



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0118915  
(43) 공개일자 2016년10월12일

- |  |   |
|--|---|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)<br/>G01L 1/20 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)<br/>A61B 5/02 (2006.01) G01L 5/00 (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류<br/>G01L 1/20 (2013.01)<br/>A61B 5/02 (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2015-0187641</p> <p>(22) 출원일자 2015년12월28일<br/>심사청구일자 2015년12월28일</p> <p>(30) 우선권주장<br/>1020150046751 2015년04월02일 대한민국(KR)</p> | <p>(71) 출원인<br/>한국과학기술연구원<br/>서울특별시 성북구 화랑로14길 5 (하월곡동)</p> <p>(72) 발명자<br/>이현정<br/>서울특별시 성북구 화랑로 14길 5<br/>이승우<br/>서울특별시 성북구 화랑로 14길 5<br/>이기영<br/>서울특별시 성북구 화랑로 14길 5</p> <p>(74) 대리인<br/>리엔목특허법인</p> |
|--|---|

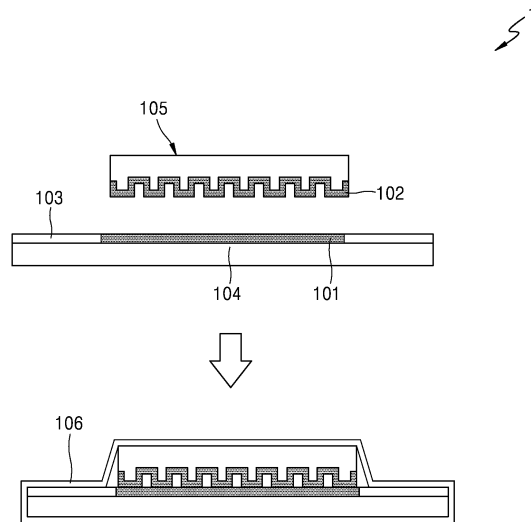
전체 청구항 수 : 총 21 항

(54) 발명의 명칭 하이브리드 전자 시트를 포함하는 압력 센서 및 그를 포함하는 웨어러블 디바이스

**(57) 요약**

하이브리드 전자 시트를 포함하는 압력 센서 및 그를 포함하는 웨어러블 디바이스에 관한 것이다. 상기 압력 센서는 전기적 특성이 우수하면서도 그의 제어가 가능하고, 기계적 유연성 및 안정성이 뛰어나며, 가해진 압력 등에 의해 센서 내 소자의 저항이 변하는 간단하면서도 재현성이 높은 방식으로 압력 등을 측정할 수 있는 효과가 있다.

**대표도** - 도4



(52) CPC특허분류

*A61B 5/6801* (2013.01)

*G01L 5/00* (2013.01)

*A61B 2562/0247* (2013.01)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

하부 기관;

상기 하부 기관 상에 배치되고, 하부 기관의 적어도 일부분과 이격된 상부 기관;

상기 하부 기관 상 또는 상부 기관이 하부 기관과 마주보는 일면의 적어도 일부분에 형성된 전자 시트, 또는

상기 하부 기관 상의 적어도 일부분에 형성된 제1 전자 시트 및 상기 상부 기관이 하부 기관과 마주보는 일면의 적어도 일부분에 형성된 제2 전자 시트를 포함하고,

상기 전자 시트는 그래피틱 물질 및 상기 그래피틱 물질에 결합된 파지를 포함하고, 상기 결합은 상기 파지의 외피 단백질 또는 그 단편에 디스플레이된 펩티드와 상기 그래피틱 물질 사이에 이루어진 것을 포함하는 것인 압력 센서.

#### 청구항 2

청구항 1에 있어서, 상기 제1 전자 시트의 적어도 일부분이 상기 제2 전자 시트의 적어도 일부분에 또는 상기 제2 전자 시트의 적어도 일부분이 상기 제1 전자 시트의 적어도 일부분에 접촉된 것인 압력 센서.

#### 청구항 3

청구항 1에 있어서, 상기 하부 기관 또는 상부 기관은 블록부 및 오목부가 형성된 표면을 갖도록 패터닝된 것인 압력 센서.

#### 청구항 4

청구항 3에 있어서, 상기 블록부의 단면은 삼각형, 사각형 또는 원형의 형상으로 패터닝된 것인 압력 센서.

#### 청구항 5

청구항 3에 있어서, 상기 하부 기관 또는 상부 기관의 블록부에 형성된 상기 제1 전자 시트 또는 제2 전자 시트의 적어도 일부분이 각각 상기 상부 기관 또는 하부 기관의 블록부 또는 오목부에 형성된 상기 제2 전자 시트 또는 제1 전자 시트의 적어도 일부분에 접촉된 것인 압력 센서.

#### 청구항 6

청구항 1에 있어서, 상기 하부 기관 또는 상기 상부 기관은 유연 기관인 것인 압력 센서.

#### 청구항 7

청구항 1에 있어서, 상기 하부 기관과 상기 상부 기관은 중간 절연층 또는 중간 절연구조물을 매개로 이격된 것인 압력 센서.

#### 청구항 8

청구항 1에 있어서, 상기 하부 기관 또는 상기 상부 기관의 상기 전자 시트가 형성된 면의 반대면 상에 형성된 커버를 더 포함하는 것인 압력 센서.

#### 청구항 9

청구항 1에 있어서, 상기 하부 기관 또는 상부 기관에 가해진 압력에 따라 상기 제1 전자 시트와 상기 제2 전자 시트 간의 접촉 면적, 접촉 간격 또는 전도성 네트워크 밀도(conductive network density)가 변화되는 것인 압력 센서.

**청구항 10**

청구항 1에 있어서, 상기 제1 전자 시트 또는 제2 전자 시트 내의 그래피틱 물질 및 파지의 개수의 비율은 1:10 내지 10:1인 것인 압력 센서.

**청구항 11**

청구항 1에 있어서, 상기 제1 전자 시트의 저항값이 제2 전자 시트의 저항값과 동일하거나 제2 전자 시트의 저항값보다 높은 것인 압력 센서.

**청구항 12**

청구항 1에 있어서, 상기 제1 전자 시트의 저항값이 제2 전자 시트의 저항값보다 낮은 것인 압력 센서.

**청구항 13**

청구항 1에 있어서, 상기 전자 시트의 내부 구조는 퍼콜레이트 네트워크(percolated network) 구조를 갖는 것인 압력 센서.

**청구항 14**

청구항 1에 있어서, 상기 그래피틱 물질은 그래핀 시트, 고배향성 열분해흑연(Highly oriented pyrolytic graphite; HOPG) 시트, 그래핀 옥사이드 (graphene oxide), 환원된 그래핀 옥사이드 (reduced graphene oxide), 단벽 탄소나노튜브(Single-walled carbon nanotube), 이벽 탄소나노튜브(double-walled carbon nanotubes), 다벽탄소나노튜브(multi-walled carbon nanotube) 및 풀러린(fullerene)으로 이루어진 군에서 선택된 하나 이상인 것인 압력 센서.

**청구항 15**

청구항 1에 있어서, 상기 그래피틱 물질은 그래핀(graphene) 시트 및 단벽 탄소나노튜브의 혼합물인 것인 압력 센서.

**청구항 16**

청구항 1에 있어서, 상기 펄티드는 서열번호 1 내지 서열번호 8의 아미노산 서열로 이루어진 군으로부터 선택되는 하나 이상을 포함하는 것인 압력 센서.

**청구항 17**

청구항 1에 있어서, 상기 파지는 그래피틱 물질에 대한 결합능을 갖도록 유전적으로 조작된 파지인 것인 압력 센서.

**청구항 18**

청구항 1에 있어서, 상기 파지는 M13 파지, F1 파지, Fd 파지, If1 파지, Ike 파지, Zj/Z 파지, Ff 파지, Xf 파지, Pf1 파지 또는 Pf3 파지인 것인 압력 센서.

**청구항 19**

청구항 18에 있어서, 상기 외피 단백질은 M13 파지의 p3, p6, p8 및 p9로 이루어진 군으로부터 선택되는 어느 하나 이상인 것인 압력 센서.

**청구항 20**

청구항 1에 있어서, 상기 압력 센서는 혈압 또는 심박을 측정하기 위한 것인 압력 센서.

**청구항 21**

청구항 1의 압력 센서를 포함하는 웨어러블 디바이스(wearable device).

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 하이브리드 전자 시트를 포함하는 압력 센서 및 그를 포함하는 웨어러블 디바이스에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 최근 들어 터치 입력 방식이 도입된 휴대용 단말기나 디스플레이의 상용화, 대중화로 인해 압력 센서의 활용의 범위가 넓어지고 있다. 이러한 터치 기반의 압력센서는 전자 기기뿐만 아니라, 외부 환경에나 자극을 측정하고 대응할 수 있는 로봇 개발에도 적용 가능한 기술로서 주목받고 있다. 유비쿼터스 (Ubiquitous) 환경에 대한 관심 증대와 휴머노이드 로봇 기술의 발전으로 인하여 일차원적인 명령을 받아서 반복적으로 시행하는 단순한 공정 로봇을 넘어, 복잡하고 유동적인 환경이나 외부의 자극에 스스로 반응하고 대처하는 로봇에 대한 관심이 증가하고 있다. 이러한 로봇은 외부의 자극이나 환경의 변화에 스스로 대응하기 위해서 로봇 표면에 장착된 촉각 압력 센서 시스템 (Tactile pressure sensing system)을 통하여 외부의 자극이나 환경의 변화를 전기적 신호로 변환시켜 사용자의 명령과 함께 자발적/유동적으로 반응하여야 한다.

[0003] 또한, 유연 소자 기반의 압력 센서는 감성형 전자기기, 휴머노이드 로봇뿐만 아니라 신체 활동 및 규칙적인 스포츠 활동을 관리해주는 센서 시스템으로도 적용될 수 있다. 유연 소자 기반의 초민감 압력 센서는 사람 피부를 통한 혈류 맥파 (heart pulse wave)를 측정하거나, 압력센서를 신발 밑창에 부착하여 사람의 걸음 걸이나 습관 등의 데이터를 수집하는 웨어러블 센서 시스템으로도 사용될 수 있다. 이러한 웨어러블 센서 시스템이 구축하기 위해서는 센서 기본 유닛 부분의 휘어짐 및 복원력이 우수하고, 기계적 유연성 및 안정성이 뛰어난 센서의 개발이 요구된다.

[0004] 실리콘 기반의 고체형 MEMS 기반의 압력 소자는 높은 정확도를 가질 수 있지만, 취성 재료로서 유연성이 없고 깨지기가 쉬워 다양한 표면이나 유연한 표면에 적용 시킬 수 없다. 따라서, 기계적 유연성이 뛰어난 새로운 형태의 유연 전자 소자(Flexible electronic devices)를 개발하기 위해, 실리콘 기반 대신 폴리 피롤 (Polypyrrole), PEDOT:PSS, 폴리아닐린 (Polyaniline)등의 전도성 고분자나 그래핀 (Graphene), 탄소 나노 튜브 (CNT)나 금속 나노 입자 (Metal nanoparticle), 또는 금속 나노선 (Metal nanowire) 등의 여러 나노 구조 재료가 주목을 받고 있다. 특히 탄소나노튜브는 기존의 ITO를 대체 할 수 있는 우수한 광 투과성과 전도성을 가지며, 화학적인 안정성과 기계적 특성이 우수할 뿐만 아니라 최근에는 합성 기술의 발달로 인해 대량 합성이 가능함으로써 경제성도 증가하고 있다. 그러나, 전도성 고분자 기반의 압력 센서의 경우 센서 시스템의 장시간 안전성이나 수분과의 접촉 시에 전도성이 크게 변할 수 있다는 측면에서 압력센서로 구축하기에 어려움이 있다. 또한 나노 물질 기반의 소자의 경우 나노 물질의 특성상 제조 공정상의 재현성을 확보하는데 어려움이 있다.

[0005] 따라서, 휴머노이드형 기반 로봇, 스마트 자동차, 항공 응용, 시뮬레이션, 공정 제어, 인간 친화형 IT, 지문 인식 시스템, 바이오 모니터링 스마트 센서 등 여러 분야에서 적용/응용될 수 있는 전기적 특성이 우수하면서도 그의 제어가 가능하고, 기계적 유연성 및 안정성이 뛰어난 압력 센서의 개발이 요구된다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0006] 일 양상은 하부 기판; 상기 하부 기판 상에 배치되고, 하부 기판의 적어도 일부분과 이격된 상부 기판; 상기 하부 기판 상 또는 상부 기판이 하부 기판과 마주보는 일면의 적어도 일부분에 형성된 전자 시트, 또는 상기 하부 기판 상의 적어도 일부분에 형성된 제1 전자 시트 및 상기 상부 기판이 하부 기판과 마주보는 일면의 적어도 일부분에 형성된 제2 전자 시트를 포함하고, 상기 전자 시트는 그래피틱 물질 및 상기 그래피틱 물질에 결합된 파지를 포함하고, 상기 결합은 상기 파지의 외피 단백질 또는 그 단편에 디스플레이된 펩티드와 상기 그래피틱 물질 사이에 이루어진 것을 포함하는 것인 압력 센서를 제공한다.

[0007] 다른 양상은 상기 압력 센서를 포함하는 생체 정보를 측정하기 위한 웨어러블 디바이스를 제공한다.

**과제의 해결 수단**

[0008] 일 양상은 하부 기판; 상기 하부 기판 상에 배치되고, 하부 기판의 적어도 일부분과 이격된 상부 기판; 상기 하부 기판 상 또는 상부 기판이 하부 기판과 마주보는 일면의 적어도 일부분에 형성된 전자 시트, 또는 상기 하부 기판 상의 적어도 일부분에 형성된 제1 전자 시트 및 상기 상부 기판이 하부 기판과 마주보는 일면의 적어도 일부분에 형성된 제2 전자 시트를 포함하고, 상기 전자 시트는 그래피틱 물질 및 상기 그래피틱 물질에 결합된 파

지를 포함하고, 상기 결합은 상기 파지의 외피 단백질 또는 그 단편에 디스플레이된 펩티드와 상기 그래피틱 물질 사이에 이루어진 것을 포함하는 것인 압력 센서를 제공한다.

[0009] 본 명세서에서 용어 "압력 센서(pressure sensor)"는 "터치 센서(touch sensor)" 또는 "촉각 센서(tactile sensor)"와 호환적으로 사용될 수 있으며, 주어진 힘(force), 접촉(contact), 압력(pressure), 촉각(tactus), 또는 터치(touch) 등을 감지하여, 그를 신호(예를 들면, 전기적 신호)로 변환할 수 있는 장치, 기구, 또는 소자를 의미할 수 있다. 일 구체예에 따른 압력 센서는 유연 압력 센서일 수 있으며, 집적화 또는 소형화된, 두께가 1 mm 미만의 압력 센서일 수 있다. 또한, 일 구체예에 따른 압력 센서는 전기적 특성이 우수하면서도 그의 제어가 가능하고, 기계적 유연성 및 안정성이 뛰어나므로, 휴머노이드형 기반 로봇, 터치 디스플레이, 생체 정보 측정 웨어러블 디바이스, 스마트 자동차, 항공 응용, 시뮬레이션, 공정 제어, 인간 친화형 IT, 지문 인식 시스템, 또는 바이오 모니터링 스마트 센서 등에 사용될 수 있다.

[0010] 본 명세서에서 용어 "시트"라 함은 일정한 폭과 두께를 갖는 물질을 의미할 수 있으며, 예를 들면, 필름, 웹, 막, 또는 이들의 복합 구성체를 포함하는 개념으로 이해될 수 있다.

[0011] 본 명세서에서 용어 "그래피틱 물질(graphitic materials)"은, 탄소원자가 육각형 모양으로 배열되어 있는 표면, 즉 그래피틱 표면(graphitic surface)을 지니는 물질을 의미하는 것으로서, 그래피틱 표면을 포함하는 물질이라면 물리적, 화학적 성질, 구조적 특성에 상관없이 그래피틱 물질에 포함될 수 있다. 상기 그래피틱 물질은 예를 들면 그래핀(graphene) 시트, 고배향성 열분해흑연(Highly oriented pyrolytic graphite; HOPG) 시트, 그래핀 옥사이드(graphene oxide), 환원된 그래핀 옥사이드(reduced graphene oxide), 단결 탄소나노튜브(Single-walled carbon nanotube) 및 이결 탄소나노튜브(double-walled carbon nanotubes), 다결탄소나노튜브(multi-walled carbon nanotube) 등의 탄소나노튜브 또는 풀러렌(fullerene)을 포함할 수 있다. 상기 그래피틱 물질은 금속성, 반도체성 혹은 혼성되어 있는 물질일 수 있으며, 예를 들면 그래핀(graphene) 시트 및 단결 탄소나노튜브의 혼합물을 일 수 있다.

