

나노복합 하이드로젤 기반 압력 센서의 제작 및 응용

Fabrications and Applications of Nanocomposite Hydrogel-based Pressure Sensors

안교진 · 김연수 | Kyojin Ahn · Younsoo Kim

Department of Materials Science and Engineering, Pohang University of Science and Technology (POSTECH),
77 Cheongam-Ro, Nam-Gu, Pohang, Gyeongbuk 37673, Korea
E-mail: ysookim@postech.ac.kr

1. 서론

기술의 발전과 초고속 통신 네트워크의 시대가 열림과 동시에 스마트 디바이스의 보급이 증가하고 자연스럽게 빅데이터 시대가 다가왔다. 정보의 양이 증가됨에 따라 이전에는 쉽게 다가 올 수 없었던 많은 정보들의 측정과 분석에 이목이 집중되고 있다. 그에 따라, 전 세계적으로 헬스케어 관심이 증가하고 스마트 디바이스의 사용자가 실시간으로 미세한 변화까지 감지할 수 있는 웨어러블 디바이스의 보급이 가속화되고 있다. 웨어러블 디바이스들은 사람의 피부와 직접적으로 맞닿아 있으므로 변형이 잘 되는 웨어러블 디바이스의 수요는 자연스럽게 증가하고 있다. 또한, 웨어러블 디바이스에서 처리된 생체 신호에 대한 데이터를 시각적으로 인식하고 간편하게 휴대할 수 있는 플렉서블 디스플레이의 수요 또한 증가되고 있는 실정이다. 헬스케어 분야에서 압력 센서는 걸을 때 가해지는 큰 압력부터 심장 박동과 같은 미세한 압력까지 다양한 신체의 정보를 감지하는 중요한 역할을 한다. 기존의 단단하고 유연성이 없으며 딱딱한 재질의 회로 기판이 함께 장착된 센서는 신체에 밀착될 경우 이질감을 느낄 수 있으므로, 이러한 점을 보완하기 위해 유연하고 가벼운 연성 재료를 기반으로 한 고감도의 유연 센서가 많이 개발되고 있다.

고분자 연성 재료의 일종인 하이드로젤은 친수성(hydrophilic) 고분자가 3차원 네트워크를 이루고 그 안에 다량의 물 분자가 강한 수소결합을 이루고 있어 90% 이상이 물로 이루어져 있다. 나노복합 하이드로젤은 기존의 하이드로젤 내부에 탄소나노튜브(carbon nanotube),¹ 흑연 산화물(graphene oxide),² 육방정 붕화질소(hexagonal boron nitride),³ 점토(clay, laponite)^{4,5}와 같은 나노재료를 넣어 기계적 물성을 한 단계 향상시키고 동시에 나노재료가 가지는 특수한 성질이 발현되게 만든 하이드로젤이다. 이러한 나노복합 하이드로젤은 탄성 중합체(elastomer)보다 기계적 물성 및 유연성이 우수하다. 또한, 재료의 특성에 따라, 생체적합성과 자기 치유 효과도 나타낼 수 있어 플렉서블 디바이스의 기판으로서 향후 무한한 응용 잠재력을 가지고 있다. 전기 신호를 전달 할 수 있는 나노복합 하이드로젤을 기반으로 제작된 변형 및 압력 센서는 우수한 변형률과 뛰어난 감도로 인해 최근 집중적으로 연구가 진행되고 있다.^{6,7}

Author



안교진

2020

2020-현재

경북대학교 신소재공학부
전자재료공학과 (학사)
포항공과대학교 신소재공학과
(석박사 통합과정)



김연수

2009

2011

2011-2012

2015

2015-2017

2017-현재

이화여자대학교 화학나노과학과 (학사)
이화여자대학교 화학나노과학과 (석사)
이화여자대학교 화학나노과학과 (연구원)
도쿄대학교 화학생명공학과 (박사)
도쿄대학교 화학생명공학과
(박사후연구원)
포항공과대학교 신소재공학과 조교수

본 총설에서는 압력 감지 유형에 따라 압력 센서를 분류하여 작동 원리와 제작 방법을 소개하고 그 응용 방안과 동향을 설명하고자 한다(그림 1).

2. 본론

2.1 전기용량 감지 기반 하이드로젤 압력 센서

전기용량 감지 기반 하이드로젤 압력 센서는 아래의 식에 근거하여 압력의 변화에 따른 전기용량의 변화를 감지한

다.⁸ ϵ 은 유전체 층의 유전 상수이며, k 는 정전기 상수이기에 압력의 변화와 무관하다.

$$C = \epsilon A / 4\pi k d \quad \text{식 (1)}$$

동일한 소자로 구성된 압력 센서의 전기용량은 전도판 사이의 거리 d 와 소자의 면적인 A 에 의해 변화한다. 압력이 가해지면 d 가 감소하고 그로 인해 A 가 커져 전기용량이 증가되는 정도를 측정하는 것이 전기용량 감지 기반 압력 센서의 원리이다. 소자의 높은 압축성은 압력 센서에서의 감도를 높지게 된다.

전기용량 감지 기반 하이드로젤 압력센서의 제작 및 측정은 두 나노복합 하이드로젤 사이에 유전체 층을 사이에 넣고 양 하이드로젤 끝에 전선을 연결하여 압력 센서로서의 성능 평가를 진행하게 된다.

