 소재 및 응용기술