[0012] 도 1 내지 3을 참조하여 설명하면, 제1 전자 시트(101)가 전사된 하부 기판(104), 또는 제2 전자 시트(102)가 전사된 상부 기판(105)은 패터화된 것일 수 있다. 예를 들면, 하부 기판 또는 상부 기판은 볼록부 및 오목부가 형성된 표면을 갖도록 패터화된 것일 수 있으며, 상기 볼록부의 단면은 삼각형, 사각형 또는 원형의 형상으로 패터화된 것일 수 있다. 또한, 압력센서는 전자 시트와 전기적으로 연결된 전극(103)을 더 포함할 수 있다. 전극(103)은 제1 전자 시트(101), 제2 전자시트(102) 또는 둘 모두와 전기적으로 연결된 것일 수 있으며, 하부 기판(104) 또는 상부 기판(105) 상에서 패터화된 것일 수 있다. 예를 들면, 제1 전자 시트는 하부 기판(104) 상에 패터화된 전극(103) 사이에 패터화되어 전사된 것일 수 있다. 또한, 하부 기판(104) 상에 전극(103)이 전사되고, 전극(103) 상에 제1 전자 시트(101)가 패터화되어 전사된 것일 수 있다. 또한, 하부 기판(104) 상에 제1 전자 시트(101)가 전사되고, 제1 전자 시트(101) 상에 전극(103)이 패터화되어 전사된 것일 수 있다. 상부 기판(105)에 대해서도 상기한 바와 같이 제2 전자 시트(102) 및 전극(103)이 배치될 수 있다.

[0013] 일 구체예에 있어서, 상기 압력 센서는 상기 하부 기판 상 또는 상부 기판이 하부 기판과 마주보는 일면의 적어도 일부분에 형성된 전도성 물질층을 포함할 수 있다. 예를 들면, 상부 기판이 하부 기판과 마주보는 일면의 적어도 일부분에 상기 전자 시트가 형성된 경우, 상기 하부 기판 상에는 전도성 물질층이 형성될 수 있거나, 또는 그 반대일 수 있다. 상기 전도성 물질층은 전도성이 있는 재질을 포함할 수 있으며, 그의 예에 대해서는 후술한다.

[0014] 상기 기판은 유연 기판일 수 있으며, 예를 들면, 투명 유연 기판일 수 있다. 상기 기판은 예를 들면, 폴리디메틸실록산(polydimethylsiloxane, PDMS), 폴리에테르설폰(polyethersulfone, PES), 폴리(3,4-에틸렌디옥시티오펜)(poly(3,4-ethylenedioxythiophene)), 폴리(스티렌설포네이트)(poly(styrenesulfonate)), 폴리이미드(polyimide), 폴리우레탄(polyurethane), 폴리에스테르(polyester), 퍼플루오로폴리에테르(Perfluoropolyether, PFPE), 폴리카보네이트(polycarbonate), 또는 상기 고분자의 조합으로부터 제조된 기판일 수 있다.

[0015] 전극으로 사용될 수 있는 재질에는 전도성이 있는 재질을 포함할 수 있으며, 예를 들면 은, 은에폭시, 팔라듐, 구리, 알루미늄, 금, 티타늄, 팔라듐, 크롬, 니켈, 백금, 은/염화은, 은/은이온, 또는 수은/산화수은일 수 있다. 또한, 전극의 재질은 유연성이 우수하고 코팅 공정이 단순한 전도성 고분자, 예를 들면, PEDOT:PSS(poly(3,4-ethylenedioxythiophene) polystyrene sulfonate)일 수 있다.

- [0016] 도 4 및 5를 참조하여 설명하면, 상기 제1 전자 시트(101)의 적어도 일부분이 상기 제2 전자 시트(102)의 적어도 일부분에 또는 상기 제2 전자 시트(102)의 적어도 일부분이 상기 제1 전자 시트(101)의 적어도 일부분에 접촉된 것일 수 있다. 상기 접촉을 위해서, 제1 전자 시트(101)가 전사된 하부 기판(104), 또는 제2 전자 시트(102)가 전사된 상부 기판(105)은 상기한 바와 같이 패터화된 것일 수 있다. 또한, 압력 센서는 하부 기판(104) 또는 상부 기판(105)의 전자 시트(101)(102)가 형성된 면의 반대면 상에 형성된 커버(106)를 더 포함할 수 있다. 커버(106)는 압력 센서를 보호하거나 수용하기 위한 것으로, 하부 기판(104), 또는 상부 기판(105)과 동일한 것일 수 있다.
- [0017] 도 6을 참조하여 설명하면, 상기 하부 기판(104)의 볼록부에 형성된 상기 제1 전자 시트(101)의 적어도 일부분이 상기 상부 기판(105)의 볼록부 또는 오목부에 형성된 상기 제2 전자 시트(102)의 적어도 일부분에 접촉된 것일 수 있다. 또한, 상기 상부 기판(105)의 볼록부에 형성된 제2 전자 시트(102)의 적어도 일부분이 상기 하부 기판(104)의 볼록부 또는 오목부에 형성된 제1 전자 시트(101)의 적어도 일부분에 접촉된 것일 수 있다. 상기 접촉을 위하여 하부 기판(104) 또는 상부 기판(105)은 상기한 바와 같이 패터화된 것일 수 있다. 상기 접촉은 예를 들면, 두 기판의 볼록부의 가장 많이 돌출된 부분 사이의 접촉, 두 기판의 볼록부의 측면 사이의 접촉, 하나의 기판의 볼록부의 가장 많이 돌출된 부분과 다른 기판의 오목부 사이의 접촉을 포함한다. 일 구체예에 따른 상기에 기재된 접촉에 의해, 압력 센서의 민감도가 증가될 수 있으며, 또한, 전단 응력(shear force)에 대해서도 민감하게 반응할 수 있다.
- [0018] 도 7을 참조하여 설명하면, 압력 센서는 하부 기판(104)과 상부 기판(105)을 이격시키기 위한 중간 절연구조물(107) 또는 중간 절연층(108)을 더 포함할 수 있다. 예를 들면, 하부 기판(104)과 상부 기판(105)은 중간 절연구조물(107) 또는 중간 절연층(108)을 매개로 소정의 간격으로 이격된 것일 수 있다. 중간 절연구조물(107) 또는 중간 절연층(108)의 높이는 하부 기판 상에 형성된 전극(103) 또는 제1 전자 시트(101)의 높이보다는 높게 형성될 수 있다.
- [0019] 하부 기판(104), 상부 기판(105), 또는 커버(106)에 가해진 압력은 제1 전자 시트(101)와 제2 전자 시트(102) 간의 접촉 면적, 접촉 간격 또는 전도성 네트워크 밀도(conductive network density)를 변화시킨다. 가해진 압력으로 제1 전자 시트(101)와 제2 전자 시트(102) 간의 접촉이 없었다가 생기게 되거나, 일부가 접촉되어 있다가 접촉 면적이 증가될 수도 있다. 또한, 가해진 압력으로 제1 전자 시트(101) 내의 전도성 네트워크와 제2 전자 시트(102) 내의 전도성 네트워크의 접촉이 증가될 수 있다. 예를 들면, 하부 기판(104), 또는 상부 기판(105)의 볼록부의 단면의 형상이 사각형인 경우, 가해진 압력으로 전자 시트 간의 접촉 면적이 증가하진 않을 수 있으나, 접촉 간격이 짧아지고 전도성 네트워크 접촉의 정도가 증가될 수 있으며, 이로 인해 압력 구동 범위가 증가될 수 있다. 또한, 예를 들면, 하부 기판(104), 또는 상부 기판(105)의 볼록부의 단면의 형상이 피라미드형인 경우, 가해진 압력으로 전자 시트 간의 접촉 면적 및 전도성 네트워크 접촉이 증가될 수 있으며, 이로 인해 민감도가 증가될 수 있다. 상기 접촉 면적, 접촉 간격 또는 전도성 네트워크 밀도의 변화로 센서의 저항 또는 전류가 변화할 수 있으며, 그의 변화로 센서에 주어진 압력 등을 감지할 수 있다.
- [0020] 또한, 일 구체예에 따른 압력 센서는 정전용량(capacitance)을 측정하여 가해진 압력을 측정할 수 있다. 예를 들면, 중간 절연 구조물 또는 중간 절연층에 의해 하부 기판과 상부 기판이 전기적인 접촉이 없이 이격된 일 구체예에 따른 압력 센서에 있어서, 가해진 압력으로 압력 센서의 정전용량이 변화되고, 그를 측정함으로써 압력을 측정할 수 있다.
- [0021] 일 구체예에 따른 압력 센서는 가해진 압력 등에 의한 신호(예를 들면, 전기적 신호)를 측정하거나, 가해진 압력 등에 대한 정보를 획득하기 위한 처리부(도면 미도시)를 포함할 수 있다. 처리부는 변화되는 저항 또는 전류를 측정하여 힘, 압력 등에 관한 정보(예컨대, 힘의 세기, 힘의 방향, 힘의 횡수)를 획득할 수 있다. 상기 정보는 일정 신호(예를 들면, 전기적 신호)로 변환되어 표시되거나, 또는 압력 센서에 연결된 다른 장치에 정보를 전달하여 다른 장치가 목적하는 작동을 수행하게 할 수 있다. 따라서, 처리부는 측정된 수치를 표시된 수치로 변환하기 위한 전자 장치, 결과를 표시하는 디스플레이 또는 하나 이상의 조절 인터페이스를 포함할 수 있다. 또한, 일 구체예에 따른 압력 센서는 전극을 통해 연결된 외부의 측정 장치(도면 미도시)에서 상기 처리부와 동일한 기능을 수행할 수 있다.
- [0022] 도 8을 참조하여 설명하면, 전자 시트(101)(102)의 면적은 예를 들면, 0.0001 내지 1000 cm<sup>2</sup>, 0.0001 내지 100 cm<sup>2</sup>, 또는 1 내지 20 cm<sup>2</sup>일 수 있으며, 두께는 예를 들면, 20 내지 2000 nm, 40 내지 1500 nm, 40 내지 1000 nm, 60 내지 500 nm, 또는 80 내지 200 nm 일 수 있다. 또한 그래피틱 물질(110) 및 과지(120)을 포함하는 전

자 시트(101)(102)의 내부 구조는 퍼콜레이트 네트워크(percolated network) 구조를 갖는 것일 수 있다. 본 명세서에서 용어 "퍼콜레이트 네트워크(percolated network)"는 무작위적 전도성 또는 비전도성 연결로 구성된 구조를 의미할 수 있다.

- [0023] 전자 시트를 제조하는 방법은 그래피틱 물질(graphitic materials)을 포함하는 콜로이드(colloid) 물질을 제조하는 단계; 상기 그래피틱 물질에 결합능을 갖는 펩티드가 파지의 외피 단백질 또는 그의 단편에 디스플레이된 파지를 용액에 첨가하여 파지 용액을 제조하는 단계; 상기 콜로이드 물질 및 상기 파지 용액을 혼합하여 혼합물을 제조하는 단계; 및 상기 혼합물을 멤브레인을 사용하여 투석하여 용액 중 전자 시트를 형성하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0024] 상기 콜로이드 물질을 제조하는 단계에 있어서, 상기 콜로이드 물질은 그래피틱 물질(graphitic materials)이 분산 또는 용해된 수용액이다. 상기 콜로이드 물질은 그래피틱 물질을 계면활성제가 포함된 용액에 넣고 안정화시켜 제조할 수 있다.
- [0025] 또한, 계면 활성제는 펩티드 또는 파지와 같은 바이오 물질과 친화적인(bio-compatible) 계면 활성제를 포함할 수 있고, 예를 들면, 소듐 콜레이트, SDS (sodium dodecyl sulfate), DOC (sodium deoxycholate), 노니데트 (Nonidet) P-40, 트리톤(Triton) X-100, 또는 트윈(Tween) 20®을 포함할 수 있다.
- [0026] 상기 파지 용액을 제조하는 단계에 있어서, 파지를 제조하는 방법은 상기한 바와 같다. 또한, 상기 제조된 파지는 적절한 용액, 예를 들면, 증류수, PBS, 또는 TBS에 첨가될 수 있으며, 상기 용액의 pH는 5 내지 8일 수 있다.
- [0027] 일 구체예에 있어서, 상기 그래피틱 물질로 그래핀 시트를 사용할 경우 그래핀 시트의 2차원 형태로 인해 1차원 형태의 물질에 비해 구성물질 간의 접촉 면적이 커서 더 큰 면적의 하이브리드 전자 시트를 구현할 수 있다.
- [0028] 다른 구체예에 있어서, 상기 그래피틱 물질로 그래핀 시트 및 단결 탄소나노튜브를 혼합하여 사용할 경우에는 그래핀 시트의 2차원 형태가 갖는 상기 장점을 가지면서도 그래핀 시트만 사용하는 경우 시트를 형성하는데 고농도가 필요하다는 단점을 해결할 수 있다.
- [0029] 또 다른 구체예에 있어서, 그래핀 시트 및 단결 탄소나노튜브를 혼합한 경우 시트의 크기와 두께가 더 커지며, 이 경우 단위면적당 나노 전극의 유효 면적이 커지는 효과가 있다.
- [0030] 상기 투석하여 전자 시트를 형성하는 단계에 있어서, 상기 단계는 상기 혼합물을 넣은 멤브레인 튜브를 상기 투석용액에 대하여 투석하거나 상기 혼합물을 멤브레인 자체를 이용하여 투석하는 것을 포함할 수 있다. 상기 멤브레인은 반투과성 특성을 지닌 막이나 물질 등 혼합물을 투석시킬 수 있는 것을 포함할 수 있다. 예를 들면, 상기 투석하여 전자 시트를 형성하는 단계는 이온이 첨가된 용액에서 투석하는 것일 수 있다. 상기 투석용액 내에 포함되는 상기 이온의 농도는 0 이상 10 mM 미만의 범위일 수 있다. 상기 이온의 농도는 1가(monovalent)의 전해질을 상기 투석용액에 첨가함으로써 조절할 수 있으며, 예를 들면, 투석하는 3차 증류수에 NaCl을 0.1 mM 첨가할 수 있다.
- [0031] 또한, 파지와 안정성 측면에서, 상기 투석 용액은 증류수, 3차 증류수(저항 > 18 Mohm cm), PBS, 또는 TBS를 포함할 수 있다.
- [0032] 상기 투석하여 전자 시트를 형성하는 단계는 투석을 약 5 내지 60시간, 약 10 내지 50시간, 또는 약 15 내지 40시간을 수행할 수 있으며, 투석이 진행된 후, 멤브레인 튜브 면을 따라서 얇은 전자 시트가 형성될 수 있다.
- [0033] 또한, 상기 전자 시트를 제조하는 방법은 상기 투석하여 전자 시트를 형성하는 단계 이후, 형성된 전자 시트를 수용액 내에서 분리하는 단계를 더 포함할 수 있다. 상기 분리방법은 투석에 사용된 멤브레인 튜브를 비틀어 멤브레인을 따라 형성된 전자 시트를 분리하는 방법을 예로 들 수 있으며, 멤브레인 클립을 수용액 내에서 제어하면 프리스탠딩 전자 시트를 얻을 수 있다.
- [0034] 또한, 상기 전자 시트를 제조하는 방법은 상기 수용액 중 형성된 전자 시트를 그 용도에 따라 적절한 기관 또는 마스크를 이용하여 떼내는 단계를 더 포함할 수 있다. 상기 기관의 또는 마스크의 소재는 금속, 반도체, 절연체, 폴리머, 엘라스토머 등을 포함할 수 있다. 예를 들어 유연한 폴리머 기관으로 상기 전자 시트를 떼내어 건조시키면 유연한 전자 소재를 제조할 수 있다. 또한, 상기 단계는 상기 분리된 전자 시트를 패턴이 형성된 기관 또는 마스크로 떼내어 상기 전자 시트 상에 패턴을 형성하는 단계일 수 있다. 예를 들어 패턴이 형성된 스텐실(stencil) 마스크를 이용한 경우, 전자 시트가 완전 건조된 다음 마스크를 떼어내면 전자 시트에 패턴이 형성된다. 상기 단계에 의하면 물리적, 화학적인 추가 에칭 과정을 거치지 않고도 유연 전자 시트 상에 소자를 구현

할 수 있다.