최근 비정질 탄산칼슘(amorphous calcium carbonate, ACC)을 나노재료로 사용하여 만들어진 하이드로젤 압력 센서가 보고된 바 있다.⁹ 폴리 아크릴산(poly acrylic acid, PAA)과 알지네이트(alginate)를 비정질 탄산칼슘과 물리적으로 가교하여 하이드로젤을 만들었으며, 제작된 나노복합 하이드로젤은 신축성과 생체적합성이 뛰어나고 자기 치유 효과가 나타났다. 0.1 M의 탄산나트륨 수용액과 0.08 wt%의 알지네이트 혼합물에 0.1 M의 염화칼슘 수용액과 0.1 M 폴리 아크릴산 혼합물을 첨가하여 탄산이온과 칼슘이온의 결정화를 유도하였다(그림 2a). 그 결과, 만들어진 나노사이즈의 탄산칼슘은 폴리 아크릴산과 물리적 가교를 유도하였고 남

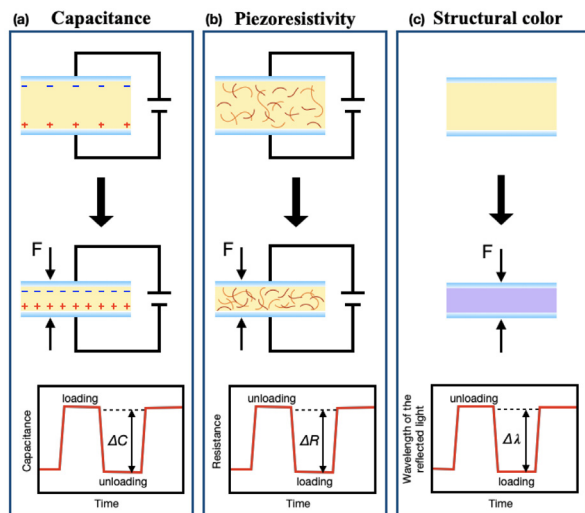


그림 1. 압력 감지 유형에 따른 나노복합 하이드로젤의 작동 원리 및 압력 측정 데이터에 관한 모식도.

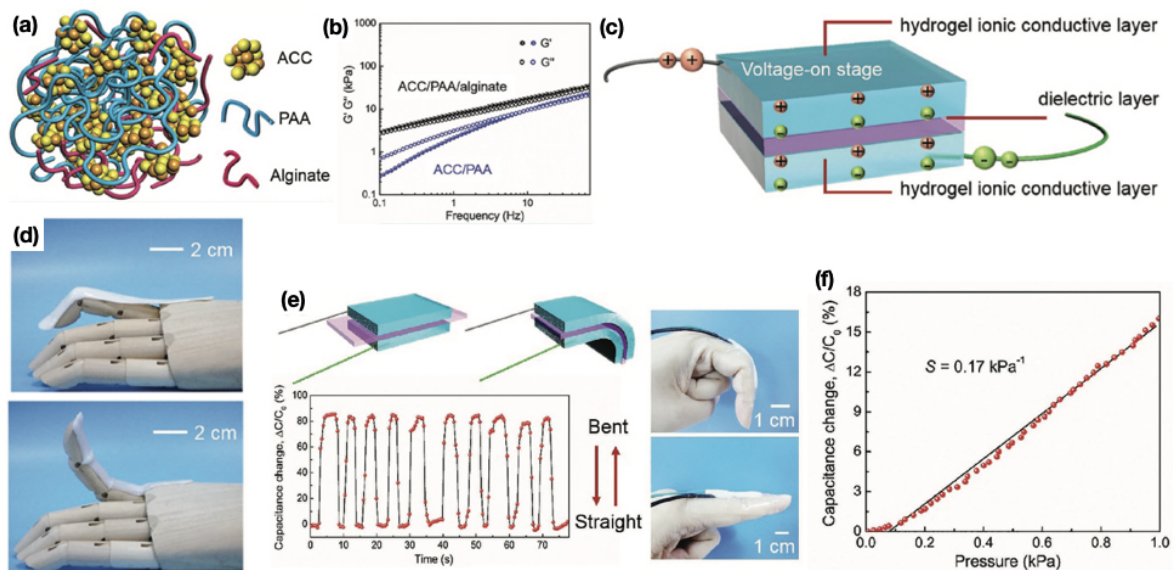


그림 2. (a) 비정질 탄산칼슘을 나노재료로 사용한 하이드로젤의 구성 요소 그림, (b) 알지네이트의 유무에 따른 하이드로젤의 레올로지 특성 평가 비교, (c) 나노복합 하이드로젤 기반 압력센서의 구성 요소 및 개략도, (d) 큰 변형에 대한 나노복합 하이드로젤의 부착성 테스트, (e) 폴리에틸렌 유전체층을 사용하여 만들어진 나노복합 하이드로젤 압력센서의 응용 예시, (f) 비정질 탄산칼슘 기반 하이드로젤의 압력 대비 커패시턴스의 변화량과 압력 민감도.

은 칼슘이온이 알지네이트와 킬레이트화(chelation)하여 나노복합 하이드로젤을 얻을 수 있었다. 알지네이트는 폴리 아크릴산 보다 칼슘 이온과 킬레이트화가 더 잘 일어났고 강한 물리적 가교가 하이드로젤의 탄성에 기여하였다. 이는 레올로지 특성 평가에서 여러 주파수대에도 항상 저장 탄성률(G')이 손실 탄성률(G'')보다 높은 것으로 확인할 수 있었고 세포 생존도와 자기 치유 효과는 각각 세포 분화와 레올로지 특성 평가로 확인되었다(그림 2b).

