

 (19) 대한민국특허청(KR) (12) 공개특허공보(A)	(11) 공개번호 10-2016-0094593 (43) 공개일자 2016년08월10일
(51) 국제특허분류(Int. Cl.) <i>A61B 5/00</i> (2006.01) (52) CPC특허분류 <i>A61B 5/6833</i> (2013.01) <i>A61B 5/0024</i> (2013.01) (21) 출원번호 10-2015-0015714 (22) 출원일자 2015년01월31일 심사청구일자 2015년01월31일	(71) 출원인 서울대학교산학협력단 서울특별시 관악구 관악로 1 (신림동) 기초과학연구원 대전광역시 유성구 유성대로1689번길 70 (전민동,KT대덕2연구센터) (72) 발명자 김대형 인천광역시 연수구 송도문화로28번길 28 103동 1005호 현택환 서울특별시 강남구 남부순환로 2803 도곡동삼성래미안아파트 108동 104호 (뒷면에 계속) (74) 대리인 강문호

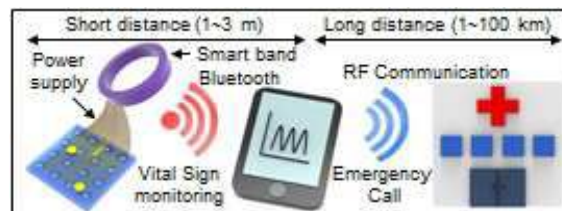
전체 청구항 수 : 총 19 항

(54) 발명의 명칭 생체 신호 모니터링 시스템

(57) 요약

생체 신호 모니터링 시스템이 제공된다. 상기 생체 신호 모니터링 시스템은, 생체 피부에 부착되어 생체 신호를 측정하는 전자 패치 및 상기 전자 패치를 제어하는 제어부를 포함한다. 상기 제어부는 생체 신호 제어부, 생체 신호 송수신부, 및 전원 공급부를 포함할 수 있다. 상기 전자 패치는, 서로 마주보는 제1 면과 제2 면을 갖는 몸체부와 상기 제1 면에 배치된 접촉부를 포함하는 건식 접촉 구조체 및 상기 제2 면에 배치되는 전자 장치를 포함할 수 있고, 상기 접촉부는 상기 제1 면과 평행한 방향에서 고리 형상의 단면을 가질 수 있다.

대표도 - 도25



(52) CPC특허분류

A61B 5/02 (2013.01)

A61B 5/04 (2013.01)

(72) 발명자

최문기

서울특별시 노원구 마들로 31 (월계동, 그랑빌아파트) 122동 904호

최창순

경기도 의왕시 포일세거리로 73, 401동 801호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 IBS-R006-D1-2014-a00

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 기초과학연구원

연구사업명 기초과학연구원 외부연구단

연구과제명 나노입자의 합성과 의료, 에너지 분야 응용

기 여 율 1/1

주관기관 나노입자 연구단

연구기간 2014.01.01 ~ 2014.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

생체 피부에 부착되어 생체 신호를 측정하는 전자 패치; 및
상기 전자 패치를 제어하는 제어부를 포함하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
상기 제어부는, 생체 신호 제어부, 생체 신호 송수신부, 및 전원 공급부를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 3

제 2 항에 있어서,
상기 제어부는 스마트 밴드를 포함하고,
상기 생체 신호 제어부는 컨트롤러를 포함하고,
상기 생체 신호 송수신부는 블루투스를 포함하며,
상기 전원 공급부는 배터리를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 4

제 2 항에 있어서,
상기 생체 신호 제어부는 상기 생체 신호의 이상 여부를 판단하고,
상기 생체 신호 송수신부는 상기 전자 패치로부터 수신한 상기 생체 신호를 외부 장치로 전송하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 5

제 4 항에 있어서,
상기 생체 신호 제어부는,
상기 생체 신호의 이상이 감지되면 상기 생체 신호 송수신부를 통하여 상기 외부 장치로 경고 신호를 전송하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 6

제 1 항에 있어서,
상기 전자 패치는,
서로 마주보는 제1 면과 제2 면을 갖는 몸체부와 상기 제1 면에 배치된 접촉부를 포함하는 건식 접촉 구조체; 및
상기 제2 면에 배치되는 전자 장치를 포함하고,
상기 접촉부는 상기 제1 면과 평행한 방향에서 고리 형상의 단면을 갖는 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 7