- [0035] 상기 혼합물을 제조하는 단계에 있어서, 상기 콜로이드 물질 및 과지 용액의 혼합 비율은 전자 시트의 용도에 따라 통상의 기술자는 적절하게 조절할 수 있다. 즉 전자 시트의 목적하는 전기전도도, 전기전도특성, 전기화학 적 충전전류(charging current), 친수성 정도 등의 특성에 따라 조절이 가능하다. 예를 들면, 전자 시트의 구조 적 안정성 측면, 대면적 전자 시트의 형성 측면, 및 전자 시트의 전기적인 저항의 측면에서 콜로이드 물질 및 과지 용액의 몰비율을 조절할 수 있다. 상기 몰 비율은 30:1 내지 1:30의 몰비율, 20:1 내지 1: 20의 몰비율, 15:1 내지 1:15의 몰비율, 10:1 내지 1:10의 몰비율, 또는 8:1 내지 1:8의 몰비율일 수 있으며, 예를 들면, 20:1, 10:1, 4:1, 1:4, 또는 1:8일 수 있다.
- [0036] 일 구체예에 따른 압력 센서에 있어서, 상기 몰 비율을 조절함으로써 전자 시트의 저항값을 조절할 수 있다. 따라서, 상기 몰 비율을 조절하여 전자 시트 내에 포함되는 그래피틱 물질 및 과지의 개수를 조절함으로써 전자 시트의 저항값을 조절할 수 있다. 예를 들면, 제1 전자 시트 또는 제2 전자 시트 내의 그래피틱 물질 및 과지의 개수의 비율을 1:10 내지 10:1, 1:8 내지 8:1, 1:4 내지 4:1, 또는 1:2 내지 2:1일 수 있다.
- [0037] 또한, 상기 몰 비율 또는 개수의 비율을 조절함으로써 제1 전자 시트의 저항값은 제2 전자 시트의 저항값과 동 일하거나 제2 전자 시트의 저항값보다 높은 것일 수 있다. 상기 제1 전자 시트의 저항값이 제2 전자 시트의 저 항값보다 높을 때, 상기 압력 센서의 구동 범위는 그렇지 않은 경우에 비해 넓어질 수 있다. 또한, 상기 제1 전 자 시트의 저항값은 제2 전자 시트의 저항값보다 낮은 것일 수 있다. 일 구체예에 있어서, 제1 전자 시트의 저 항값이 제2 전자 시트의 저항값보다 낮을 때, 상기 압력 센서의 민감도는 그렇지 않은 경우에 비해 증가된 것일 수 있다. 압력 센서의 민감도는 센서가 감지할 수 있는 최소의 압력을 의미할 수 있으며, 민감도의 증가 또는 높음은 감지할 수 있는 압력의 감소 또는 낮음을 의미할 수 있다. 또한, 압력 센서의 구동범위는 센서가 감지할 수 있는 압력의 범위를 의미할 수 있으며, 압력 구동 범위의 증가 또는 넓음은 감지할 수 있는 압력의 범위 증 가 또는 넓음을 의미할 수 있다. 압력 센서의 민감도가 높은 경우, 가해진 높은 압력에 의해 센서의 반응도가 포화(saturation)되어 압력 구동 범위는 좁아질 수 있다. 또한, 압력 센서의 구동 범위가 넓은 경우, 가해지 압 력에 의한 센서의 반응도의 변화량이 낮아질 수 있으므로 더 높은 압력에 대해서도 포화 없이 압력 변화를 측정 할 수 있다.
- [0038] 일 구체예에 있어서, 전자 시트를 제조하는 방법은 그래피틱 물질 및 과지가 고르게 분산되어 있는 나노 구조를 제조할 수 있게 하고, 400 nm 이하의 두께를 지니면서 수십 제곱 센티미터의 면적을 지닌 대면적 유연 전자 시 트의 제조가 가능하다.
- [0039] 다른 구체예에 있어서, 전자 시트를 제조하는 방법은 화학적인 에칭 방법이나, 추가적인 운반체(carrier) 물질 층이 필요 없이 다양한 기판에 전사가 가능하다.
- [0040] 또 다른 구체예에 있어서, 전자 시트를 제조하는 방법은 기판 또는 마스크를 사용하여 용이하게 패터닝을 할 수 있다.
- [0041] 상기 그래피틱 물질에 결합하는 펩티드는 그래피틱 물질과 비과피적으로 결합하는 물질일 수 있다. 상기 펩티드 는 펩티드의 라이브러리를 통해 선별될 수 있으며, 예를 들면, 과지 디스플레이 기법을 통해 선별될 수 있다. 과지 디스플레이 기법을 통해 펩티드가 유전적으로 과지의 외피 단백질에 연결, 삽입 또는 치환되어 과지의 외 부에 디스플레이되고, 펩티드는 비리온 내의 유전 정보에 의해 암호화될 수 있다. 디스플레이된 단백질 및 그를 암호화하는 DNA에 의해 다양한 변이체의 단백질을 스크리닝하여 선별할 수 있으며, 그를 "바이오패닝 (biopanning)"이라고 부른다. 요약하여 바이오패닝 기법은 다양한 변이체가 디스플레이된 과지를 고정화된 타겟 (예를 들면, 그래피틱 물질)과 반응시키고, 결합하지 않은 과지를 세척한 후, 과지와 타겟 사이의 결합 상호작 용을 파괴하여 특이적으로 결합된 과지를 용리(elution)하는 방법을 포함한다. 용리된 과지의 일부는 DNA 시퀀 싱 및 펩티드 식별을 위하여 남겨두고, 나머지는 인 비보(in vivo)상에서 증폭하고 다음 라운드를 위한 서브 라 이브러리를 만들어 상기 과정을 반복할 수 있다.
- [0042] 용어 "과지(phage)" 또는 "박테리오파지(bacteriophage)"는 호환적으로 사용되며, 박테리아를 감염시키고, 박테 리아 내에서 복제되는 바이러스를 의미할 수 있다. 과지 또는 박테리오파지는 그래피틱 물질 또는 휘발성 유기 화합물과 선택적 또는 특이적으로 결합하는 펩티드를 디스플레이(display)하기 위해 사용될 수 있다. 상기 과지 는 그래피틱 물질에 결합능을 갖는 펩티드가 과지의 외피 단백질 또는 그의 단편에 디스플레이되도록 유전적으

로 조작된 것일 수 있다. 본 명세서에서 용어 "유전적 조작 (genetic engineering)" 또는 "유전적으로 조작된 (genetically engineered)"은 그래피틱 물질에 결합능을 갖는 펩티드를 파지의 외피 단백질 또는 그의 단편에 디스플레이하기 위해 파지에 대하여 하나 이상의 유전적 변형 (genetic modification)을 도입하는 행위 또는 그에 의하여 만들어진 파지를 의미할 수 있다. 상기 유전적 변형은 상기 펩티드를 코딩하는 외래 유전자가 도입되는 것을 포함한다. 또한, 상기 파지는 필라멘트성 파지(Filamentous phage)일 수 있으며, 예를 들면, M13 파지, F1 파지, Fd 파지, If1 파지, Ike 파지, Zj/Z 파지, Ff 파지, Xf 파지, Pf1 파지 또는 Pf3 파지일 수 있다.

[0043] 본 명세서에서 용어 "파지 디스플레이(phage display)" 또는 "펩티드가 디스플레이된 파지"는 파지 또는 파지미드(phagemid) 입자의 표면에 기능적 외래 펩티드 또는 단백질의 표시(display)를 의미할 수 있다. 상기 파지의 표면은 파지의 외피 단백질 또는 그의 단편을 의미할 수 있다.

[0044] 상기 기능적 외래 펩티드는 상기 파지의 외피 단백질의 N-말단에 결합하여 존재하거나, 또는 외피 단백질 내에 삽입되어 존재할 수 있다. 또한 상기 파지는 상기 기능적 외래 펩티드의 C-말단이 파지의 외피 단백질의 N-말단에 연결되거나, 또는 상기 펩티드가 파지의 외피 단백질의 연속되는 아미노산 서열 사이에 삽입되거나 또는 외피 단백질의 연속되는 아미노산 서열의 일 부분을 치환한 것인 파지일 수 있다. 상기 펩티드가 외피 단백질에 삽입 또는 치환되는 연속되는 아미노산 서열의 위치는 외피 단백질의 N-말단으로부터 1 내지 50번 위치, 1 내지 40번 위치, 1 내지 30번 위치, 1 내지 20번 위치, 1 내지 10번 위치, 2 내지 8번 위치, 2 내지 4번 위치, 2 내지 3번 위치, 3 내지 4번 위치, 또는 2번 위치일 수 있다. 또한, 상기 외피 단백질은 p3, p6, p8 또는 p9 일 수 있다.

[0045] 상기 그래피틱 물질에 특이적으로 결합능을 갖는 펩티드는  $X_2SX_1AAX_2X_3P$ (서열번호 1),  $X_2X_2PX_3X_2AX_3P$ (서열번호 2),  $SX_1AAX_2X_3P$ (서열번호 3) 및  $X_2PX_3X_2AX_3P$ (서열번호 4)의 아미노산 서열로 이루어진 군으로부터 선택되는 하나 이상을 포함하는 펩티드 또는 펩티드 세트일 수 있다. 또한, 상기 펩티드 또는 펩티드 세트는 서열번호 5 내지 8의 아미노산 서열로 이루어진 군으로부터 선택된 하나 이상을 포함하는 펩티드 또는 펩티드 세트 일 수 있다. 상기 펩티드 또는 펩티드 세트의 아미노산 서열의 N-말단 또는 C-말단에는 파지의 외피 단백질의 연속되는 아미노산 서열이 연결될 수 있다. 따라서, 예를 들면, 상기 펩티드 또는 펩티드 세트는 길이가 5 내지 60 개의 아미노산 서열, 7 내지 55개의 아미노산 서열, 7 내지 40 개의 아미노산 서열, 7 내지 30개의 아미노산 서열, 7 내지 20 개의 아미노산 서열, 또는 7 내지 10개의 아미노산 서열일 수 있다.

[0046] 상기 펩티드는 개시된 펩티드의 보존적 치환(conservative substitution)을 포함하는 것일 수 있다. 본 발명에서 용어 "보존적 치환(conservative substitution)"이란 단백질 또는 펩티드의 생물물리학적 특성을 변화시키지 않으면서 제1 아미노산 잔기가 제2의 상이한 아미노산 잔기로 치환되는 것으로서, 여기서, 제1 및 제2 아미노산 잔기는 생물물리학적 특징이 유사한 결사슬을 가지는 것을 의미할 수 있다. 유사한 생물물리학적 특징으로는 소수성, 전하, 극성, 또는 수소 결합을 제공 또는 수용할 수 있는 능력을 포함할 수 있다. 보존적 치환의 예들은 염기성 아미노산(아르기닌, 리신 및 히스티딘), 산성 아미노산(글루탐산 및 아스파르트산), 극성 아미노산(글루타민 및 아스파라긴), 소수성 아미노산(루신, 이소로이신, 발린 및 메티오닌), 친수성 아미노산(아스파르트산, 글루탐산, 아스파라긴 및 글루타민), 방향족 아미노산(페닐알라닌, 트립토판, 티로신 및 히스티딘), 및 작은 아미노산(글리신, 알라닌, 세린 및 트레오닌)의 군의 범위 내에 있을 수 있다. 일반적으로 특이적 활성을 변경시키지 않는 아미노산 치환은 당해 기술 분야에 공지되어 있다. 따라서, 예를 들면, 상기 펩티드에서  $X_1$ 은 W, Y, F 또는 H이고,  $X_2$ 는 D, E, N 또는 Q이고,  $X_3$ 는 I, L 또는 V일 수 있다.

[0047] 따라서, 예를 들면, 상기 서열번호 1 내지 서열번호 8 중 어느 하나의 펩티드의 C-말단이 M13 파지의 몸통, 즉, 파지의 끝이 아닌, 길이 방향의 몸체에 존재하는 50개의 아미노산 길이의 p8(서열번호 14)의 N-말단에 연결된 것일 수 있다. 또한, 예를 들면, 상기 서열번호 1 내지 서열번호 8 중 어느 하나의 펩티드가 M13 파지의 외피 단백질 p8의 2 내지 4번 위치의 아미노산 서열(즉, EGD), 2 내지 3번 위치, 3 내지 4번 위치, 또는 2번 위치의 아미노산 서열을 대신하여 연결된 것일 수 있다.

[0048] 일 구체예에 있어서, 그래피틱 물질과 결합능을 갖는 펩티드가 디스플레이된 파지는 그래피틱 물질과 특이적으로 결합하므로, 이들 그래피틱 물질의 특성을 손상시키지 않는 비파괴적인 방법으로 추가적인 기능 부여를 할 수 있으며, 필라멘트성(filamentous) 파지의 외피 단백질 또는 그의 단편에 상기 펩티드를 디스플레이한 경우에는 그래피틱 물질과의 접촉면이 넓어 더욱 강한 결합력을 제공할 수 있다.

[0049] 다른 구체예에 있어서, 상기 파지는 파지 자체의 필라멘트성 형태의 구조를 이용하여 그래피틱 표면상에 방향성을 갖고 배열될 수 있다. 예를 들면 특정 방향으로 일렬로 배열될 수 있으며, 이 경우 파지의 외피 단백질에 위

치한 펩티드와 그래피틱 표면과의 결합력이 상승함과 동시에 일자로 정렬될 수 있다. 일자로 정렬된 파지는 그래피틱 표면에 비등방적 (anisotropic) 기능화를 부여할 수 있으며, 이는 펩티드만을 사용했을 경우에는 등방적 (isotropic), 또는 랜덤한 기능화만 가능한 것과는 차별화된다. 상기와 같은 일자 정렬구조 외에도 스멕틱 (smectic) 구조와 같은 층상구조, 네마틱(nematic) 구조, 나선구조, 격자구조 등 특정 방향성을 갖는 구조를 형성할 수 있으므로, 파지의 배열 구조에 따라 그래피틱 표면에 다양한 기능을 부여할 수 있다.

- [0050] 다른 양상에 있어서, 상기 압력 센서는 혈압 또는 심박을 측정하기 위한 압력 센서일 수 있다.
- [0051] 혈압은 동맥혈압, 모세관혈압, 정맥혈압 등으로 구별될 수 있으며, 일반적으로 혈압은 동맥혈압을 의미할 수 있다. 동맥혈압은 심장박동에 의하여 변동한다. 혈압의 측정법은 침습적 방법과 비침습적 방법이 있다. 침습적 방법에 있어서, 일 구체예에 따른 압력 센서는 카테터에 연결되어 혈압을 측정할 수 있다. 예를 들면, 침습적 방법은 혈관 속에 카테터를 삽입하여 헤파린 생식수 등을 넣은 연결관을 통하여 혈압을 측정할 수 있는데, 일 구체예에 따른 압력 센서를 카테터의 선단 부분에 연결함으로써 혈압을 측정할 수 있다. 비침습적 방법에 있어서, 일 구체예에 따른 압력 센서는 맥파를 측정할 수 있는 부위, 예를 들면, 노동맥(radial artery), 상완동맥(brachial artery), 경동맥(carotid artery), 경정맥(carotid vein), 대퇴동맥(femoral artery), 슬와동맥(popliteal artery), 경골동맥(tibial artery), 또는 족배동맥(dorsal pedis artery)이 지나가는 부위의 피부에 압력 센서를 배치하여 측정할 수 있다. 일 구체예에 따른 압력 센서는 심장 박동시의 혈관의 수축 및 팽창에 의해 상기 혈관 위의 피부로 전달되는 압력(혈압)을 감지함으로써 혈압을 측정할 수 있다.
- [0052] 또한, 일 구체예에 따른 압력 센서는 심장의 박동이 전달된 혈관 또는 정맥에서 발생하는 펄스를 감지하여 그를 전기적 신호로 변환함으로써 심박 또는 심박수를 측정할 수 있다.
- [0053] 다른 양상은 하부 기관; 상기 하부 기관 상에 배치되고, 하부 기관의 적어도 일부분과 이격된 상부 기관; 상기 하부 기관 상 또는 상부 기관이 하부 기관과 마주보는 일면의 적어도 일부분에 형성된 전자 시트, 또는 상기 하부 기관 상의 적어도 일부분에 형성된 제1 전자 시트 및 상기 상부 기관이 하부 기관과 마주보는 일면의 적어도 일부분에 형성된 제2 전자 시트를 포함하고, 상기 전자 시트는 그래피틱 물질 및 상기 그래피틱 물질에 결합된 파지를 포함하고, 상기 결합은 상기 파지의 외피 단백질 또는 그 단편에 디스플레이된 펩티드와 상기 그래피틱 물질 사이에 이루어진 것을 포함하는 것인 압력 센서를 포함하는 웨어러블 디바이스를 제공한다.
- [0054] 압력 센서에 대해서는 상기한 바와 같다.
- [0055] 상기 웨어러블 디바이스는 생체 정보를 측정하기 위한 것일 수 있으며, 생체 정보는 혈압 또는 심박을 포함할 수 있다. 일 구체예에 있어서, 생체 정보는 또한 사람의 걸음에 의해서 발생하는 힘 또는 압력일 수 있으며, 하나 또는 그 이상의 압력 센서가 사람의 발바닥, 또는 신발의 밑창에 장착되어 걸음에 의한 힘의 크기 정도, 또는 분산 정도 등을 측정할 수 있다. 또한 하나 또는 그 이상의 압력 센서는 치아 또는 구강 내에 부착되어 치아의 맞물림 혹은 맞닿음에 의한 힘의 크기 정도, 또는 분산 정도 등을 측정할 수 있다. 따라서, 일 구체예에 따른 웨어러블 디바이스는 패치, 밴드, 워치(watch), 신발, 또는 치아 부착 장치 등을 포함할 수 있다.
- [0056] 일 구체예에 따른 웨어러블 디바이스는 상기 압력 센서와 논리적 통신을 하고 상기 압력 센서의 제어에 관련된 데이터를 출력하기 위해 상기 압력 센서로부터 발생된 신호 데이터를 수신하고 처리하는 컨트롤러를 더 포함할 수 있다.
- [0057] 상기 웨어러블 디바이스 내의 압력 센서는 상기 컨트롤러에 의해 제어되어, 상기 컨트롤러는 일정 시간 간격으로, 또는 특정 이벤트(예를 들면, 스위치 작동)에 반응하여 압력 센서가 검출한 생체 정보를 수신하고 처리할 수 있다.
- [0058] 또한, 상기 웨어러블 디바이스는 컨트롤러의 동작을 위한 프로세서를 저장할 수 있고, 입/출력되는 데이터들 (예를 들면, 생체 정보)을 임시 저장할 수 있는 메모리를 더 포함할 수 있다. 상기 메모리는 상기 압력 센서로부터 수신된 전기적 신호에 대한 정보(예를 들면, 혈압 또는 심박)를 저장할 수 있다.
- [0059] 또한 상기 웨어러블 디바이스는 상기 컨트롤러에서 처리된 정보 또는 상기 메모리에 저장된 정보를 표시하기 위한 표시부를 포함할 수 있다. 또한, 상기 웨어러블 디바이스는 상기 컨트롤러에서 처리된 정보 또는 상기 메모리에 저장된 정보를 무선 통신 시스템을 가지고 있는 웨어러블 디바이스 착용자 또는 다른 사용자(예를 들면, 착용자의 주변에 있는 사람, 운동 선수 트레이너, 의사, 병원, 또는 착용자의 가족 등)에게 전달하기 위한 무선