제작된 압력 센서는 부착된 부위가 역동적으로 움직여도 잘 부착되어 있었고 손가락의 구부름, 성대의 움직임, 그리고 혈압 변화를 감도 높게 측정할 수 있었다(그림 2c-e). 압력 센서로의 특성평가에서는 1 kPa까지 선형적인 상대적 전기용량 변화(relative capacitance change)를 보이며 압력 민감도(pressure sensitivity)는 0.17 kPa^{-1} 로 측정되었다(그림 2f). 우수한 압력 민감도를 나타낸 이유는 비정질 탄산칼슘과 폴리 아크릴산, 알지네이트가 조화를 이루며 점탄성이 최적화되었기 때문으로 판단된다. 탄성이 너무 크면 변형이 어렵고, 반대로 점성이 너무 크면 가해진 변형의 회복이 어려워져 압력 센서의 압력 민감도가 감소하게 된다.

또 다른 그룹에서는 탄소나노튜브(MCNTs)와 카본 블랙(carbon black, MCB), 박테리아 셀룰로오스(bacterial cellulose, BC)를 사용하여 다양한 압력을 감지하고 내구성이 우수한 압력 센서를 제작하였다.¹⁰ 탄소나노튜브는 sp^2 혼성 탄소 원자들로 인하여 매우 높은 전기전도도를 나타내며 기계적 물성 또한 우수하다. 따라서 나노재료로서 첨가된 탄소나노튜브와 카본 블랙은 압력 센서의 전기적 신호의 세기를 향상시키고 재료의 기계적 물성 또한 강화시킬 수 있다. 미생물에 의해 생성되는 박테리아 셀룰로오스는 섬유 구조로 인해 재료의 기계적 물성을 강화시키고 생체적합성을 우수하게

한다. 하이드로젤 지지체는 폴리 비닐알코올(poly vinylalcohol, PVA)과 알지네이트(SA)를 사용하였고 두 전도성 물질인 탄소나노튜브와 카본 블랙은 산 처리를 한다. 산 처리의 이유는 표면에 하이드록시기와 카복시기를 형성하여 친수성이 증가된 상태를 만들고 그로 인해 지지체들과의 수소결합을 용이하게 하기 위해서이다. 모든 첨가물을 염화 칼슘 용액에 용해하여 냉동과 해동을 반복하며 하이드로젤을 제작하였다(그림 3a). 이때, 염화 칼슘은 알지네이트의 젤화를 유도하고, 반복적인 냉동과 해동 과정은 폴리 비닐알코올의 젤화를 유도한다. 나노재료로 사용된 탄소나노튜브와 카본 블랙은 지속적인 변형에 의해 서로 간의 거리가 달라지고 그 거리의 변화가 전기 용량의 변화를 발생시킨다.

나노복합 하이드로젤의 인장 실험에서 200%의 변형에도 재료가 파괴되지 않았으며, 100%, 150%, 200%의 인장 변형에서도 소성 변형 또한 일어나지 않은 것으로 보아 기계적으로 안정한 하이드로젤임을 보여주었다. 재료의 기계적 물성 강화에 초점을 둔 나노복합 하이드로젤은 압력을 감지할 수 있는 영역의 범위가 넓어졌기 때문에 압력 센서의 적용 대상이 매우 다양해졌다. 손가락을 구부릴 때의 각도 변화와 걸을 때 발이 느끼는 압력 등 미세한 압력부터 큰 압력까지 감도 높게 감지할 수 있었다(그림 3b,c). 뿐만 아니라, 컵 속의 물의 양이 다를 때 컵을 쥐는 손가락이 느끼는 압력도 측정되었다. 손가락이 구부러지는 동작에서는 압력과 동시에 변형에 의한 영향도 압력 센서에서 같이 측정된다. 그러나 컵을 쥐는 압력에 대한 측정은 변형이 일어나지 않고 압력에 의해서만 측정이 될 수 있도록 손가락의 끝 부분에 나노복합 하이드로젤 압력 센서가 부착되었다. 컵을 놓았다가 쥐는 동작에서 전기 용량의 변화는 컵의 무게에 따라 다르게 나타났다. 많은 물이 담겨진 컵을 질 때는

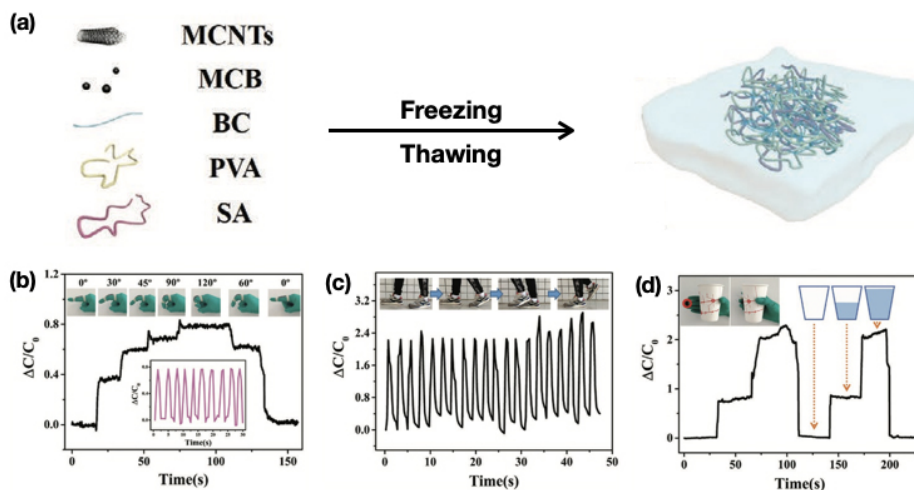


그림 3. (a) 박테리아 셀룰로오스/카본 블랙/탄소나노튜브를 사용하여 만든 하이드로젤의 제작 과정, (b) 손가락이 굽혀지고 펴지는 행동에 따른 시간 대비 커패시턴스 값의 변화, (c) 걸을 때 발바닥의 압력에 따른 시간 대비 커패시턴스 값의 변화, (d) 컵의 물의 양에 따른 시간 대비 커패시턴스 값의 변화.