제 6 항에 있어서,
 상기 전자 패치는,
 상기 접착부 위에 배치되는 전극과,
 상기 전극 위에 배치되는 약물 전달체를 더 포함하고,
 상기 약물 전달체는 메조기공성 실리카 나노입자와 상기 메조기공성 실리카 나노입자의 나노기공에 충전된 약물을 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 8

제 7 항에 있어서,
 상기 약물의 경피 전달은 상기 전극에 의한 전기 침투법으로 제어되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 9

제 6 항에 있어서,
 상기 전자 패치는,
 상기 전자 장치를 사이에 두고 상기 건식 접착 구조체 맞은 편에 배치되는 제1 보호층과,
 상기 건식 접착 구조체와 상기 전자 장치 사이에 배치되는 제2 보호층을 더 포함하고,
 상기 제1 보호층과 상기 제2 보호층은 50kPa 이하의 모듈러스를 갖는 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 10

제 9 항에 있어서,
 상기 제1 보호층은 실리콘 고무로 형성되고,
 상기 제2 보호층은 폴리디메틸실록산으로 형성되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 11

제 9 항에 있어서,
 상기 전자 패치의 모듈러스는 150kPa보다 낮은 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 12

제 6 항에 있어서,
 상기 전자 장치는 스트레인 센서, 온도 센서, 근전도 센서, 뇌파 센서, 메모리 소자, 트랜지스터, 및 히터 중에서 선택된 하나 이상을 포함하고,
 상기 전자 장치는 구불구불한 형태의 패턴으로 형성되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 13

제 6 항에 있어서,
 상기 접착부의 직경은 500 ~ 1,500nm이고,
 상기 제1 면으로부터의 상기 접착부의 높이는 50 ~ 150nm이고,
 상기 접착부에 의해 그 내부에 오목하게 들어간 석션 컵 형상 또는 분화구 형상의 접착 공간이 정의되며,
 상기 접착 공간의 높이는 50 ~ 250nm인 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 14

제 6 항에 있어서,
상기 몸체부는,
상기 접착부와 연결되는 제1 몸체부와,
상기 제1 몸체부 위에 배치되는 제2 몸체부를 포함하고,
상기 제1 몸체부와 상기 제2 몸체부는 서로 다른 모듈러스를 갖는 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 15

제 6 항에 있어서,
상기 건식 접착 구조체의 모듈러스는,
상기 제1 면에서 상기 제2 면으로 갈수록 작아지는 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 16

제 6 항에 있어서,
상기 건식 접착 구조체는 고분자로 형성되고,
상기 건식 접착 구조체의 모듈러스는, 상기 고분자와 상기 고분자의 경화제의 함량을 조절하는 것에 의해 조절되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 17

제 6 항에 있어서,
상기 몸체부와 상기 접착부는 일체로 형성되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 18

제 6 항에 있어서,
상기 건식 접착 구조체는,
폴리디메틸실록산으로 형성되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

청구항 19

제 1 항에 있어서,
상기 생체 신호는,
맥박, 혈압, 심전도, 행동진전, 호흡, 및 체온 중에서 선택된 하나 이상을 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 모니터링 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 생체 신호 모니터링 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 자연계에 존재하는 생체를 모방한 건식 접착제나 습식 접착제에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다. 특히, 최근에 도마뱀 발을 본뜬 건식 접착제나 조개류 단백질에서 착안된 화학 접착제가 생체 모방 접착제로 제안된 바

있다. 그러나, 상기 접착제들은 장력 및 압축에 반복적으로 노출되는 사람의 피부에 대한 접착력이 약해 접착 후 쉽게 떨어지거나 한번 사용 후 재사용이 어려운 문제점이 있었다.

[0003] 한편, 종래에 사용되던 피부 패치는 주로 인체에 수동으로 약물을 방출하는 수단으로 사용되었으나 최근에 이러한 패치에 다양한 센서 또는 약물을 방출하기 위한 전자 장치를 장착하여 진단 및 치료 등 의료용 전자 패치로 개발하려는 연구가 진행되고 있다. 그러나, 전자 장치 등이 탑재된 종래의 전자 패치는 사람의 피부에 대한 접착력이 좋지 못하여 상용화되는데 한계가 있다. 접착력을 높이기 위해 화학 접착제를 사용하는 경우 피부에 접착한 후 분리할 때 피부가 손상되고, 재사용이 안되며 비용이 비싸서 실용적이지 못하다.