통신부를 더 포함할 수 있다. 예를 들면 무선 통신부는 방송 수신 모듈, 이동 통신 모듈, 무선 인터넷 모듈, 근거리 통신 모듈을 포함할 수 있다. 상기 압력 센서로부터 감지된 정보는 무선 통신부를 통해 착용자 또는 다른 사용자에게 전달될 수 있다.

[0060] 일 구체예에 따른 웨어러블 디바이스에 있어서, 상기 압력 센서는 전기적 특성이 우수하면서도 그의 제어가 가능하고, 기계적 유연성 및 안정성이 뛰어나므로, 생체 정보(예를 들면, 혈압 또는 심박)를 측정하기 위한 웨어러블 디바이스에 유용하게 사용될 수 있다.

**발명의 효과**

[0061] 일 양상에 따른 압력 센서는 전기적 특성이 우수하면서도 그의 제어가 가능하고, 기계적 유연성 및 안정성이 뛰어나며, 가해진 압력 등에 의해 센서 내 소자의 저항이 변하는 간단하면서도 재현성이 높은 방식으로 압력 등을 측정할 수 있는 효과가 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0062] 도 1은 일 구체예에 따른 압력 센서의 하부 기관의 패턴화를 도식화하여 나타낸 도면이다.
- 도 2는 일 구체예에 따른 압력 센서의 하부 기관의 구조를 도식화하여 나타낸 도면이다.
- 도 3은 일 구체예에 따른 압력 센서의 상부 기관의 패턴화를 도식화하여 나타낸 도면이다.
- 도 4는 일 구체예에 따른 압력 센서를 도식화하여 나타낸 도면이다.
- 도 5는 다른 구체예에 따른 압력 센서를 도식화하여 나타낸 도면이다.
- 도 6은 다른 구체예에 따른 압력 센서를 도식화하여 나타낸 도면이다.
- 도 7은 일 구체예에 따른 중간 절연구조물 또는 중간 절연층이 포함된 압력 센서를 도식화하여 나타낸 도면이다.
- 도 8은 일 구체예에 따른 압력 센서의 하이브리드 전자 시트를 도식화하여 나타낸 도면이다.
- 도 9는 일 구체예에 따른 압력 센서의 하이브리드 전자 시트의 제조과정을 도식화하여 나타낸 도면이다.
- 도 10은 일 구체예에 따른 압력 센서의 상부 기관의 미세구조 사진을 나타낸 도면이다.
- 도 11은 일 구체예에 따른 압력 센서를 나타낸 사진이다.
- 도 12는 일 구체예에 따른 압력 센서에 각기 다른 압력을 인가하였을 때 측정된 전류의 변화를 나타낸 그래프이다.
- 도 13은 일 구체예에 따른 압력 센서에 압력을 인가했을 때와 압력을 제거했을 때의 전류의 변화를 나타낸 그래프이다.
- 도 14는 일 구체예에 따른 압력 센서에 손가락을 이용하여 순간적으로 압력을 전가하는 실험을 나타내는 사진과, 손가락 두드림 힘에 의한 센서의 실시간 전류의 변화를 나타낸 그래프이다.
- 도 15는 일 구체예에 따른 압력센서로 노동맥에서 측정된 혈류의 맥박을 전류의 변화로 나타낸 그래프이다.
- 도 16은 일 구체예에 따른 압력 센서를 상업적으로 판매되는 10 mm 직경의 Phidgets FSR (force-sensitive resistor) 센서와 비교 실험한 조건의 모식도와, 손가락 두드림에 의한 책상의 진동에 두 센서의 반응도를 비교하여 나타낸 그래프이다.
- 도 17은 일 구체예에 따른 압력 센서의 하이브리드 전자 시트의 조성 변화에 따른 센서의 감도 변화 실험에 사용된 소형 압력 센서를 나타내는 사진이다.
- 도 18은 일 구체예에 따른 압력 센서의 상부 기관과 하부 기관에 각각 8:2/8:2 조성의 하이브리드 전자 시트를 전사하고 압력을 0부터 1kPa 단위로 순차적으로 인가하였을 때 전류의 변화를 나타낸 그래프이다.
- 도 19는 일 구체예에 따른 압력 센서의 상부 기관과 하부 기관에 각각 2:2/8:2 조성의 하이브리드 전자 시트를 전사하고 압력을 0부터 1kPa 단위로 순차적으로 인가하였을 때 전류의 변화를 나타낸 그래프이다.
- 도 20은 일 구체예에 따른 압력 센서의 상부 기관과 하부 기관에 각각 2:2/2:2 조성의 하이브리드 전자 시트를

전사하고 압력을 0부터 1kPa 단위로 순차적으로 인가하였을 때 전류의 변화를 나타낸 그래프이다.

도 21은 일 구체예에 따른 압력 센서의 상부 기관과 하부 기관에 각각 8:2/2:2 조성의 하이브리드 전자 시트를 전사하고 압력을 0부터 1kPa 단위로 순차적으로 인가하였을 때 전류의 변화를 나타낸 그래프이다.

도 22는 일 구체예에 따른 압력 센서의 상부 기관에 5:2 조성의 하이브리드 전자 시트를 전사하고, 하부 기관에 PEDOT:PSS를 전사하고 압력을 0부터 1kPa 단위로 순차적으로 인가하였을 때 전류의 변화를 나타낸 그래프이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0063] 이하 본 발명을 실시예를 통하여 보다 상세하게 설명한다. 그러나, 이들 실시예는 본 발명을 예시적으로 설명하기 위한 것으로 본 발명의 범위가 이들 실시예에 한정되는 것은 아니다.

[0064] **실시예: 압력 센서의 제조 및 특성 분석**

[0065] **1. 압력센서의 제조 1**

[0066] **(1) 하이브리드 전자 시트의 제조**

[0067] **(1.1) 콜로이드 용액의 제조**

[0068] 먼저, 증류수에 계면 활성제인 소듐 콜레이트(sodium-cholate)를 2% w/v의 농도로 첨가한 수용액을 제조한 다음, 탄소나노튜브(제조사:Nanointegris, SuperPure SWNTs, solution형태, 농도: 250  $\mu\text{g/ml}$ )를 48시간 동안 투석하여 단결탄소나노튜브를 소듐 콜레이트로 안정화시킨 콜로이드 용액을 제조하였다.

[0069] 이때 탄소나노튜브(CNT)의 평균 길이를 1 $\mu\text{m}$ , 평균 지름을 1.4 nm로 가정했을 때, 상기 콜로이드 용액에 포함된 단결탄소나노튜브 개수의 계산식은 다음과 같다.

[0070] [수학식 1]

[0071] 단결탄소나노튜브 개수(개/ml) = 농도  $\mu\text{g/ml}$  X 3 X  $10^{11}$  CNT

[0072] 상기 수학식에 의하면 상기 콜로이드 용액에 포함된 단결탄소나노튜브 개수는  $(7.5 \times 10^{13})$ 개/ml임을 알 수 있다.

[0073] **(1.2) 그래피틱 물질에 결합능을 갖는 펩티드가 디스플레이된 파지의 제조**

[0074] 그래피틱 표면과 강한 결합력을 지닌 M13 파지인 그래피틱 표면과 강한 결합력을 갖는 펩티드인 DSWAADIP(서열번호 5)가 디스플레이된 M13파지 (p8GB#1) 및 DNPIQAVP(서열번호 6)가 디스플레이된 파지(p8GB#5)를 하기의 방법으로 제조하였다.

[0075] 우선, M13KE 벡터(NEB, product#N0316S)(서열번호 9)의 1381번째 염기쌍(base pair)인 C의 G로의 부위특이적 변이(site-directed mutation)를 위하여, 서열번호 10 및 11의 올리고뉴클레오티드를 사용하여 M13HK 벡터를 제작하였다. 상기 제작된 M13HK 벡터는 제한효소 BspHI (NEB, product# R0517S) 및 BamHI 제한효소(NEB, product#R3136T)를 사용하여 이중 절단(double-digested)되었고, 남극 포스파타아제(Antarctic phosphatase)를 사용하여 탈인산화시켰다. 탈인산화된 벡터를 이중-절단 DNA 두플렉스(duplex)로 16 $^{\circ}\text{C}$ 에서 하룻밤 동안 인큐베이션하여 연결시켰다. 이후 산물을 정제하고, 농축하였다. 전기컴피턴트 세포(electrocompetent cell) (XL-1 Blue, Stratagene)를 18 kV/cm에서 2  $\mu\text{l}$ 의 농축된 연결된 벡터 용액으로 전기천공법으로 형질전환하였고, 총 5 개의 형질전환을 라이브러리 구축을 위해 수행하였다. 이후, 형질전환된 세포는 60분 동안 배양되었고, 다수의 형질전환체의 분획은 X-갈/이소프로필- $\beta$ -D-1-티오갈락토피라노사이드(IPTG)/테트라사이클린(Tet)을 함유하는 아가 플레이트에 플레이팅되어 라이브러리의 다양성을 결정하였다. 남아있는 세포는 진탕 배양기에서 8시간 동안 증폭되었다. 상기 파지 디스플레이 p8 펩티드 라이브러리의 제작에는 서열번호 12 및 13의 올리고뉴클레오티드를 사용하였다.

[0076] 일 구체예에 따라 제조된 파지 디스플레이 p8 펩티드 라이브러리의 염기서열은  $4.8 \times 10^7$  pfu(plaque form unit)가지의 다양성을 가지며 각각의 서열당  $1.3 \times 10^5$  개 정도의 복제수(copy number)를 지녔다.

[0077] 그 다음, 직경이 1cm 인 HOPG (highly ordered pyrolytic graphite) 기판(제조사: SPI product#439HP-AB)을 준비하였다. 이때 HOPG 기판은 입자크기(grain size)가 100 μm 이하의 비교적 큰 HOPG 기판을 사용하였다. 기존에는 그래피틱 표면으로써 생산과정에서 대부분 표면이 손상되는 탄소나노튜브필름 표면 등을 사용하였기 때문에, 결합력이 높은 펩티드를 도출하기 어렵다는 단점이 있었다. 이에 그를 보완하기 위하여, 그래피틱 표면을 갖는 물질인 HOPG를 실험 전에 기판으로부터 테이프를 떼어내어 깨끗한(fresh) 표면을 얻어 샘플 표면의 산화 등으로 인한 결함을 최소화시켰다. 그 다음, 상기 제조한  $4.8 \times 10^{10}$  pfu( $4.8 \times 10^7$  가지 다양성, 각 서열마다 복제수 1000개)의 파지 디스플레이 p8 펩티드 라이브러리를 100 μL의 TBS(Tris-Buffered Saline) 완충액에 준비한 다음 HOPG 표면과 1시간 동안 100 rpm으로 진탕배양기에서 반응(conjugating)시켰다. 1 시간 후 용액을 제거한 다음, TBS에서 10번 반복 세척하였다. 세척된 HOPG 표면에 산성 완충액으로서 pH 2.2의 트리스-HCl을 8분 동안 반응시켜 비선택적으로 반응하는 펩티드를 제거(elution)한 후, 미드-로그(mid-log) 상태인 XL-1 blue E. coli 배양물(culture)로 30분 동안 용리시켰다. 용리된 배양물의 일부는 DNA 시퀀싱(DNA sequencing) 및 펩티드 식별(peptide identification)을 위하여 남겨두고 나머지는 증폭(amplification)해서 다음 라운드를 위한 서브 라이브러리(sub-library)를 만들었다. 이때 만들어진 서브 라이브러리를 이용하여 상기의 과정을 반복하였다. 한편, 남겨둔 플라크는 DNA를 분석하여 p8 펩티드 서열을 구하고, 이때 얻어진 서열을 분석하여 그래피틱 물질에 강한 결합능을 갖는 펩티드 서열인 DSWAADIP(서열번호 5)이 디스플레이된 파지(P8GB#1) 및 DNPIQAVP(서열번호 6)가 디스플레이된 파지(p8GB#5)를 얻었다.

[0078] 또한, 파지와 그래피틱 물질의 결합에 있어서, 상기 서열번호 5 및 6의 N-말단으로부터 첫 번째 아미노산 서열인 아스파르트산(D)은 결합에 영향을 미치지 않을 것으로 판단하여, 펩티드 서열인 SWAADIP(서열번호 7), 및 NPIQAVP(서열번호 8)이 디스플레이된 파지를 얻어 그의 그래피틱 물질과의 결합을 확인하였다.

[0079] **(1.3) 파지가 결합된 하이브리드 전자 시트 제조**

[0080] 상기 제조한 콜로이드 용액과 상기 그래피틱 표면과 강한 결합력을 지닌 M13 파지(p8GB#1)를 포함하는 파지용액을 8:2의 몰비율로 혼합하였다.

[0081] 그 다음, 투석을 위하여 반투과성 멤브레인(semipermeable dialysis membrane; SpectrumLab, MWCO 12,000~14,000, product # 132 700) 튜브 안에 상기 혼합물을 각각 넣은 다음, 상기 각 멤브레인 튜브를 3차 증류수에 대하여 투석을 진행하였다. 투석 시작 후 약 16시간이 지나자 상기 멤브레인 튜브 면을 따라서 얇은 전자 시트가 형성되었다. 그 다음, 상기 각 멤브레인 튜브를 3차 증류수에 옮겨 넣고 멤브레인 튜브의 멤브레인을 비틀어 전자 시트를 떼어내어 건조하였다.

[0082] 도 9는 일 구체예에 따른 압력 센서의 하이브리드 전자 시트의 제조과정 도식화하여 나타낸 도면이다.

[0083] 도 9에 나타낸 바와 같이, 계면활성제가 포함된 용액에 첨가시켜 안정화된 콜로이드 물질에 탄소나노튜브가 분산 또는 용해되어 있음을 알 수 있다. 단결탄소나노튜브와 M13 파지가 결합하여 최종적으로는 탄소나노튜브와 M13 파지가 퍼콜레이트 네트워크(percolated network)의 구조를 갖는 시트가 형성됨을 확인할 수 있다.