손가락에 힘이 많이 들어가고 그에 따른 압력이 증가하여 높은 전기용량 변화 값을 보였다(그림 3d).

압력 센서의 특성 평가에서, 0-29 kPa의 구간에서는 0.033 kPa⁻¹의 압력 민감도를 보였고 29-172 kPa와 172-337 kPa 구간에서의 압력 민감도는 각각 0.009 kPa⁻¹와 0.004 kPa⁻¹로 측정되었다.

2.2 저항 감지 기반 하이드로젤 압력 센서

저항 감지 기반 압력 센서의 구동 원리는 홀름의 식(Holm's equation)에 의해 정의된다. 홀름의 식에 따르면 접촉 저항은 서로 다른 두 전도성 물질 사이의 접촉 면적과 적용 압력에 따라 달라진다.¹¹

$$R_c(P) = k((P + P_m)A_c)^{-n} \quad \text{식 (2)}$$

P , P_m 및 A_c 는 각각 가해지는 압력, 초기 압력, 가해진 압력 방향의 접촉 면적에 해당한다. k 와 n 은 디바이스에 따라 결정되는 변수이다. 위의 식에 따르면, 일정한 압력에서 접촉 면적이 증가할수록 접촉 저항은 감소하게 된다. 이러한 접촉 저항의 변화로서 저항 감지 기반 압력 센서는 외부 압력을 감지하게 된다. 또한, 접촉 면적이 작을수록 작은 외부

압력의 미세한 변화를 감지할 수 있고 압력 민감도는 커지게 된다.

저항 감지 기반 하이드로젤 압력 센서는 키토산 미소구체(chitosan microsphere, CSM)를 기반으로 하여 폴리아크릴아미드(poly(acrylamide))와 폴리아닐린(poly(aniline))이 이중 네트워크 구조로 제작된 것이 보고된 바 있다.¹² 각각의 구성요소에 대한 역할을 살펴보면, 키토산 미소구체는 높은 강인성(toughness), 폴리아크릴아미드는 연성(tensile), 폴리아닐린은 전기 전도성 물질로 사용되었다. 알칼리 환경에서 에멀전(emulsion) 제조 방법으로 만들어진 키토산 미소구체는 산 환경에서 아주 빠르게 팽창한다. 합성 중에 추가적으로 첨가된 아세트산에 의해 키토산 미소구체는 빠르게 팽창되며 이 과정에서 단량체인 아크릴아미드와 가교제인 메틸렌디아크릴아미드(N,N' -methylene diacrylamide)를 흡수한 채 중합이 진행된다. 그 결과 투명한 키토산/폴리아크릴아미드 하이드로젤이 얻어진다. 아크릴아미드 단량체가 키토산 미소구체 내부로 확산되는 것을 촉진시켜 보다 균일한 폴리아크릴아미드 네트워크를 만들기 위해 산을 이용하여 빠르게 팽창시켰다. 만들어진 키토산/폴리아크릴아미드 하이드로젤은 다시 단량체인 아닐린과 가교제 역할을 하는 피틴산(phytic acid) 용액 내에서 과황산 암모늄(ammonium