[0004] 최근에 스트레스, 식생활 습관 등 다양한 이유로 급성 심장 장애 등 생체 이상이나 기능 장애가 발생하고 있으나 바로 대처하지 못하여 큰 장애로 이어지거나 사망까지 하는 사례가 증가하고 있다. 특히 노인, 장애인, 환자 등 거동이 불편한 사람들은 이러한 상황에 대처하는 것이 더욱 어렵다. 또, 건강에 대한 관심이 증가하면서 신체 상태를 지속적으로 체크하고 관리할 수 있는 시스템이 요구되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위하여, 본 발명은 생체 신호를 정확하게 측정하고 관리할 수 있는 생체 신호 모니터링 시스템을 제공한다.

[0006] 본 발명은 생체 신호를 지속적으로 모니터링할 수 있는 생체 신호 모니터링 시스템을 제공한다.

[0007] 본 발명은 생체 신호의 이상 감지시 경고 신호를 전송하여 대응할 수 있는 생체 신호 모니터링 시스템을 제공한다.

[0008] 본 발명의 다른 목적들은 다음의 상세한 설명과 첨부한 도면으로부터 명확해 질 것이다.

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명의 실시예들에 따른 생체 신호 모니터링 시스템은, 생체 피부에 부착되어 생체 신호를 측정하는 전자 패치 및 상기 전자 패치를 제어하는 제어부를 포함한다.

[0010] 상기 제어부는 생체 신호 제어부, 생체 신호 송수신부, 및 전원 공급부를 포함한다.

[0011] 상기 제어부는 스마트 밴드를 포함하고, 상기 생체 신호 제어부는 컨트롤러를 포함하고, 상기 생체 신호 송수신부는 블루투스를 포함하며, 상기 전원 공급부는 배터리를 포함할 수 있다.

[0012] 상기 생체 신호 제어부는 상기 생체 신호의 이상 여부를 판단하고, 상기 생체 신호 송수신부는 상기 전자 패치로부터 수신한 상기 생체 신호를 외부 장치로 전송할 수 있다.

[0013] 상기 생체 신호 제어부는 상기 생체 신호의 이상이 감지되면 상기 생체 신호 송수신부를 통하여 상기 외부 장치로 경고 신호를 전송할 수 있다.

[0014] 상기 전자 패치는, 서로 마주보는 제1 면과 제2 면을 갖는 몸체부와 상기 제1 면에 배치된 접착부를 포함하는 건식 접착 구조체 및 상기 제2 면에 배치되는 전자 장치를 포함하고, 상기 접착부는 상기 제1 면과 평행한 방향에서 고리 형상의 단면을 가질 수 있다.

[0015] 상기 전자 패치는, 상기 접착부 위에 배치되는 전극과, 상기 전극 위에 배치되는 약물 전달체를 더 포함할 수 있고, 상기 약물 전달체는 메조기공성 실리카 나노입자와 상기 메조기공성 실리카 나노입자의 나노기공에 충전된 약물을 포함할 수 있다.

[0016] 상기 약물의 경피 전달은 상기 전극에 의한 전기 침투법으로 제어될 수 있다.

[0017] 상기 전자 패치는, 상기 전자 장치를 사이에 두고 상기 건식 접착 구조체 맞은 편에 배치되는 제1 보호층과 상기 건식 접착 구조체와 상기 전자 장치 사이에 배치되는 제2 보호층을 더 포함할 수 있고, 상기 제1 보호층과 상기 제2 보호층은 50kPa 이하의 모듈러스를 가질 수 있다.

[0018] 상기 제1 보호층은 실리콘 고무로 형성되고, 상기 제2 보호층은 폴리디메틸실록산으로 형성될 수 있다.

[0019] 상기 전자 패치의 모듈러스는 150kPa보다 낮을 수 있다.