[0084] **(2) 압력 센서 하부 기판의 제조**

[0085] 하부 기판은 PDMS 폴리머 기판을 사용하였다. 실가드(sylgard®) 184 실리콘 합성 중합체(silicone elastomer) 및 실가드(sylgard®) 184 실리콘 합성 중합체 경화제(silicone elastomer curing agent)를 10:1의 비율로 섞은 후, 페트리디쉬 스펀 코팅 기법을 사용하여 두께를 조절하고, 70 °C 오븐에서 약 6시간 동안 경화를 진행하였다. 경화된 PDMS 필름을 수술용 칼을 이용하여 원하는 크기만큼 잘라서 사용하였다. 잘라낸 유연 고분자 PDMS 필름 위에 스텐실 마스크(Stencil mask)를 댄 후 스퍼터링 방식으로 금속 전극(Pt)을 증착하였다. 패터닝 된 두 금속 전극 사이에 1.5 x 1.5 cm 스텐실 마스크를 이용하여 상기 실시예 1.3에서 제조한 하이브리드 전자시트를 전사한 후, 공기 중에서 약 1시간 동안 건조시켰다. 건조된 하이브리드 전자 시트 전극이 전사된 기판은 유연 압력 소자에서 하부 기판으로 사용하였다.

[0086] **(3) 압력 센서 상부 기판의 제조**

[0087] 상부 기판의 패터닝 폴리머 기판을 위해 몰드를 제작하였다. 우선 실리콘 웨이퍼 위에 SU-8 100(Microchem 사에서 구입)을 이용하여 3000 rpm으로 스핀 코팅한 후 60 °C에서 30분, 90 °C에서 60분 동안 순차적으로 경화시키고, 원하는 패터닝이 그려진 마스크와 마스크 얼라이너(mask aligner)를 이용하여 UV를 조사하였다. 원하는 패터닝의 두께는 SU-8 필름 두께로 조절하였다. 라인 패터닝의 폭은 200~ 400 μm로 디자인하였다. UV 조사 후 60 °C에서 약 1분, 90 °C에서 약 20분을 다시 경화한 후, SU-8 전용 현상액(developer)(Microchem 사에서 구입)을 이용하여 패터닝을 현상하였다. 이렇게 제조된 패터닝이 형성된 실리콘 웨이퍼를 몰드로 이용하였다. 둥근 모양의 몰드는 앞에서 제작된 라인 패터닝이나 박스 패터닝을 포토레지스트를 이용하여 제작한 후, 고온에서 폴리머 리플로우(reflow) 공법을 이용하여 폴리머 외벽을 녹여 둥근 모양을 갖는 실리콘 몰드를 제작할 수 있다. 피라미드 모양의 몰드는 포토 레지스트를 이용하여 실리콘 웨이퍼 상에 일정한 사각형 모양의 음극 패터닝을 제작하고, 실리콘 에칭 솔루션(HF)을 이용하여 포토레지스트로 보호되지 못하는 사각형 음극 패터닝 부분의 실리콘 웨이퍼를 식각시켜서 피라미드형의 음극 패터닝을 얻을 수 있다.

[0088] 상기와 같이 제작된 실리콘 웨이퍼 몰드에 하부 기판용 PDMS 제조 조건과 동일하게 실가드(sylgard®) 184 실리콘 합성 중합체(silicone elastomer) 및 실가드(sylgard®) 184 실리콘 합성 중합체 경화제(silicone elastomer curing agent)를 10:1의 비율로 섞은 후, 패터닝이 새겨진 실리콘 웨이퍼 위에 스핀 코팅 방법을 사용하여 두께를 조절하고, 70 °C 오븐에서 약 6시간 동안 경화를 진행하였다. 경화된 PDMS 필름은 수술용 칼을 이용하여 조심스럽게 웨이퍼 몰드에서 떼어내었다. 상기와 같이 제작된 패터닝된 상부 기판에 하이브리드 전자시트를 스텐실 마스크를 이용하여 전사한 후, 약 한 시간 동안 공기 중에서 건조시킨다. 이렇게 상부 기판의 고분자 필름 상에 전사된 하이브리드 전자시트는 스텐실 마스크를 제거한 후 증류수를 사용해 세척한 후, 질소 가스를 사용해 건조시켰다. 하이브리드 전자시트가 전사된 상부 기판의 미세구조 사진을 도 10에 나타내었다.

[0089] 도 10은 일 구체예에 따른 압력 센서의 상부 기판의 미세구조 사진을 나타낸 도면이다.

[0090] 도 10에 나타낸 바와 같이, 높이 차가 있는 기판 위에도 하이브리드 전자시트가 conformal하게 잘 전사된 것을 알 수 있다.

[0091] **(4) 압력 센서의 제조**

[0092] 건조된 하이브리드 전자시트가 도포된 상기의 상부 기판과 하부 기판을 서로 포개고, 끈적한 특성의 고분자 물질을 이용하여 소자를 패키징하여 유연 압력 소자를 제작하였다. 디바이스 패키징을 위해서는 하부 기판의 제조 방법과 동일하게 10:1 비율로 준비된 PDMS 솔루션을 이용하여 겹쳐진 상/하부 기판 PDMS 기판의 바깥쪽 부분에 적정량을 도포한 후 80 °C에서 약 30분간 경화시켰다. 또한 PDMS 솔루션 대신에 에폭시 경화제/폴리아크릴레이트의 폴리머 접착제를 이용하여 두 PDMS 폴리머 기판을 접지 시켰다.

[0093] 도 11은 일 구체예에 따른 압력 센서를 나타낸 사진이다.

[0094] 도 11에 나타낸 바와 같이, 일 구체예에 따른 압력 센서는 1 mm 이하의 얇은 두께를 갖는 대면적 유연 압력 센서 소자임을 알 수 있다.

[0095] **2. 압력 센서의 특성 분석**

[0096] **(1) 기본 특성 분석**

[0097] 상기 제조된 압력 센서의 성능을 HP 사의 4156A 프레스전 세미컨덕터 파라미터 아날라이저(4156A Precision semiconductor parameter analyzer)를 사용하여 측정하였다. 제작된 소자에 각기 다른 압력을 인가하고 -1V 에서 +1V 범위의 전압을 두 전극 상에 인가하여 압력 변화에 따른 I-V (전류 vs. 전압) 신호를 측정하였고, 그의 결과를 도 12 및 도 13에 나타내었다.

[0098] 또한, 유연 압력 센서가 순간적 압력의 변화에 빠르게 반응할 수 있는가를 측정하기 위하여, 두 전극 사이에 2V 를 가하고 가벼운 손가락 두드림을 이용하여 약 2~4 kPa의 압력을 센서에 인가하고 손가락 두드림(tapping)에 의한 실시간 전류의 변화를 측정하였고, 그의 결과를 도 14에 나타내었다.

- [0099] 도 12는 일 구체예에 따른 압력 센서에 각기 다른 압력을 인가하였을 때 측정된 전류의 변화를 나타낸 그래프이다.
- [0100] 도 12에 나타낸 바와 같이, 압력이 증가할수록 소자에 흐르는 전류 값이 증가함을 알 수 있다. 상기의 결과로 소자에 인가되는 압력이 증가함에 따라, 전자 시트가 전사된 상부 기판이 하부 기판과 접촉하는 면적이 넓어짐에 따라, 두 전극 사이에 흐르는 저항이 감소하여 두 전극 사이에 흐르는 전류가 증가함을 알 수 있다.
- [0101] 도 13은 일 구체예에 따른 압력 센서에 압력을 인가했을 때와 압력을 제거했을 때의 전류의 변화를 나타낸 그래프이다.
- [0102] 도 13에 나타낸 바와 같이, 소자에 압력을 인가 시 (pressed) 저항이 낮아 높은 전류 값이 흐르고, 압력을 제거 시 (released) 압력 센서의 전류 값이 200-300 ms 내로 급격히 감소함을 확인할 수 있다. 또한, 센서의 전류 값이 일정하게 유지되는 것으로 보아 압력 센서에 인가되는 압력에 따라 하이브리드 전자 시트의 저항 값이 빠르지만 안정하게 변화함을 알 수 있다.
- [0103] 도 14는 일 구체예에 따른 압력 센서에 손가락을 이용하여 순간적으로 압력을 전가하는 실험을 나타내는 사진과, 손가락 두드림 힘에 의한 센서의 실시간 전류의 변화를 나타낸 그래프이다.
- [0104] 도 14에 나타낸 바와 같이, 순간적인 손가락 두드림시 급격한 전류의 상승과 감소가 일어났으며, 손가락 두드림에 반응하는 유연 압력 소자의 반응속도는 50ms 이하였음을 알 수 있다.
- [0105] **(2) 웨어러블 디바이스 특성 분석**
- [0106] 상기 제작된 압력 소자의 웨어러블 디바이스로서의 가능성을 알아보기 위해, 두 전극 사이에 2V의 전압을 인가하고, 손목상의 노동맥과 목부분의 경정맥 상에 유연 압력 소자를 부착하여 혈압의 변화를 측정하였고, 그의 결과를 도 15에 나타내었다.
- [0107] 도 15는 일 구체예에 따른 압력센서로 노동맥에서 측정된 혈류의 맥박을 전류의 변화로 나타낸 그래프이다.
- [0108] 도 15에 나타낸 바와 같이, 손목상의 노동맥의 경우 약 17 초의 범위 내에서 20개의 펄스(pulse)가 측정되었으며, 각자의 펄스는 약 0.83s의 주기를 보였음을 확인할 수 있다. 일반인의 경우 분당 약 65-75 사이의 혈압 펄스를 보이는데, 일 구체예에 따른 압력 소자를 이용하여 1분간 혈압 측정 시, 약 72개의 펄스가 측정되었음을 알 수 있다. 상기의 결과로, 일 구체예에 따른 압력 센서는 곡선형의 손목상에서 혈압을 측정할 수 있는 웨어러블 디바이스에도 적용이 가능함을 확인할 수 있다.
- [0109] **(3) 응답성 분석**
- [0110] 상기 제작된 압력 소자의 응답성을 분석하기 위해, 상업적으로 제작되어 구입이 가능한 FSR (Force Sensitive Resistor) 기반의 압력 센서와 비교하였다.
- [0111] 구체적으로 도 16에 나타난 바와 같이 하이브리드 전자 시트 기반의 유연 압력 소자를 10 mm 직경의 Philgets FSR 센서와 겹친 후, 두 센서 위에 1kg (약 100 kPa)의 추를 올려놓았다. 그리고 나서 센서 주변부를 손가락을 이용하여 간단히 tapping하였을 때의 센서의 저항 변화를 측정하였고, 그 결과를 도 16에 나타내었다.
- [0112] 도 16은 일 구체예에 따른 압력 센서를 상업적으로 판매되는 10 mm 직경의 Phidgets FSR (force-sensitive resistor) 센서와 비교 실험한 조건의 모식도와, 손가락 두드림에 의한 책상의 진동에 두 센서의 반응도를 비교하여 나타낸 그래프이다.
- [0113] 도 16에 나타낸 바와 같이, 두 센서 모두 두드림 순간의 진동에 의해 센서의 저항이 같은 주기로 감소하였음을 알 수 있다. 일 구체예에 따른 압력 센서는 FSR 센서에 비하여 손가락 tapping에 의한 미세 진동에 약 7배 강한 저항의 감소를 보였으며, 따라서 일 구체예에 따른 압력 센서가 FSR 센서가 진동에 더욱 민감하게 반응함을 보인다. 즉, 고 전도성/기능성 탄소 나노 튜브를 이용한 하이브리드 전자 시트 기반의 압력 센서를 이용하여 금속/고분자 기반의 상업적 FSR 센서보다 작은 압력 변화에 높은 변화를 보이는 고민감성 유연

압력 센서를 제작하였음을 알 수 있다.

[0114] **3. 조성 제어를 통한 압력 센서의 감도 제어**

[0115] **(1) 압력 센서의 제조 2 내지 4**

[0116] 저항 변화 압력 센서의 경우 센서에 인가되는 압력에 따라 상부 기관과 하부 기관의 접촉 면적이 변화함에 따른 소자의 저항변화를 기반으로 한다. 따라서 상부 기관과 하부 기관의 전기적인 특성을 제어하여 압력 센서의 민감도를 제어할 수 있다. 그를 확인하기 위해 전도도 특성이 매우 다른 두 가지 조성으로 하이브리드 전자시트를 형성하고 이들을 각각 압력 센서의 상부 기관 혹은 하부 기관으로 적용하여 센서를 제작하였다.

[0117] 구체적으로, 상기 실시예 1에서 상부 기관과 하부 기관의 하이브리드 전자 시트를 제조할 때, 콜로이드 용액과 M13 파지(p8GB#1)를 포함하는 파지용액을 하기 표 1과 같은 몰비율로 혼합한 것만을 제외하고는 동일한 방법으로 압력 센서를 제조하였다. 전자시트의 전극의 저항은 2 x 2 mm 스텐실 마스크를 이용하여 압력 센서용 하부 기관의 두 전극 사이에 전사하여 Fluke 멀티미터를 이용하여 측정하였다. SWNT:p8GB#1=8:2 몰 비율의 전자시트의 저항은 약 300 Ω이었으며 SWNT:p8GB#1=2:2 몰비율의 하이브리드 전자시트는 약 4300 Ω의 저항을 보였다. 즉, SWNT와 p8GB#1의 몰 비율을 제어함으로써 제작된 하이브리드 전자 시트의 전기적인 특성을 제어할 수 있음을 확인하였다.

**표 1**

	압력 센서 1	압력 센서 2	압력 센서 3	압력 센서 4
상부 기관	8:2	2:2	2:2	8:2
하부 기관	8:2	8:2	2:2	2:2

[0119] 또한, 상기 압력 센서 1 내지 4의 집적화 및 소형화 가능성을 위하여, 2 mm x 2 mm 초소형 압력 센서로 제작하였다.

[0120] 도 17은 일 구체예에 따른 압력 센서의 하이브리드 전자 시트의 조성 변화에 따른 센서의 감도 변화 실험에 사용된 소형 압력 센서를 나타내는 사진이다.

[0121] 도 17에 나타난 바와 같이, 일 구체예에 따른 소형 압력 센서는 상기 실시예 1.3.에서 제작한 압력 센서에 비해 면적이 약 55배 소형화되었음을 확인할 수 있다. 상기의 결과로, 일 구체예에 따른 하이브리드 전자 시트를 사용하여 집적화 및 소형화된 압력 센서를 제작할 수 있음을 알 수 있다.

[0122] **(2) 압력 센서의 감도 분석**

[0123] 상기 압력 센서 1 내지 4의 감도를 분석하기 위해, 두 전극 사이에 0-20 V의 전압을 인가하고, 각각 0 ~ 5 kPa의 압력을 1 kPa 단위로 증가하여 인가하면서 압력에 의한 전류 변화를 측정하였다. 상기의 결과는 도 18 내지 21에 나타내었다.

[0124] 도 18은 일 구체예에 따른 압력 센서의 상부 기관과 하부 기관에 각각 8:2/8:2 조성의 하이브리드 전자 시트를 전사하고 압력을 0부터 1 kPa 단위로 순차적으로 인가하였을 때 전류의 변화를 나타낸 그래프이다.

[0125] 도 19는 일 구체예에 따른 압력 센서의 상부 기관과 하부 기관에 각각 2:2/8:2 조성의 하이브리드 전자 시트를 전사하고 압력을 0부터 1 kPa 단위로 순차적으로 인가하였을 때 전류의 변화를 나타낸 그래프이다.

[0126] 도 18에 나타난 바와 같이, 상부 기관과 하부 기관이 각각 8:2 와 8:2 비율로 제작된 압력 소자의 경우 1 kPa 압력 인가 시 약 15 %의 전류 값이 증가하였음을 알 수 있다.

[0127] 또한, 도 19에 나타난 바와 같이, 상부 기관과 하부 기관이 각각 2:2 와 8:2 비율로 제작된 하이브리드 전자시트를 이용한 유연 압력 소자를 제작하였을 때에는, 약 1 kPa 압력 적용 시에 약 1%의 전류 값이 증가하였음을

알 수 있다.