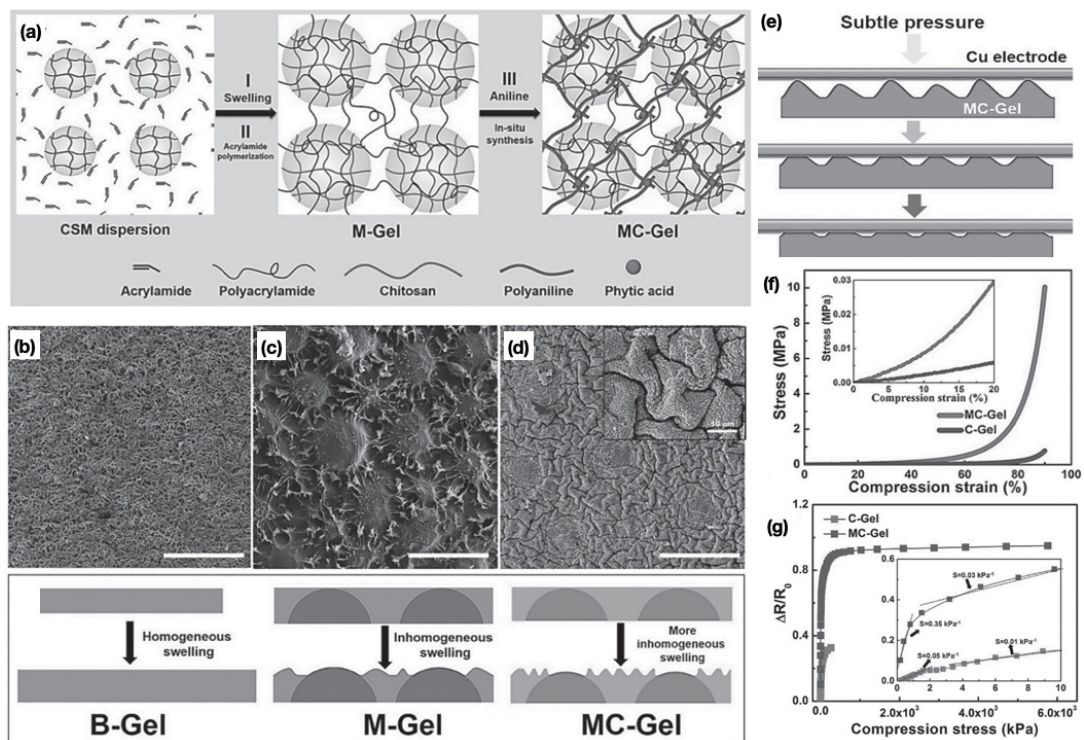


그림 4. (a) 키토산 미소구체를 사용하여 만든 하이드로젤의 제작 과정, (b) 키토산 미소구체와 폴리아닐린이 사용되지 않고 폴리아크릴아미드만으로 만들어진 하이드로젤의 전자현미경 촬영 및 팽윤 과정 모식도, (c) 폴리아닐린이 사용되지 않고 키토산 미소구체와 폴리아크릴아미드로 만들어진 하이드로젤의 전자현미경 촬영 및 팽윤 과정 모식도, (d) 키토산 미소구체와 폴리아닐린, 폴리아크릴아미드가 모두 사용된 하이드로젤의 전자현미경 촬영 및 팽윤 과정 모식도, (e) 표면 접촉 면적이 축소된 나노복합 하이드로젤의 압력 감지 모식도, (f) C-gel과 MC-gel의 압축 변형 대비 응력 비교, (g) C-gel과 MC-gel의 압축 응력 대비 저항의 변화 값과 압력 민감도.

persulfate)의 작용으로 인해 폴리아닐린이 가교되면서 상호 침투 망상 구조(interpenetrating network)를 만들게 된다(그림 4a). 최종적으로 만들어진 진녹색의 키토산/폴리아크릴아미드/폴리아닐린 하이드로젤은 넣어준 아닐린의 농도에 따라 압력 민감도가 변화하였다. 그 원인으로는 부드러운 하이드로젤 매트릭스 내에 존재하는 비교적 단단한 키토산 미소구조체의 불균질한 구조로 인해 팽창 정도의 차이가 발생하였기 때문으로 예상된다(그림 4b-d). 이 차이가 표면에 마이크로 사이즈의 패턴을 만들고 이로 인해 표면의 접촉면적이 감소하여 압력 민감도가 증가되었다(그림 4e).

합성에 사용된 단량체 및 가교제들의 조성을 최적화한 결과, 90%의 압축 변형률에도 10.02 MPa의 응력을 견뎠고 100번의 반복 실험을 통해 기계적 안정성도 검증되었다(그림 4f). 압력 센서의 감지 가능 영역 범위는 1 MPa로 넓었으나, 0-1 kPa 구간에서만 0.35 kPa^{-1} 의 높은 평균 압력 민감도를 보였고 1-10 kPa 구간에서는 0.05 kPa^{-1} , 500 kPa 이상에서는 10^{-5} kPa^{-1} 으로 나타났다(그림 4g).

앞선 경우에는 전도성 고분자인 폴리아닐린이 저항을 감지하는 중요한 역할을 하였다. 폴리아닐린 이외에도 PEDOT:PSS(Poly(3,4-ethylenedioxythiophene):Poly-styrene sulfonate)는 폴리아닐린과 더불어 대표적인 전도성 고분자 중 하나이다. PEDOT:PSS와 탄소나노튜브를 사용하여 다기능성 압력 센서가 보고된 바 있다.¹³

하이드로젤의 지지체에는 아크릴산 단량체와 생체 적합성을 높이기 위해 고분자 상태의 폴리 비닐알코올이 사용되

었다. 아크릴산과 에틸렌글리콜(ethylene glycol)을 첨가한 혼합용액에서 가교제와 개시제를 첨가하여 중합을 진행하였다. 하이드로젤이 만들어진 이후에 폴리 아크릴산(PAA)과 폴리 비닐알코올(PVA), 질산 철(iron nitrate), 붕사(Borax), PEDOT:PSS, 탄소나노튜브(CNT)를 첨가하여 나노복합 하이드로젤 기반 압력 센서를 제작하였다(그림 5a).

철 이온과 붕사는 고분자 사슬들과 정전기적 상호작용 및 수소결합을 형성하여 안정한 물리적 가교 구조를 형성하였다. 그 결과, 하이드로젤은 높은 신축성과 빠른 자기 치유 효과를 나타내었다. 기존 길이의 500%의 신축성을 보였으며, 완전히 절단된 두 하이드로젤을 다시 접합시키고 4시간 후에 신장 실험을 하였을 때 350%의 신축성을 보였다(그림 5b). 에틸렌글리콜은 물과 수소결합을 더 잘 형성하기 때문에 0°C 이하에서 얼음 결정이 생기는 것을 방해하고 그 결과 하이드로젤의 어는점을 낮췄다. 첨가된 에틸렌글리콜의 영향으로 하이드로젤은 -25°C 에서도 상온에서 보였던 변형률 대비 응력 결과를 그대로 재현하였다(그림 5c).