- [0020] 상기 전자 장치는 스트레인 센서, 온도 센서, 근전도 센서, 뇌파 센서, 메모리 소자, 트랜지스터, 및 히터 중에서 선택된 하나 이상을 포함하고, 상기 전자 장치는 구불구불한 형태의 패턴으로 형성될 수 있다.
- [0021] 상기 접착부의 직경은 500 ~ 1,500nm이고, 상기 제1 면으로부터의 상기 접착부의 높이는 50 ~ 150nm이고, 상기 접착부에 의해 그 내부에 오목하게 들어간 석션 컵 형상 또는 분화구 형상의 접착 공간이 정의되며, 상기 접착 공간의 높이는 50 ~ 250nm일 수 있다.
- [0022] 상기 몸체부는, 상기 접착부와 연결되는 제1 몸체부와 상기 제1 몸체부 위에 배치되는 제2 몸체부를 포함하고, 상기 제1 몸체부와 상기 제2 몸체부는 서로 다른 모듈러스를 가질 수 있다.
- [0023] 상기 건식 접착 구조체의 모듈러스는 상기 제1 면에서 상기 제2 면으로 갈수록 작아질 수 있다.
- [0024] 상기 건식 접착 구조체는 고분자로 형성되고, 상기 건식 접착 구조체의 모듈러스는, 상기 고분자와 상기 고분자의 경화제의 함량을 조절하는 것에 의해 조절될 수 있다.
- [0025] 상기 몸체부와 상기 접착부는 일체로 형성될 수 있다.
- [0026] 상기 건식 접착 구조체는 폴리디메틸실록산으로 형성될 수 있다.
- [0027] 상기 생체 신호는 맥박, 혈압, 심전도, 행동진전, 호흡, 및 체온 중에서 선택된 하나 이상을 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0028] 본 발명의 실시예들에 따른 건식 접착 구조체는 화학 접착제를 사용하지 않고도 접착력이 우수하고 재사용이 가능하다. 상기 건식 접착 구조체는 여러번 반복하여 사용하여도 접착력을 유지할 수 있다. 상기 건식 접착 구조체는 생체 적합성이 우수하여 생체 피부에 접착한 후 분리하여도 피부 손상을 유발하지 않는다. 상기 건식 접착 구조체는 제조 공정이 간단하고 제조 비용이 저렴하다.
- [0029] 본 발명의 실시예들에 따른 전자 패치는 상기 건식 접착 구조체를 통하여 생체 피부에 콘포말하게 안정적으로 부착될 수 있다. 이에 의해, 전자 패치는 생체 신호를 정확하게 측정할 수 있다. 상기 전자 패치가 생체 피부에 접착되어 장력 및 압축에 반복적으로 노출되어도 안정적으로 작동할 수 있다. 상기 전자 패치는 초박막 전자 센서들이 콘포말하게 집적되기 때문에 생리 및 전기 생리 신호를 지속적으로 고감도로 모니터링할 수 있다.
- [0030] 본 발명의 실시예들에 따른 생체 신호 모니터링 시스템은 맥박, 혈압, 심전도, 행동진전, 호흡, 체온 등 다양한 생리 신호를 실시간으로 정확하게 측정할 수 있다. 생리 신호 데이터는 실시간으로 전송되어 관리될 수 있고, 생체 이상 신호 또는 기능 장애 신호가 감지되는 경우 태블릿 또는 스마트폰 등의 외부 장치를 통하여 병원, 응급 센터, 및/또는 구조 센터로 경고 신호를 전송할 수 있다. 또 외부 장치의 명령을 받아 전기 침투법 등을 이용하여 약물의 경피 전달 속도를 조절할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0031] 도 1a는 본 발명의 일 실시예에 따른 건식 접착 구조체를 나타낸다.
 도 1b는 도 1a의 단면을 나타낸다.
 도 2는 본 발명의 다른 실시예에 따른 건식 접착 구조체를 나타낸다.
 도 3a는 본 발명의 일 실시예에 따른 건식 접착 구조체의 AFM 이미지를 나타내고, 도 3b는 두족류 동물의 촉수 및 빨판을 나타낸다.
 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 건식 접착 구조체와 비교예에 따른 건식 접착 구조체의 SEM 이미지를 나타낸다.
 도 5a 내지 도 10b는 도 1의 건식 접착 구조체의 형성 방법을 나타낸다.
 도 11 및 도 12는 도 2의 건식 접착 구조체의 형성 방법을 나타낸다.
 도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 건식 접착 구조체의 형성 과정을 개략적으로 나타낸다.
 도 14는 본 발명의 일 실시예에 따른 전자 패치의 분해 사시도를 나타낸다.
 도 15a 내지 도 15h는 본 발명의 일 실시예에 따른 전기 침투법을 이용한 경피 약물 전달을 설명하기 위한 도면

들이다.

도 16 내지 도 18은 본 발명의 일 실시예에 따른 전자 패치의 형성 방법을 나타낸다.

도 19는 본 발명의 일 실시예에 따른 전자 패치의 형성 과정을 개략적으로 나타낸다.

도 20는 서로 다른 접착 구조를 갖는 전자 패치의 접착력의 차이를 나타내는 그래프이다.

도 21은 본 발명의 일 실시예에 따른 건식 접착 구조체가 결합된 전자 패치와 종래의 건식 접착 구조체가 결합된 전자 패치가 스킨 몰드에 접착된 이미지를 나타낸다.