- [0128] 상기의 결과로 상부 기관의 저항이 높은 경우 상부 기관과 하부 기관의 접촉 면적이 증가하여도 상부 기관의 높은 저항값으로 인하여 전류의 증가 값이 상대적으로 낮을 수 있음을 알 수 있다. 즉 전도도가 높은 하부 기관을 적용하였을 때에 상부 기관의 저항이 낮은 센서의 경우가 민감도가 더 좋다고 할 수 있다. 또한 상부 기관의 저항이 높은 센서는 높은 압력 구동 범위를 가질 수 있다.
- [0129] 도 20은 일 구체예에 따른 압력 센서의 상부 기관과 하부 기관에 각각 2:2/2:2 조성의 하이브리드 전자 시트를 전사하고 압력을 0부터 1 kPa 단위로 순차적으로 인가하였을 때 전류의 변화를 나타낸 그래프이다.
- [0130] 도 21은 일 구체예에 따른 압력 센서의 상부 기관과 하부 기관에 각각 8:2/2:2 조성의 하이브리드 전자 시트를 전사하고 압력을 0부터 1 kPa 단위로 순차적으로 인가하였을 때 전류의 변화를 나타낸 그래프이다.
- [0131] 도 20에 나타낸 바와 같이, 상부 기관과 하부 기관이 모두 2:2 비율로 제작된 하이브리드 전자 시트를 이용하여 제작한 압력센서의 경우 약 1 kPa 압력 적용 시에 약 4%의 전류가 증가하였음을 알 수 있다. 상기의 결과로, 하부 기관과 상부 기관의 저항이 모두 높은 경우, 상부 기관과 하부 기관이 모두 저항이 낮은 경우에 비하여 민감도가 떨어짐을 알 수 있다.
- [0132] 도 21에 나타낸 바와 같이, 상부 기관과 하부 기관이 각각 8:2 와 2:2 비율로 제작된 하이브리드 전자시트를 이용한 유연 압력 소자를 제작하였을 때에는, 약 40%의 전류가 증가하였음을 알 수 있다. 또한, 하부 기관의 저항이 높은 경우, 저항이 낮은 상부 기관과 접촉 시 낮은 구동 압력에서 높은 감도를 얻을 수가 있음을 알 수 있다.
- [0133] 상기 도 18 내지 21의 결과로, 하이브리드 전자시트의 조성 제어를 통하여 유연 압력 소자의 감도 및 구동 범위를 용이하게 조절할 수 있음을 알 수 있다. 또한 일 구체예에 따른 압력 센서는 상부 기관에 인가된 압력에 의해 상부 기관이 하부 기관과 접지하여 소자 전체의 저항을 감소시키고 전류량을 증가시키는 간단한 원리에 의해 구동되므로, 상부 기관의 강도 조절이나 패턴의 구조 변화를 통해서도 유연 압력 센서의 구동 범위를 조절할 수 있음을 알 수 있다.

[0134] **4. 상부 기관과 하부 기관 중 하나의 기관 상에 전자 시트를 형성시킨 압력 센서의 제조 및 그의 특성 분석**

[0135] **(1) 압력 센서의 제조 5**

- [0136] 상부 기관에만 하이브리드 전자 시트가 전사된 압력 센서를 제조하기 위해, 상기 압력 센서 1에서 하부 기관에 전도성 고분자를 코팅시킨 것만을 제외하고는 유사한 방법으로 압력 센서를 제조하였다.
- [0137] 구체적으로, 전도성 고분자 PEDOT:PSS(poly(3,4-ethylenedioxythiophene) polystyrene sulfonate)가 코팅된 하부 기관을 제작하기 위하여, 하부 기관은 PDMS 폴리머 기관을 사용하였다. 실가드(sylgard® 184 실리콘 합성 중합체(silicone elastomer) 및 실가드(sylgard® 184 실리콘 합성 중합체 경화제(silicone elastomer curing agent)를 10:1의 비율로 섞은 후, 페트리디쉬 스펀 코팅 기법을 사용하여 두께를 조절하고, 70 °C 오븐에서 약 6시간 동안 경화를 진행하였다. 경화된 PDMS 필름을 수술용 칼을 이용하여 원하는 크기만큼 잘라서 사용하였다. 잘라낸 유연 고분자 PDMS 필름 위에 스텐실 마스크(Stencil mask)를 낸 후 스퍼터링 방식으로 금속 전극 (Pt)을 증착하였다. 증착된 두 금속 전극 사이에 PEDOT:PSS 용액을 적하한 후, 3000 rpm에서 스펀코팅을 통하여 전도성을 갖는 하부 기관을 제작하였다. 하부 기관의 안정성을 위해 80 °C 오븐에서 약 10 분간 열처리를 하였다.
- [0138] 피라미드 구조체가 있는 상부 기관은, 실리콘 웨이퍼 에칭 공정을 통하여 제작하였다. 실리콘 기관에 노광 공정을 통하여 사각형의 패턴을 제작하고, 10분간 Buffered oxide etching (BOE) 공정을 통하여 산화실리콘을 제거한 후, 30% KOH 에칭을 통하여서 피라미드 구조체를 제작하였다. 피라미드 구조체의 높이는 약 100 um 이었다. 실가드(sylgard®) 184 실리콘 합성 중합체(silicone elastomer) 및 실가드(sylgard®) 184 실리콘 합성 중합체 경화제(silicone elastomer curing agent)를 10:1의 비율로 섞은 후, 페트리디쉬 스펀 코팅 기법을 사용하여 두께를 조절하고, 70 °C 오븐에서 약 6시간 동안 경화를 진행하였다. 경화된 PDMS 필름을 수술용 칼을 이용하여 원하는 크기만큼 잘라서 사용하였다. 상기와 같이 제작된 피라미드 구조가 패터화된 상부 기관에 상기 5:2 조성의 하이브리드 전자시트를 스텐실 마스크를 이용하여 전사한 후, 약 한 시간 동안 공기 중에서 건조시켰다. 이렇게 상부 기관의 고분자 필름 상에 전사된 하이브리드 전자시트는 스텐실 마스크를 제거한 후 증류수를 사용

해 세척한 후, 질소 가스를 사용해 건조시켰다. 다음으로, PEDOT:PSS가 코팅된 하부 기판에 하이브리드 전자시트가 도포된 상부의 상부 기판을 서로 포개고, 끈적한 특성의 고분자 물질을 이용하여 소자를 패키징하여 유연 압력 소자를 제작하였다. 디바이스 패키징을 위해서는 하부 기판의 제조 방법과 동일하게 10:1 비율로 준비된 PDMS 솔루션을 이용하여 겹쳐진 상/하부 기판 PDMS 기판의 바깥쪽 부분에 적정량을 도포한 후 80 °C에서 약 30 분간 경화시켰다. 또한 PDMS 솔루션 대신에 에폭시 경화제/폴리아크릴레이트의 폴리머 접착제를 이용하여 두 PDMS 폴리머 기판을 접지시켰다.

[0139] (2) 압력 센서의 감도 분석

[0140] 상기 제조된 압력 센서 5의 두 전극 사이에 0-10 V의 전압을 인가하고, 각각 0 ~ 5 kPa의 압력을 1 kPa 단위로 증가하여 인가하면서 압력에 의한 전류 변화를 측정하였다. 상기의 결과는 도 22에 나타내었다.

[0141] 도 22는 일 구체예에 따른 압력 센서의 상부 기판에 5:2 조성의 하이브리드 전자 시트를 전사하고, 하부 기판에 PEDOT:PSS를 전사하고 압력을 0부터 1kPa 단위로 순차적으로 인가하였을 때 전류의 변화를 나타낸 그래프이다.

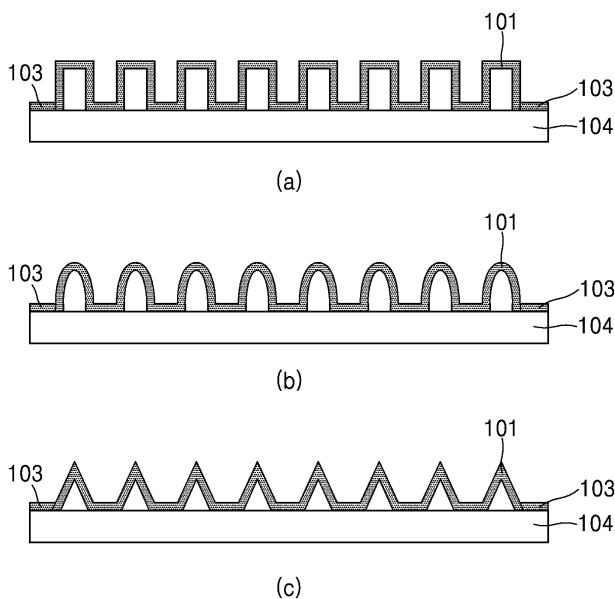
[0142] 도 22에 나타낸 바와 같이, 상부 기판에 5:2 조성의 하이브리드 전자 시트를 전사하고, 하부 기판에 PEDOT:PSS를 전사한 유연 압력 소자를 제작하였을 때에는, 약 1 kPa 압력 적용 시에 약 1%의 전류 값이 증가하였음을 알 수 있다. 상기의 결과로, 상부 기판 및 하부 기판 중 하나의 기판에 하이브리드 전자 시트를 전사하여도, 유연 압력 소자로서 작용할 수 있음을 알 수 있다.

**부호의 설명**

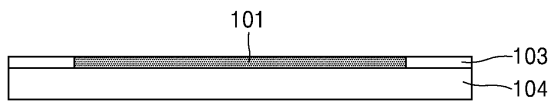
- [0143] 1: 압력 센서      101: 제1 전자 시트
- 102: 제2 전자 시트    103: 전극
- 104: 하부 기판      105: 상부 기판
- 106: 커버          107: 중간 절연 구조물
- 108: 중간 절연층    110: 그래피틱 물질
- 120: 파지

**도면**

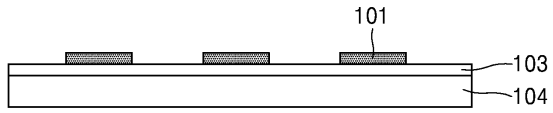
**도면1**



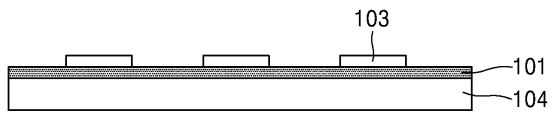
도면2



(a)

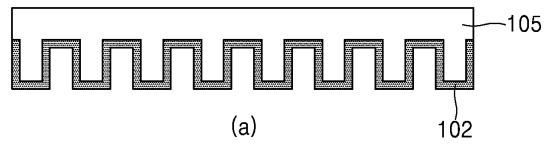


(b)

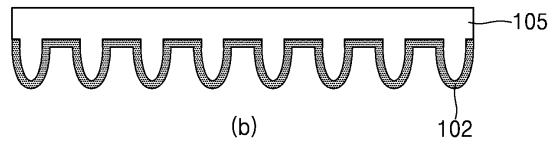


(c)

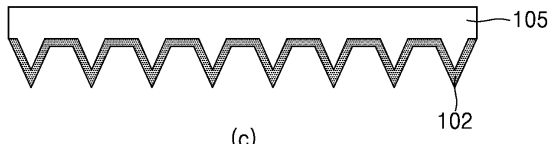
도면3



(a)

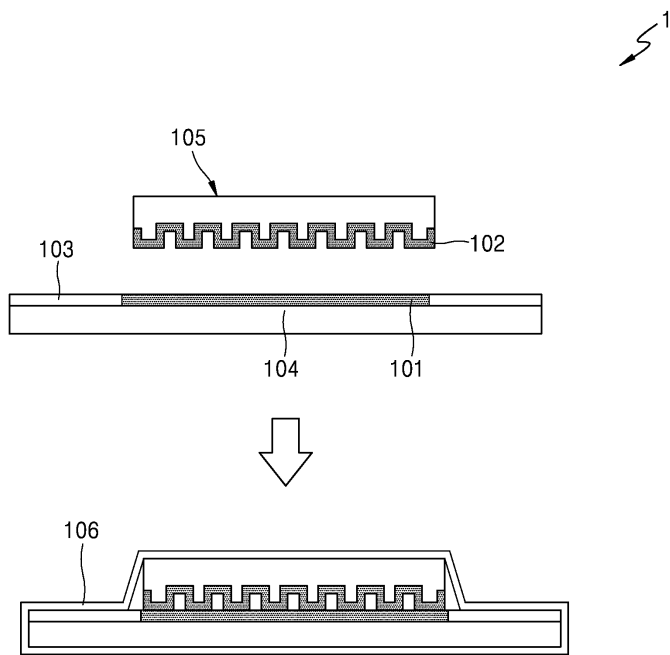


(b)

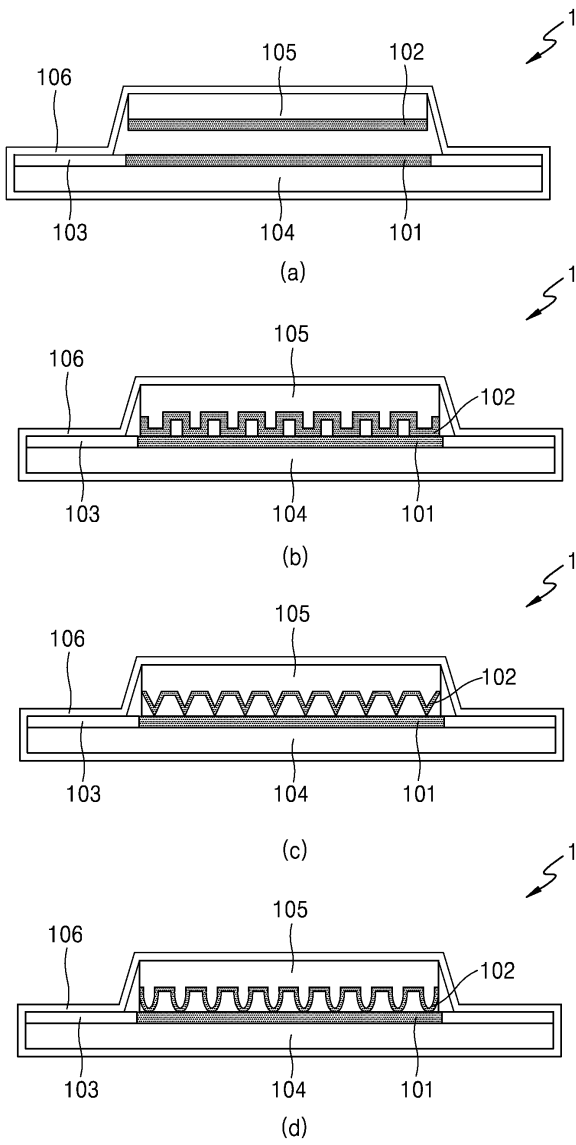


(c)

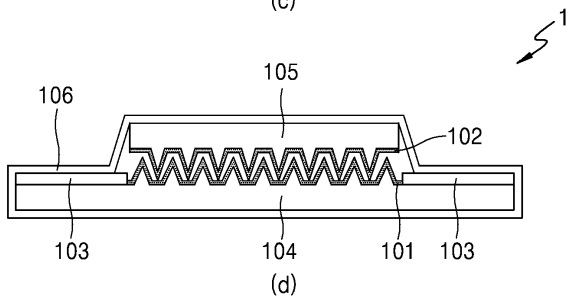
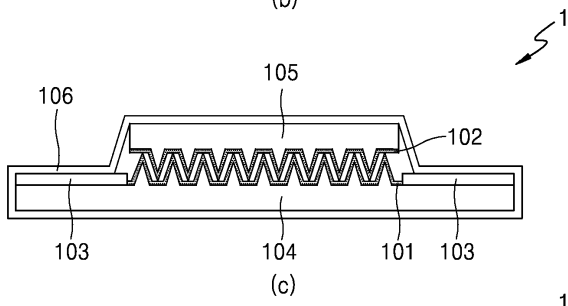
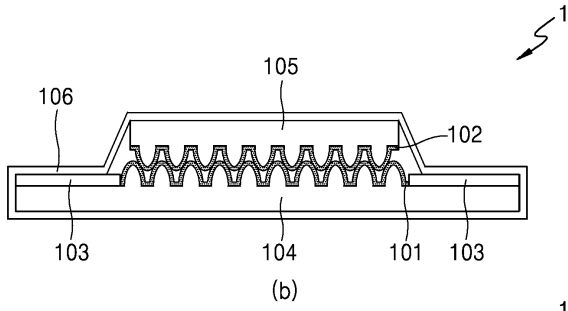
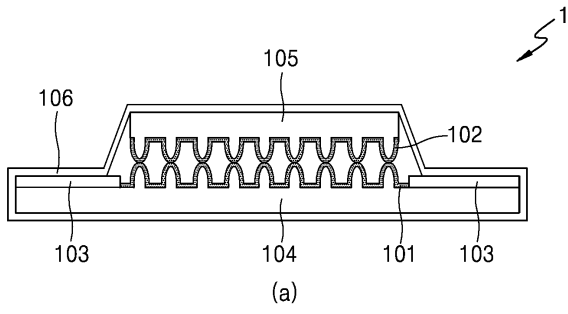
도면4