해당 나노복합 하이드로젤의 저항 변화 측정에는 전극 저항, 하이드로젤의 저항, 전극과 하이드로젤의 접촉 저항에 의해 전체 저항이 측정된다. 이때 전극 저항 값은 다른 두 저항에 비해 작은 값이므로 무시되며, 전체 저항은 하이드로젤의 저항과 접촉 저항에 의해 결정된다.

제작된 나노복합 하이드로젤은 전자현미경을 통해 주름진 미세구조를 가지고 있음이 확인되었다. 주름진 구조가 만드는 마이크로 사이즈의 패턴은 앞선 실험의 경우와 동일

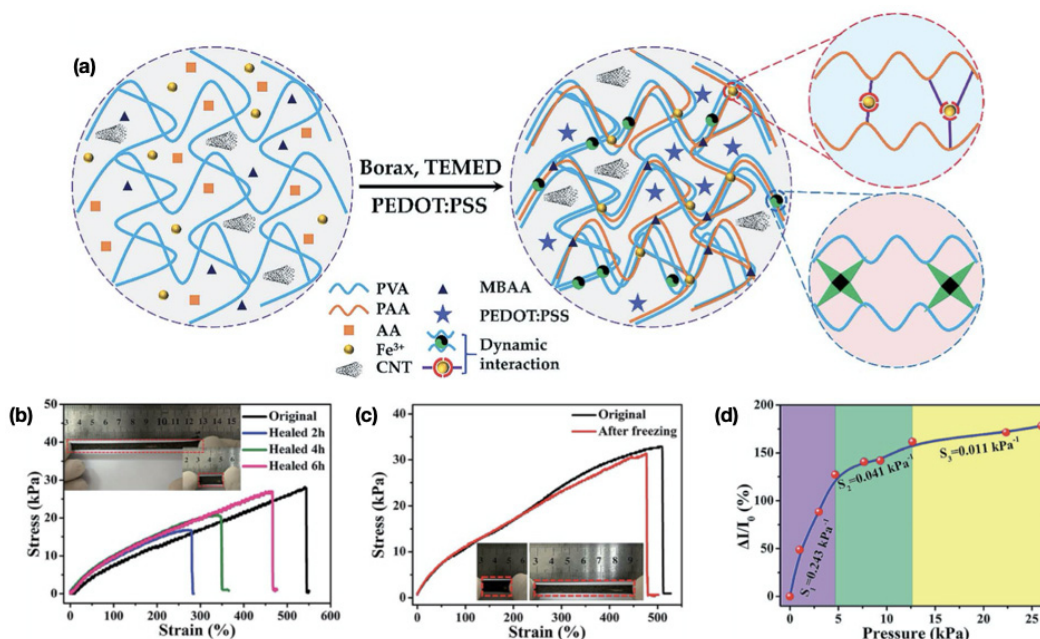


그림 5. (a) PEDOT:PSS와 탄소나노튜브를 사용한 하이드로젤 제작 과정, (b) 자기 치유 이후 시간에 따른 변형 대비 응력 값의 비교, (c) 제작된 하이드로젤을 -25°C 에서 얼린 이후 측정된 변형 대비 응력 값, (d) PEDOT:PSS/탄소나노튜브 하이드로젤로 제작된 압력 센서의 압력에 따른 전류 변화와 압력 민감도.

하게 평평한 표면에 비해 향상된 압력 민감도를 가지게 한다. 또한, 주름진 미세구조는 압축에 의한 탄소나노튜브의 새로운 전자 이동 통로의 생성을 용이하게 한다. 큰 압력에 의해 탄소나노튜브들의 간격은 좁아지게 되고 탄소나노튜브의 전자들은 터널링 효과로 인해 하이드로젤 지지체 사이를 원활하게 이동할 수 있게 된다. 따라서 탄소나노튜브의 사이 거리가 줄어들수록 터널링 저항은 기하급수적으로 증가하게 되고 그에 따라 높은 압력 민감도를 수반한다.

나노복합 하이드로젤을 이용하여 제작된 압력 센서의 압력 민감도는 4.67 kPa의 압력 세기 미만에서 0.243 kPa^{-1} 이었고 4.67–12.67 kPa에서는 0.041 kPa^{-1} , 12.67–26 kPa에서는 0.011 kPa^{-1} 로 나타났다(그림 5d).

2.3 색 변화 하이드로젤 압력 센서

기존의 전기 용량이나 저항 감지 기반의 압력 센서는 압력에 따른 전기 용량과 저항과 같은 전기적 신호의 변화를 민감하게 감지하는데 그 의미가 있다. 이러한 압력 센서들은 단일 전기 신호만을 출력하기 때문에 압력이 발생한 부위를 시각적으로 파악하기 어렵고 압력 이외의 다른 간섭 요소들에 의해 수치적인 결과의 오차가 발생될 수 있다. 웨어러블

디바이스와 전자 피부의 수요가 증가함에 따라, 이러한 압력 감지를 수치적인 전기적 신호로 모니터링하기 보다 즉각적으로 압력이 발생하는 위치를 파악하고 시각적으로 인지할 수 있는 압력 센서의 중요성이 새로이 강조되고 있다.

카멜레온은 외부의 환경으로부터 자신을 보호하기 위해 색을 주변 환경과 동일하게 변화시킨다. 색소의 분산도를 변화시키며 피부색을 변화시키는 다른 생물들과 달리, 카멜레온의 피부는 피부세포 내에 구아닌 나노 결정이 규칙적으로 배열되어 있으며 이를 조절하여 색을 바꾸게 된다. 구아닌 나노 결정은 결정 구조를 사각형과 육각형의 결정 구조로 변화시킬 수 있고 변화된 결정구조에서 달라지는 반사광의 파장이 색 변화의 원인이다.