도 22는 다양한 전자 패치의 시스템 모듈러스를 나타낸다.

도 23a 내지 도 23i는 본 발명의 일 실시예에 따른 전자 패치를 실험용 쥐에 적용하여 분석한 결과를 나타낸다.

도 24a 내지 도 24g는 본 발명의 일 실시예에 따른 전자 패치를 이용한 생체 신호의 측정을 설명하기 위한 도면들이다.

도 25는 본 발명의 일 실시예에 따른 생체 신호 모니터링 시스템을 나타낸다.

도 26은 본 발명의 일 실시예에 따른 스마트 밴드의 구성을 개략적으로 나타낸다.

도 27은 실시간 센싱, 무선 데이터 전송, 및 원격 제어를 위한 회로의 개략적인 다이어그램을 나타낸다.

도 28a 및 도 28b는 본 발명의 일 실시예에 따른 생체 신호 모니터링 시스템의 적용예를 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0032] 이하, 실시예들을 통하여 본 발명을 상세하게 설명한다. 본 발명의 목적, 특징, 장점은 이하의 실시예들을 통해 쉽게 이해될 것이다. 본 발명은 여기서 설명되는 실시예들에 한정되지 않고, 다른 형태로 구체화될 수도 있다. 여기서 소개되는 실시예들은 개시된 내용이 철저하고 완전해질 수 있도록 그리고 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 본 발명의 사상이 충분히 전달될 수 있도록 하기 위해 제공되는 것이다. 따라서, 이하의 실시예들에 의하여 본 발명이 제한되어서는 안 된다.

[0033] 본 명세서에서 제1, 제2 등의 용어가 다양한 요소들(elements)을 기술하기 위해서 사용되었지만, 상기 요소들이 이 같은 용어들에 의해서 한정되어서는 안 된다. 이러한 용어들은 단지 상기 요소들을 서로 구별시키기 위해서 사용되었을 뿐이다. 또, 어떤 요소가 다른 요소 위에 있다고 언급되는 경우에 그것은 다른 요소 위에 직접 형성될 수 있거나 또는 그들 사이에 제3의 요소가 개재될 수도 있다는 것을 의미한다.

[0034] 도면들에서 요소의 크기, 또는 요소들 사이의 상대적인 크기는 본 발명에 대한 더욱 명확한 이해를 위해서 다소 과장되게 도시될 수 있다. 또, 도면들에 도시된 요소의 형상이 제조 공정상의 변이 등에 의해서 다소 변경될 수 있을 것이다. 따라서, 본 명세서에서 개시된 실시예들은 특별한 언급이 없는 한 도면에 도시된 형상으로 한정되어서는 안 되며, 어느 정도의 변형을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

[0035] [건식 접착 구조체]

[0036] 도 1a는 본 발명의 일 실시예에 따른 건식 접착 구조체를 나타내고, 도 1b는 도 1a의 단면을 나타낸다.

[0037] 도 1a 및 도 1b를 참조하면, 건식 접착 구조체(100)는 몸체부(110)와 접착부(120)를 포함할 수 있다. 건식 접착 구조체(100)는 고분자 소재, 예를 들어, 폴리디메틸실록산(polydimethylsiloxane, PDMS)로 형성될 수 있다. 몸체부(110)와 접착부(120)는 일체형으로 형성될 수 있다. 몸체부(110)는 서로 마주보는 제1 면(110a)과 제2 면(110b)을 가질 수 있다.

[0038] 접착부(120)는 몸체부(110)의 제1 면(110a) 위로 돌출되고, 제1 면(110a)과 평행한 방향에서 고리 형상의 단면을 가질 수 있다. 접착부(120)의 직경(Ds)은 500 ~ 1,500nm일 수 있다. 제1 면(110a)으로부터의 접착부(120)의 높이는 50 ~ 150nm일 수 있다. 접착부(120)에 의해 그 내부에 오목하게 들어간 석션 컵(suction cup) 형상 또는 분화구(crater) 형상의 접착 공간(120a)이 정의될 수 있다. 접착 공간(120a)의 높이(Hs)는 50 ~ 250nm 일 수 있다.