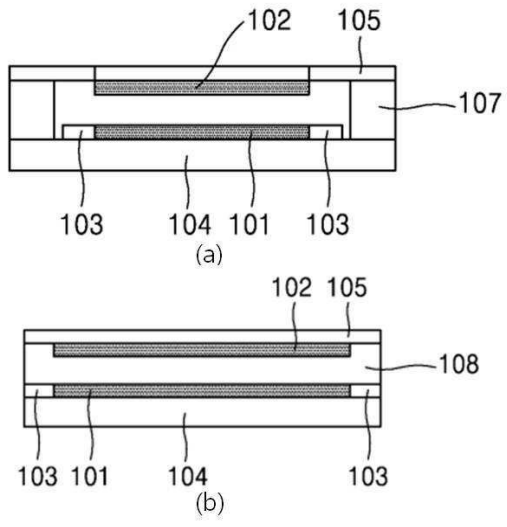
도면5



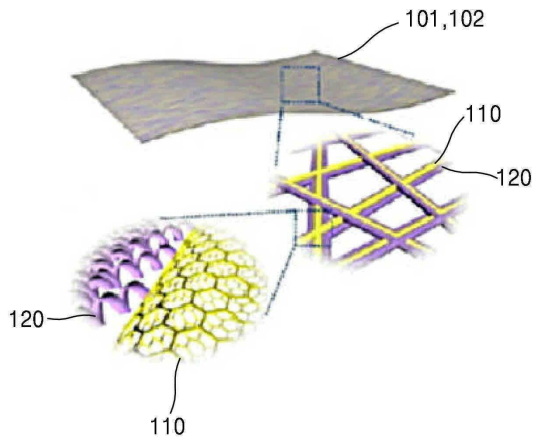
도면6



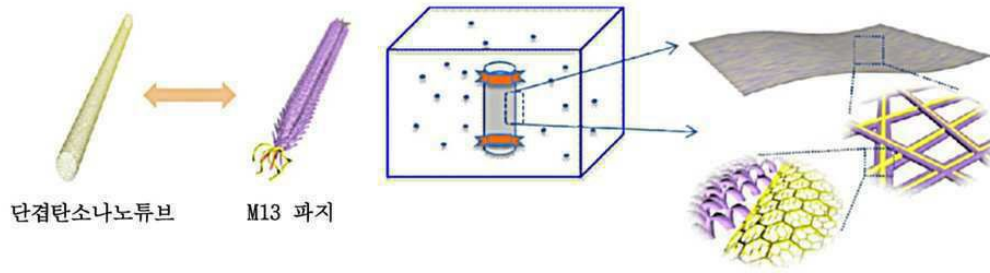
도면7



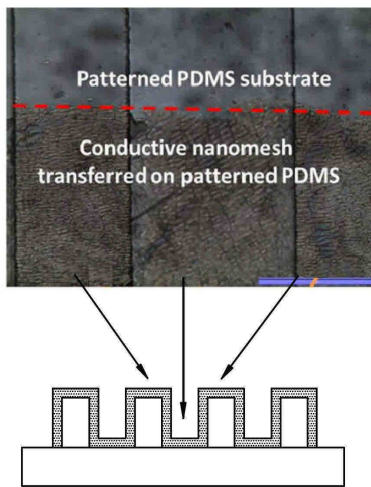
도면8



도면9



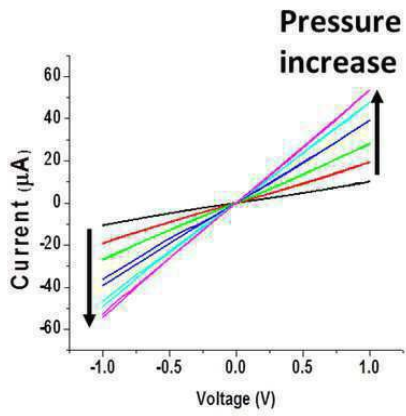
도면10



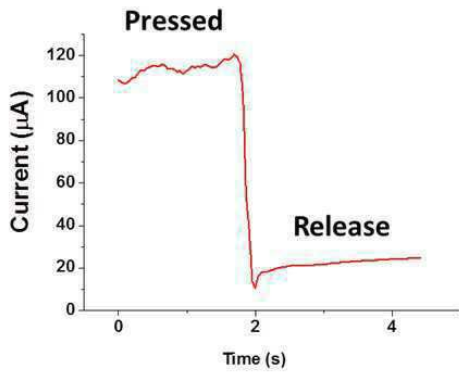
도면11



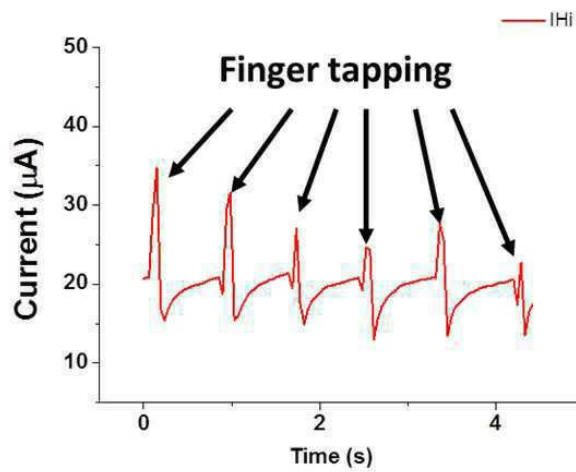
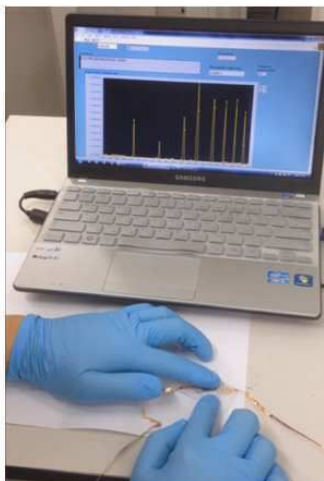
도면12



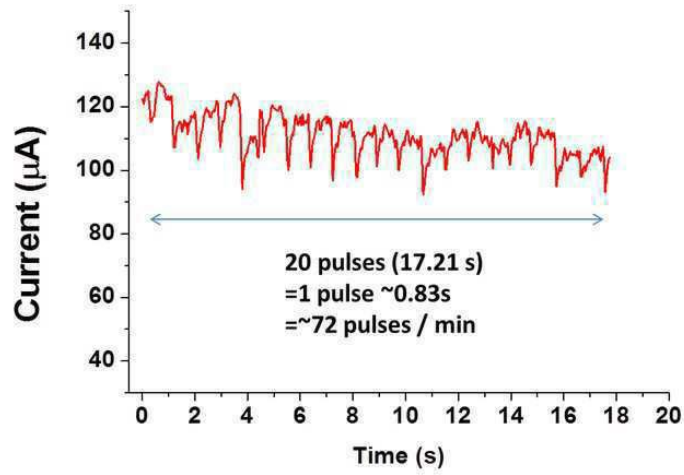
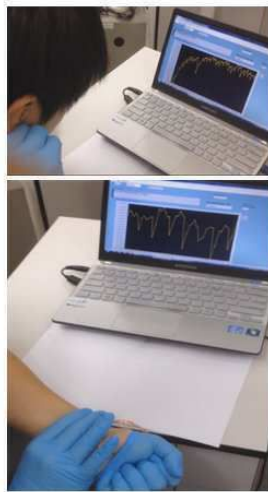
도면13



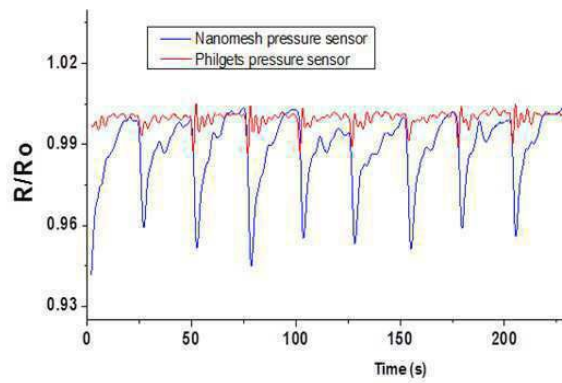
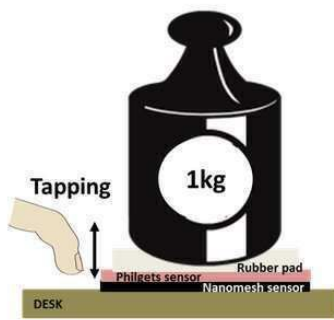
도면14



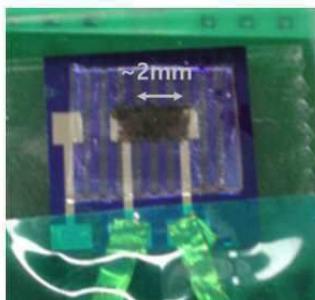
도면15



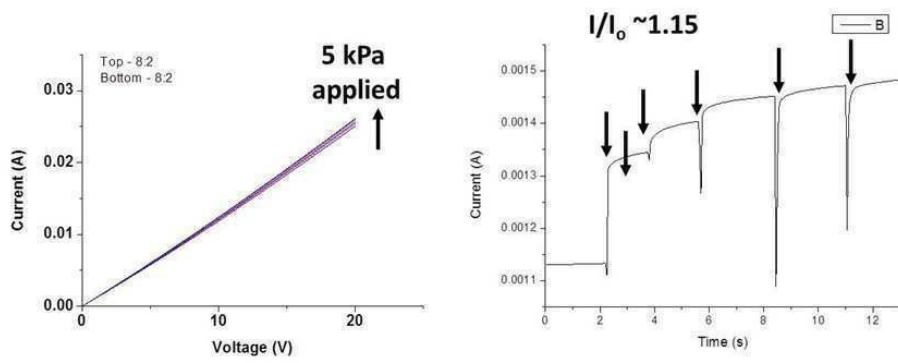
도면16



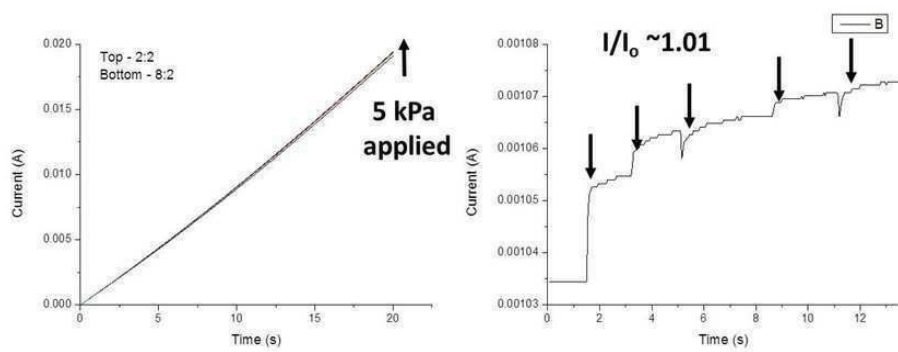
도면17



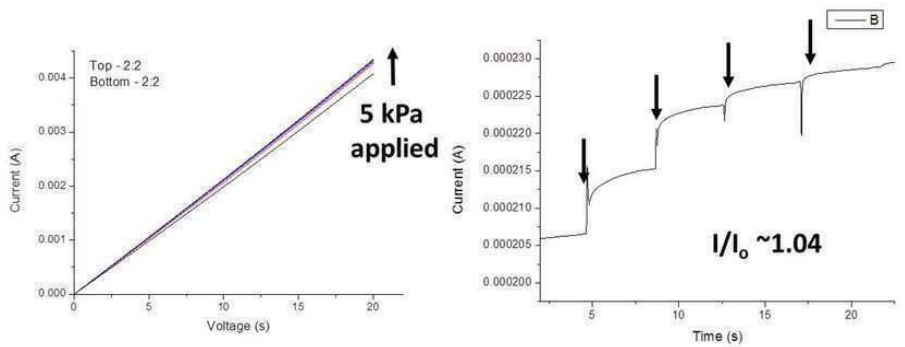
도면18



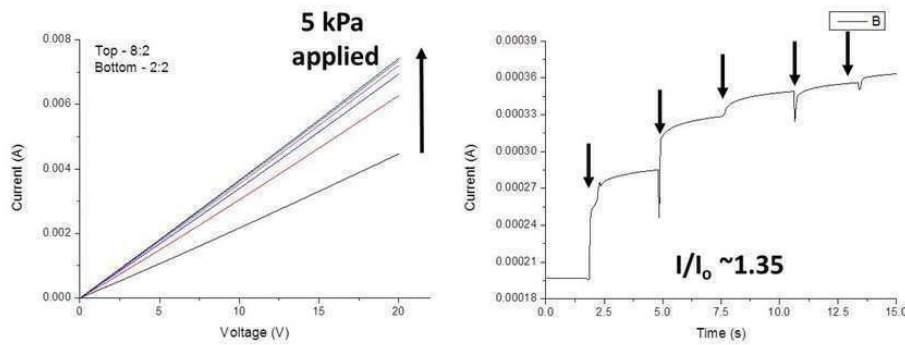
도면19



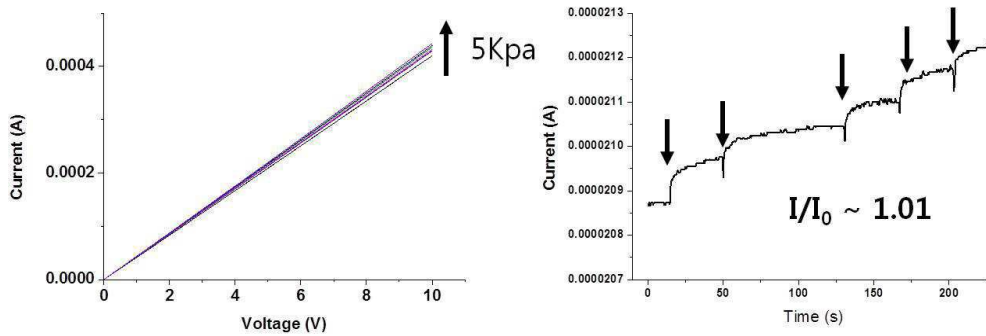
도면20



도면21



도면22



서열 목록

- <110> Korea Institute of Science and Technology
- <120> Pressure sensor comprising hybrid electronic sheets and wearable device comprising thereof
- <130> PN112637
- <150> KR 2015-0046751
- <151> 2015-04-02
- <160> 14
- <170> Kopatent In 2.0
- <210> 1
- <211> 8
- <212> PRT
- <213> Artificial Sequence
- <220><223> peptide selectively binding to graphitic materials
- <220><221> VARIANT
- <222> (3)
- <223> X is W, Y, F or H
- <220><221> VARIANT

<222> (1)

<223

> X is D, E, N, or Q

<220><221> VARIANT

<222> (6)

<223> X is D, E, N or Q

<220><221> VARIANT

<222> (7)

<223> X is I, L, or V

<400> 1

Xaa Ser Xaa Ala Ala Xaa Xaa Pro

1 5

<210> 2

<211> 8

<212> PRT

<213> Artificial Sequence

<220><223> peptide selectively binding to graphitic materials

<220><221> VARIANT

<222> (1)

<223> X is D, E, N, or Q

<220><221> VARIANT

<222> (2)

<223> X is D, E, N, or Q

<220><221> VARIANT

<222> (4)

<223> X is I, L, or V

<220><221> VARIANT

<222> (5)

<223> X is D, E, N, or Q

<220><221> VARIANT

<222> (7)

<223> X is I, L, or V

<400> 2

Xaa Xaa Pro Xaa Xaa Ala Xaa Pro

1                    5

<210>    3

<211>    7

<212>    PRT

<213>    Artificial Sequence

<220><223>    peptide selectively binding to graphitic materials

<220><221>    VARIANT

<222>    (2)

<223>    X is W, Y, F, or H

<220><221>    VARIANT

<222>    (5)

<223>    X is D, E, N, or Q

<220><221>    VARIANT

<222>    (6)

<223>    X is I, L, or V

<400>    3

Ser Xaa Ala Ala Xaa Xaa Pro

1                    5

<210>    4

<211>    7

<212>    PRT

<213>    Artificial Sequence

<220><223>    peptide selectively binding to graphitic materials

<220><221>    VARIANT

<222>    (1)

<223>    X is D, E, N, or Q

<220><221>    VARIANT

<222>    (3)

<223>    X is I, L, or V

<220><221>    VARIANT

<222>    (4)

<223>    X is D, E, N, or Q

<220><221>    VARIANT

<222> (6)  
 <223> X is I, L, or V  
 <400> 4  
 Xaa Pro Xaa Xaa Ala Xaa Pro  
 1 5  
 <210> 5  
 <211> 8  
 <212> PRT  
 <213> Artificial Sequence  
 <220><223> peptide selectively binding to graphitic materials  
 <400> 5  
 Asp Ser Trp Ala Ala Asp Ile Pro  
 1 5  
 <210> 6  
 <211> 8  
 <212> PRT  
 <213> Artificial Sequence  
 <220><223> peptide selectively binding to graphitic materials  
 <400> 6  
 Asp Asn Pro Ile Gln Ala Val Pro  
 1 5  
 <210> 7  
 <211> 7  
 <212> PRT  
 <213> Artificial Sequence  
 <220><223> peptide selectively binding to graphitic materials  
 <400> 7  
 Ser Trp Ala Ala Asp Ile Pro  
 1 5  
 <210> 8  
 <211> 7  
 <212> PRT  
 <213> Artificial Sequence  
 <220><223> peptide selectively binding to graphitic materials