이러한 특성을 모방하여 아크릴아미드와 아크릴산을 공중합한 고분자(poly(acrylamide-co-acrylic acid), P(AAm-co-AAC))로 만든 하이드로젤을 지지체로 사용하고 하이드록시프로필 셀룰로오스(hydroxypropyl cellulose)와 탄소나노튜브를 나노재료로서 첨가하여 압력에 의해 색 변화를 나타내는 하이드로젤이 최근에 보고된 바가 있다(그림 7a).¹⁴ 첨가된 하이드록시프로필 셀룰로오스는 광자 액정 구조로 인해 하이드로젤이 선명한 구조색을 띄게 하였으며 압력에 따라 그 구조색이 변하게 된다. 또한, 전기전도성이 있는 탄소나노튜브는 하이드로젤의 전기 저항이 압력에 의해 변화하도록 하기 위해 사용되었다.

액정이란, 고체상태와 액체상태의 중간상을 나타내며 종류에 따라 네마틱(nematic), 스멕틱(smectic), 콜레스테릭(cholesteric)으로 구분된다(그림 6).¹⁵ 네마틱 액정은 막대 모양의 분자가 서로 평행으로 배열하고 있지만 각각의 분자는 장축 방향으로 비교적 자유로이 이동할 수 있으며 층상

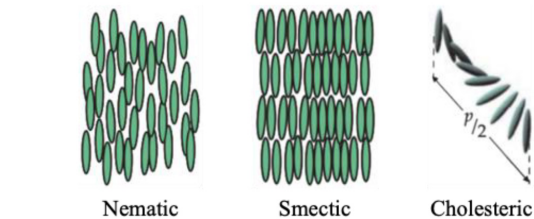


그림 6. 구조에 따른 액정의 분류.

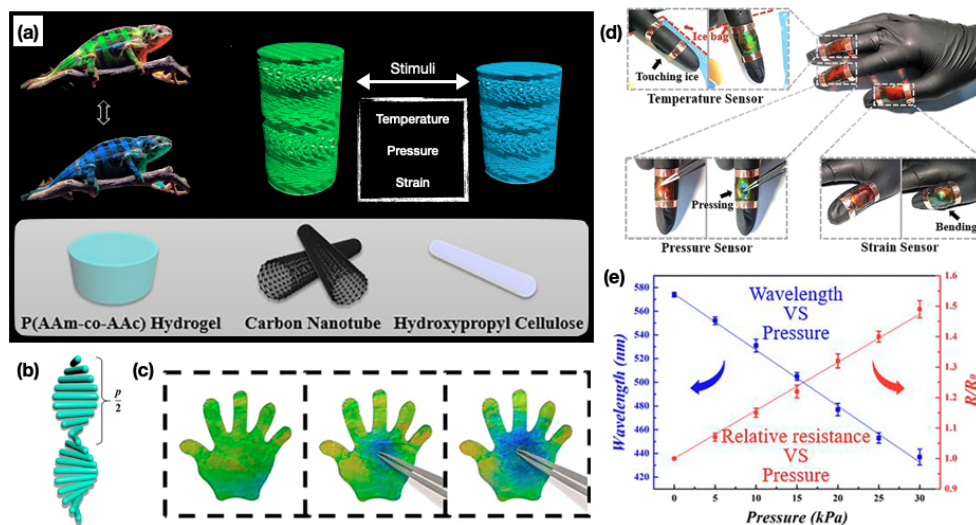


그림 7. (a) 카멜레온의 색 변화를 모방하기 위해 하이드록시프로필 셀룰로오스와 카본나노튜브를 나노재료로 사용한 하이드로젤의 개략도, (b) 콜레스테릭 액정의 구조, (c) 콜레스테릭 액정인 하이드록시프로필 셀룰로오스로 만든 압력센서의 압력 위치에 따른 색 변화, (d) 온도, 압력, 구부림과 같은 다양한 외부 자극에 의해 색이 변하는 다기능성 압력센서, (e) 압력 변화에 따른 반사된 빛의 파장과 전기 저항 값의 변화.

구조는 존재하지 않는다. 반면 스멕틱 액정은 막대 모양의 분자가 층 모양의 구조를 형성하여 구성 분자는 서로 평행하게 배열된다. 연구에서 사용된 하이드록시프로필 셀룰로오스는 하이드로젤 지지체 내부에서 콜레스테릭 액정 형태를 나타낸다. 네마틱 액정 배열의 경우 분자 위치에 규칙성이 없고 분자의 긴 축이 전체적으로 한 방향을 향하고 있는데 비해, 콜레스테릭 액정은 매우 얇은 층 안에 분자의 긴 축 방향이 모여있고 그 각 층마다 방향이 회전하여 전체적으로 나선형 구조로 되어있다. 콜레스테릭 액정에서 반사되는 빛의 파장(λ)은 아래 식에 의해 결정된다.

$$\lambda = np \cos \theta \quad \text{식 (3)}$$

n 은 액정의 장축과 단축의 굴절률 평균값을 의미한다. p 는 콜레스테릭 액정의 피치(pitch)를 의미하며, 액정이 카이랄 도판트(chiral dopant)에 의하여 꼬이기 시작하는 지점으로부터 2π 만큼 꼬인 지점까지가 1피치가 된다. θ 는 입사각과 콜레스테릭 나선형 축 사이의 각도를 의미한다. 압력으로 인해 피치가 변함에 따라 반사되는 빛의 파장이 변하고 콜레스테릭 액정형을 나타내는 하이드록시프로필 셀룰로오스 하이드로젤은 그 색이 변하게 된다(그림 7b).