<400> 8

Asn Pro Ile Gln Ala Val Pro

1 5

<210> 9

<211> 7222

<212> DNA

<213> Artificial Sequence

<220><223> cloning vector M13KE

<400> 9

```

aatgctacta ctattagtag aattgatgcc accttttcag ctgcgcccc aaatgaaaat      60
atagctaaac aggttattga ccatttgcga aatgtatcta atggtcaaac taaatctact      120
cgttcgcaga attgggaatc aactgttata tggaatgaaa cttccagaca cgtacttta      180
gttgcataatt taaaacatgt tgagctacag cattatattc agcaattaag ctctaagcca      240
tccgcaaaaa tgacctctta tcaaaaggag caattaaagg tactctctaa tctgacctg      300
ttggagtttg ctccggctct ggttcgcttt gaagctcgaa ttaaacgcg atatttgaag      360

tctttcgggc ttctcttaa tctttttgat gcaatccgct ttgcttctga ctataatagt      420
cagggtaaag acctgatttt tgatttatgg tcattctcgt tttctgaact gtttaaagca      480
tttgaggggg attcaatgaa tatttatgac gattccgcag tattggacgc tatccagtct      540
aaacatttta ctattacccc ctctggcaaa acttcttttg caaaagcctc tcgctatfff      600
ggtttttate gtcgtctggg aaacgagggt tatgatagtg ttgctcttac tatgcctcgt      660
aatcctttt ggcgttatgt atctgcatta gttgaatgtg gtattcctaa atctcaactg      720
atgaatcttt ctacctgtaa taatgttgtt ccgtagtttc gttttattaa cgtagatfff      780

tcttccaac gtctgactg gtataatgag ccagttctta aaatcgcata agtaattca      840
caatgattaa agttgaaatt aaaccatctc aagcccaatt tactactcgt tctggtgttt      900
ctcgtcaggg caagccttat tcaatgaatg agcagctttg ttacgttgat ttgggtaatg      960
aatatccggt tcttgtcaag attactcttg atgaaggcca gccagcctat ggccttggtc      1020
tgtacaccgt tcatctgtcc tctttcaaag ttggtcagtt cggttccctt atgattgacc      1080
gtctgcgcct cgttccggct aagtaacatg gacgaggtcg cggatttcca cacaatttat      1140
caggcgatga tacaatctc cgttgtactt tgtttcgcgc ttggtataat cgctgggggt      1200

caaagatgag tgttttagtg tattcttttg cctctttcgt tttaggttgg tgccttcgta      1260
gtggcattac gtattttacc cgtttaatgg aaacttctc atgaaaaagt ctttagtcct      1320

```

caaagcctct gtagccgttg ctaccctcgt tccgatgctg tctttcgctg ctgagggtga 1380  
 cgatcccga aaagcggcct ttaactcct gcaagcctca gcgaccgaat atatcggtta 1440  
 tgcgtgggcg atggttgttg tcattgtcgg cgcaactatc ggtatcaagc tgtttaagaa 1500  
 attcacctcg aaagcaagct gataaacga tacaattaaa ggctcctttt ggagcctttt 1560  
 ttttgagat tttcaacgtg aaaaaattat tattcgcaat tcctttagtg gtacctttct 1620  
  
 attctcactc gggcgaaact gttgaaagt gtttagcaaa atccataca gaaaattcat 1680  
 ttactaacgt ctggaaagac gacaaaactt tagatcgta cgtaactat gagggtgtc 1740  
 tgtggaatgc tacaggcgtt gtagttgta ctggtgacga aactcagtgt tacggtacat 1800  
 gggttcctat tggccttct atccctgaaa atgagggtgg tggctctgag ggtggcggtt 1860  
 ctgagggtgg cggttctgag ggtggcggta ctaaacctcc tgagtacggt gatacaccta 1920  
 ttccgggcta tacttatatc aacctctcg acggcactta tccgcctggt actgagcaaa 1980  
 accccgctaa tctaactct tctcttgagg agtctcagcc tcttaatact ttcattgttc 2040  
  
 agaataatag gttccgaaat aggcaggggg cattaactgt ttatcgggc actgttactc 2100  
 aaggcactga ccccgtaaa acttattacc agtacaetcc tgtatcatca aaagccatgt 2160  
 atgacgctta ctggaacggt aaattcagag actgcgcttt ccattctggc tttaatgagg 2220  
 atttatttgt ttgtgaatat caaggccaat cgtctgacct gcctcaacct cctgtcaatg 2280  
 ctggcggcgg ctctggtggt ggttctggtg gcggtctga ggggggtggc tctgagggtg 2340  
 gcggttctga ggggtggcggc tctgaggggag gcggttccgg tgggtgctct ggttccggtg 2400  
 attttgatta tgaagatg gcaaacgcta ataagggggc tatgaccgaa aatgccgatg 2460  
  
 aaaacgcgct acagtctgac gctaaaggca aacttgattc tgtcgctact gattacggtg 2520  
 ctgctatcga tggtttcatt ggtgacgttt cggccttgc taatggtaat ggtgctactg 2580  
 gtgattttgc tggtctaat tcccaatgg ctcaagtcgg tgacggtgat aattcacctt 2640  
 taatgaataa tttccgtaaa tatttacctt cctccctca atcggttgaa tgtcgcctt 2700  
 ttgtctttgg cgctggtaaa ccatatgaat tttctatga ttgtgacaaa ataaacttat 2760  
 tccgtggtgt ctttgcgttt cttttatatg ttgccactt tatgtatgta ttttctactg 2820  
 ttgctaacat actgcgtaat aaggagtctt aatcatgcca gttcttttgg gtattccgtt 2880  
  
 attattgctt ttctcgggtt tcctctggtt aactttgttc ggctatctgc ttacttttct 2940  
 taaaaagggc ttcgtaaga tagctattgc tatttcattg tttcttgctc ttattattgg 3000  
 gcttaactca attcttggg gttatctctc tgatattagc gctcaattac cctctgactt 3060  
 tgttcagggt gttcagttaa ttctccctc taatgcgctt ccctgttttt atgttattct 3120  
 ctctgaaag gctgctattt tcatttttga cgttaacaa aaaatcgttt ctattttgga 3180

ttgggataaa taatatggct gtttattttg taactggcaa attaggctct ggaaagacgc 3240  
 tcgttagcgt tgtaagatt caggataaaa ttgtagctgg gtgcaaaata gcaactaatc 3300  
  
 ttgatttaag gcttcaaaac ctcccgaag tcgggagggt cgctaaaacg cctcgcgttc 3360  
 ttagaatacc ggataagcct tctatatctg atttgcttgc tattgggcgc ggtaatgatt 3420  
 cctacgatga aaataaaaac ggcttgcttg ttctcgatga gtgcggtact tggtttaata 3480  
 cccgttcttg gaatgataag gaaagacagc cgattattga ttggtttcta catgctcgta 3540  
 aattaggatg ggatattatt tttcttgctc aggacttacc tattgttgat aaacaggcgc 3600  
 gtctgcatt agctgaacat gttgtttatt gtcgctgctt ggacagaatt actttacctt 3660  
 ttgtcggtag tttatattct cttattactg gctcgaaaat gcctctgcct aaattacatg 3720  
  
 ttggcgttgt taaatatggc gattctcaat taagccctac tgttgagcgt tggctttata 3780  
 ctggtaagaa tttgtataac gcatatgata ctaaacaggc tttttctagt aattatgatt 3840  
 ccggtgttta ttcttattta acgccttatt taccacacgg tcggtatttc aaaccattaa 3900  
 atttaggtca gaagatgaaa ttaactaaaa tatattgaa aaagttttct cgcgttcttt 3960  
 gtcttgcgat tggatttga tcagcattta catatagtta tataacccaa cetaagccgg 4020  
 aggttaaaaa ggtagtctct cagacctatg attttgataa attcactatt gactcttctc 4080  
 agcgtcttaa tctaagctat cgctatgttt tcaaggattc taagggaaaa ttaattaata 4140  
  
 gcgacgattt acagaagcaa ggttattcac tcacatatat tgatttatgt actgtttcca 4200  
 ttaaaaaagg taattcaaat gaaatgtta aatgtaatta attttgtttt ctgatgttt 4260  
 gtttcatcat cttcttttgc tcaggttaatt gaaatgaata attcgcctct ggcgcatttt 4320  
 gtaacttggg aticaaagca atcaggcgaa tccgttattg tttctcccga tgtaaaaggt 4380  
 actgttactg tatattcacc tgacgttaaa cctgaaaatc tacgcaattt ctttatttct 4440  
 gttttacgtg caaataattt tgatatggta ggttctaacc cttccattat tcagaagtat 4500  
 aatccaaaca atcaggatta tattgatgaa ttgccatcat ctgataatca ggaatatgat 4560  
  
 gataattccg ctcttctgg tggtttcttt gttccgcaaa atgataatgt tactcaaact 4620  
 tttaaaatta ataacgttcg ggcaaaggat ttaatacagag ttgtcgaatt gtttgaag 4680  
 tctaatactt ctaaatcctc aatgtatta tctattgacg gctctaatct attagtgtt 4740  
 agtgctccta aagatatttt agataacctt cctcaattcc tttcaactgt tgatttgcca 4800  
 actgaccaga tattgattga gggtttgata tttgaggttc agcaaggatga tgctttagat 4860  
 ttttcatttg ctgctggctc tcagcgtggc actgttcag gcggtgttaa tactgaccgc 4920

ctcacctctg ttttatcttc tgctgggtgt tcgttcggta ttttaaatgg cgatgtttta 4980

gggctatcag ttcgcgcatt aaagactaat agccattcaa aaatattgtc tgtgccacgt 5040

attcttaccg tttcaggta gaagggttct atctctgttg gccagaatgt tecttttatt 5100

actggctgtg tgactgggtga atctgccaat gtaaataatc catttcagac gattgagcgt 5160

caaaatgtag gtatttccat gagcgttttt cctgttgcaa tggctggcgg taatattgtt 5220

ctggatatta ccagcaaggc cgatagtttg agttcttcta ctcaggcaag tgatgttatt 5280

actaatcaaa gaagtattgc tacaacggtt aatttgctg atggacagac tcttttactc 5340

ggtggcctca ctgattataa aaacacttct caggattctg gcgtaccgtt cctgtctaaa 5400

atccctttaa tcggcctcct gtttagctcc cgctctgatt ctaacgagga aagcacgtta 5460

tacgtgctcg tcaaagcaac catagtaccg gcctgtagc ggcgcattaa gcgcggcggg 5520

tgtggtgggt acgcgcagcg tgaccgctac acttgccagc gccctagcgc ccgctccttt 5580

cgctttcttc ctttctttc tcgccacgtt cgccggcttt ccccgtaag ctctaaatcg 5640

ggggctccct ttagggttcc gatttagtgc ttacggcac ctcgaccca aaaaacttga 5700

tttgggtgat ggttcacgta gtgggccatc gcctgatag acggtttttc gcccttgac 5760

gttgagtcc acgttcttta atagtggact cttgttccaa actggaacaa cactcaacc 5820

tatctcgggc tattcttttg atttataagg gattttgccg atttcggaac caccatcaaa 5880

caggattttc gcctgctggg gcaaaccagc gtggaccgct tgctgcaact ctctcagggc 5940

caggcgggtga agggcaatca gctgttccc gtctactgg tgaagaaaa aaccaccctg 6000

gcgccaata cgaaaccgc ctctccccgc gcgttggccg attcattaat gcagctggca 6060

cgacaggttt cccgactgga aagcgggcag tgagcgaac gcaattaat tgagttagct 6120

cactcattag gcacccagg ctttacctt tatgcttccg gctcgtatgt tgtgtggaat 6180

tgtgagcgga taacaatttc acacaggaaa cagctatgac catgattacg ccaagcttgc 6240

atgcctgcag gtctcgaat tcaactggccg tcgttttaca acgtcgtgac tgggaaaacc 6300

ctggcgttac ccaacttaat cgcttgcag cacatcccc tttcggcagc tggcgttaata 6360

gcgaagaggc ccgcaccgat cgcccttccc aacagttgcg cagcctgaat ggcaatggc 6420

gctttgcctg gtttccggca ccagaagcgg tgccggaag ctggctggag tgcgatcttc 6480

ctgaggccga tactgtcgtc gteccctcaa actggcagat gcacggttac gatgcgcca 6540

tctacaccaa cgtgacctat cccattacgg tcaatccgcc gtttgttccc acggagaatc 6600

cgacgggttg ttactcgtc acatttaatg ttgatgaaag ctggctacag gaaggccaga 6660

cgcaattat tttgatggc gttcctattg gttaaaaat gagctgattt aacaaaaatt 6720  
 taatgcgaat ttaacaaaa tattaacgtt tacaatttaa atatttgctt atacaatctt 6780  
 cctgtttttg gggcttttct gattatcaac cggggtacat atgattgaca tgctagtttt 6840  
 acgattaccg ttcacgatt ctcttgtttg ctccagactc tcaggcaatg acctgatagc 6900  
 ctttgtagat ctctcaaaaa tagctacct ctccggcatt aatttatcag ctagaacggt 6960  
 tgaatatcat attgatggtg atttgactgt ctccggcctt tctcaccctt ttgaatcttt 7020  
 acctacacat tactcaggca ttgcatttaa aatatatgag ggttctaaaa atttttatcc 7080

ttgcgttgaa ataaaggctt ctcccgcaa agtattacag ggtcataatg tttttggtac 7140  
 aaccgattta gcittatgct ctgaggcttt attgcttaat tttgctaatt ctttgccctg 7200  
 cctgtatgat ttattggatg tt 7222

<210> 10

<211> 41

<212> DNA

<213> Artificial Sequence

<220><223> BamH I\_SM\_upper which is a primer used for site-directed mutation

<400> 10

aaggccgctt ttgcgggatc ctcaccctca gcagcgaag a 41

<210> 11

<211> 41

<212> DNA

<213> Artificial Sequence

<220><223> BamH I\_SM\_lower which is a primer used for site-directed mutation

<400> 11

tctttcgctg ctgagggtga ggatcccgca aaagcggcct t 41

<210> 12

<211> 90

<212> DNA

<213> Artificial Sequence

<220><223> BamM13HK\_P8\_primer which is an extension primer used for  
 preparation

<400> 12

ttaatggaaa cttcctcatg aaaaagtctt tagtcctcaa agcctctgta gccgttgcta 60

ccctcgttcc gatgctgtct ttcgctgctg

90

<210> 13

<211> 95

<212> DNA

<213> Artificial Sequence

<220><223> M13HK\_P8 which is a library oligonucleotide used for preparation

<220><221> variation

<222> (1)..(95)

<223> n is a, g, c or t

<220><221> variation

<222> (1)..(95)

<223> m is a or c

<400> 13

aaggccgctt ttgcgggatc cnnmnmnmnm nnnmnmnmnm nmncagcagc gaaagacagc

60

atcggaacga gggtagcaac ggctacagag gcttt

95

<210> 14

<211> 50

<212> PRT

<213> P8 protein of M13 phage

<400> 14

Ala Glu Gly Asp Asp Pro Ala Lys Ala Ala Phe Asn Ser Leu Gln Ala

1 5 10 15

Ser Ala Thr Glu Tyr Ile Gly Tyr Ala Trp Ala Met Val Val Val Ile

20 25 30

Val Gly Ala Thr Ile Gly Ile Lys Leu Phe Lys Lys Phe Thr Ser Lys

35 40 45

Ala Ser

50

专利名称(译)	一种压力传感器，包括混合电子板和包括该压力传感器的可穿戴设备		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020160118915A</a>	公开(公告)日	2016-10-12
申请号	KR1020150187641	申请日	2015-12-28
[标]申请(专利权)人(译)	韩国科学技术研究院		
申请(专利权)人(译)	科学技术研究所韩国		
当前申请(专利权)人(译)	科学技术研究所韩国		
[标]发明人	YI HYUN JUNG 이현정 LEE SEUNG WOO 이승우 LEE KI YOUNG 이기영		
发明人	이현정 이승우 이기영		
IPC分类号	G01L1/20 A61B5/00 A61B5/02 G01L5/00		
CPC分类号	G01L1/20 G01L5/00 A61B5/02 A61B5/6801 A61B2562/0247 A61B5/021 A61B5/0245 A61B5/6802 A61B5/6803 A61B5/6807 A61B5/681 G01L9/12 A61B5/02108 A61B5/0215 A61B5/1036 A61B5/6897 A61B2562/028		
优先权	1020150046751 2015-04-02 KR		
其他公开文献	KR101878358B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

压力传感器技术领域本发明涉及具有混合电子板的压力传感器和具有该压力传感器的可穿戴设备。压力传感器具有出色的电气特性并且可以控制。此外，压力传感器具有优异的机械柔韧性和稳定性，并且可以通过使用具有高再现性的简单方法来测量压力，其中传感器内部的电极的电阻通过施加的压力而改变。