하이드로젤은 하이드록시프로필 셀룰로오스의 농도에 따라 구조색이 변화하며, 하이드록시프로필 셀룰로오스의 농도가 50–70 wt%로 바뀔 때 따라 하이드로젤의 색은 붉은 색에서 푸른색으로 변화되게 된다. 이는 하이드록시프로필 셀룰로오스의 농도가 증가하면서 나선형 피치의 감소하기 때문이다.

하이드로젤 압력 센서는 압력에 따라 색이 바뀌는 결과를 보여주었다. 압력 센서에 가해지는 압력이 커질수록 액정층의 거리인 피치 값이 감소함에 따라 λ 또한 감소하고, 하이드로젤 압력 센서의 색은 단파장 영역의 색을 띄게 된다. 또한 압력 센서에 첨가된 탄소나노튜브 때문에 가해진 압력에 따라 전기 저항 값도 동시에 변하였다(그림 7c). 30 kPa에서 압력 대비 저항의 변화 값으로 측정한 압력 민감도는 0.14 kPa^{-1} 으로 선형적인 압력 민감도를 보였고 온도, 변형과 같은 다른 자극에도 민감한 색 변화가 관측되었다(그림 7d,e).

3. 결론

하이드로젤 기반의 압력 센서는 인간의 생체 조직과 유사한 유연성, 높은 수분 함량 및 생체친화적인 하이드로젤 고유의 특성으로 인해 전자 피부의 재료로서 각광받고 있으며 활발히 연구가 진행되고 있다.

나노복합 하이드로젤은 첨가되는 나노재료와 하이드로

젤을 구성하는 고분자의 종류 및 구조를 조절함으로써 높은 압력 민감도와 넓은 압력 감지 범위를 나타낼 수 있었다. 특히 높은 압력 민감도는 미세한 움직임도 감지할 수 있으며 이는 나노복합 하이드로젤 기반 압력 센서의 적용 분야와 그 응용성을 확대시킬 수 있다. 그러나 떨림, 비틀림, 밀림 등과 같이 실생활에서 발생하는 압력은 그 방식이 매우 복잡하며 이러한 압력의 형태를 구별하여 감지할 수 있는 기술이 추가적으로 개발되어야 할 것이다. 또한 하이드로젤은 주변의 습도, 화학 물질, 온도 등에 민감하게 그 형태나 물리적/화학적 성질이 변할 수 있기 때문에, 압력 이외의 요인에 의한 신호의 중첩을 분리하거나 선택적으로 처리할 수 있는 기술 또한 요구되어 진다. 추가적으로 큰 변형에 의한 하이드로젤의 이력 현상은 센서의 반응 속도와 재현성에 악영향을 끼칠 수 있다. 따라서 하이드로젤 기반 압력 센서가 가지는 고유의 강점은 유지하면서 민감도, 신뢰도, 재현성 및 내구성이 더욱 향상된 압력 센서를 지속적으로 개발한다면, 인간의 센싱 시스템을 능가하는 센서가 가능해지고 헬스케어 분야에 적극 활용되면서 인류의 삶이 더욱 윤택해질 것으로 기대된다.

참고문헌

1. X. Tong, J. Zheng, Y. Lu, Z. Zhang, and H. Cheng, *Mater. Lett.*, **61**, 1704 (2007).
2. Abdollahi R, Taghizadeh MT, and Savani S, *Polym. Degrad. Stab.*, **147**, 151 (2018).
3. H. Jiang, Z. Wang, H. Geng, X. Song, H. Zeng, and C. Zhi, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, **9**, 10078 (2017).
4. H. Xiang, M. Xia, A. Cunningham, W. Chen, B. Sun, and M. Zhu, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, **72**, 74 (2017).
5. L. Wang, G. Gao, Y. Zhou, T. Xu, J. Chen, R. Wang, R. Zhang, and J. Fu, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, **11**, 3506 (2019).
6. Z. Wang, Y. Cong, and J. Fu, *J. Mater. Chem. B*, **8**, 3437 (2020).
7. X. Sun, F. Yao, and J. Li, *J. Mater. Chem. A*, **8**, 18605 (2020).
8. A. Chortos and Z. Bao, *Mater. Today*, **17**, 321 (2014).
9. Z. Lei, Q. Wang, S. Sun, W. Zhu, and P. Wu, *Adv. Mater.*, **29**, 1700321 (2017).
10. J. Huang, M. Zhao, Y. Cai, M. Zimniewska, D. Li, and Q. Wei, *Adv. Electron. Mater.*, **6**, 1900934 (2020).
11. H. Park, Y. R. Jeong, J. Yun, S. Y. Hong, S. Jin, S. J. Lee, G. Zi, and J. S. Ha, *ACS Nano*, **9**, 9974 (2015).
12. J. Duan, X. Liang, J. Guo, K. Zhu, and L. Zhang, *Adv. Mater.*, **28**, 8037 (2016).
13. G. Ge, W. Yuan, W. Zhao, Y. Lu, Y. Zhang, W. Wang, P. Chen, W. Huang, W. Si, and X. Dong, *J. Mater. Chem. A*, **7**, 5949 (2019).
14. Z. Zhang, Z. Chen, Y. Wang, and Y. Zhao, *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, **117**, 18310 (2020).
15. P. P. Muhoray, *Phys. Tod.*, **60**, 54 (2007).