[0039] 건식 접착 구조체(100)는 몸체부(110)의 제1 면(110a)에 배치된 접착부(120)를 통하여 피접착 기재(미도시)에 접착될 수 있고, 이에 의해 몸체부(110)의 제2 면(110b)에 배치되거나 몸체부(110) 내부에 배치된 피접착물(미도시)을 지지하면서 상기 피접착물을 상기 피접착 기재에 부착시킬 수 있다. 예를 들어, 상기 피접착 기재는 사람의 피부일 수 있고, 상기 피접착물은 생체 신호를 측정할 수 있는 전자 장치일 수 있으나, 이에 한정되지 않으며 건식 접착 구조체(100)는 다양한 피접착 기재에 접착할 수 있다.

[0040] 건식 접착 구조체(100)는 접착부(120)의 물리적 구조 등에 의해 접착제를 사용하지 않고도 상기 피접착 기재에 강하게 접착될 수 있고, 상기 피접착 기재에 대하여 반복하여 탈접착이 가능하다. 또, 탈접착이 복수회 반복되어도 건식 접착 구조체(100)는 강한 접착력을 유지할 수 있다.

[0041] 건식 접착 구조체(100)의 모듈러스(Modulus)는 그 구성 소재인 고분자 소재와 혼합되는 경화제의 양을 조절하는 것에 의해 조절될 수 있다. 건식 접착 구조체(100)를 형성하기 위해 사용된 PDMS와 상기 PDMS에 첨가되는 경화제의 중량비에 대하여 건식 접착 구조체(100)의 모듈러스를 측정하여 아래 표 1에 나타내었다.

표 1

고분자 소재 혼합비	PDMS 5:1	PDMS 10:1	PDMS 20:1	PDMS 30:1	PDMS 40:1
모듈러스(kPa)	1607	1182	516	142	39.3

[0043] 상기 표 1을 참조하면, PDMS와 경화제의 중량비가 5:1, 10:1, 20:1, 30:1, 40:1인 경우 건식 접착 구조체(100)의 모듈러스는 각각 1607kPa, 1182kPa, 516kPa, 142kPa, 39.3kPa로 나타났다. 즉, 첨가되는 경화제의 양이 감소할수록 건식 접착 구조체(100)의 모듈러스는 감소하였다.

[0044] 도 2는 본 발명의 다른 실시예에 따른 건식 접착 구조체를 나타낸다. 전술한 실시예와 중복되는 설명은 생략될 수 있다.

[0045] 도 2를 참조하면, 건식 접착 구조체(100)는 몸체부(110)와 접착부(120)를 포함할 수 있다. 몸체부(110)는 차례로 적층된 제1 몸체부(111), 제2 몸체부(112), 및 제3 몸체부(113)를 포함할 수 있다. 제1 몸체부(111)와 접착부(120)는 일체형으로 형성될 수 있다.

[0046] 제1 몸체부(111), 제2 몸체부(112), 및 제3 몸체부(113)는 서로 다른 모듈러스를 가질 수 있다. 상기 모듈러스는 제1 몸체부(111), 제2 몸체부(112), 및 제3 몸체부(113)를 구성하는 고분자 소재와 혼합되는 경화제의 양을 조절하는 것에 의해 조절될 수 있다. 제1 몸체부(111)에서 제3 몸체부(113)로 갈수록 모듈러스는 점차적으로 작아질 수 있다. 예를 들어, 제1 몸체부(111)는 약 1.6MPa의 모듈러스를 가질 수 있고, 제2 몸체부(112)는 약 1.2MPa의 모듈러스를 가질 수 있으며, 제3 몸체부(113)는 약 500kPa의 모듈러스를 가질 수 있다.

[0047] 본 실시예에서 건식 접착 구조체(100)는 서로 다른 모듈러스를 갖는 세 개의 몸체부를 포함하나, 이에 한정되지 않으며 서로 다른 모듈러스를 갖는 둘 이상의 몸체부를 포함할 수 있다.

[0048] 도 3a는 본 발명의 일 실시예에 따른 건식 접착 구조체의 AFM 이미지를 나타내고, 도 3b는 두족류 동물의 촉수 및 빨판을 나타낸다.

[0049] 도 3a 및 도 3b를 참조하면, 상기 건식 접착 구조체는 문어 등 두족류 동물의 촉수로부터 고안된 것으로 상기 건식 접착 구조체의 접착부는 상기 두족류 동물의 촉수에 배치된 빨판과 유사한 구조와 형태를 갖는다. 이에 의해, 상기 건식 접착 구조체는 상기 두족류 동물의 빨판과 같은 흡착력을 가질 수 있어 피접착 기재에 강하게 접착될 수 있을 뿐만 아니라 탈접착을 반복하더라도 강한 접착력을 유지할 수 있다.

[0050] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 건식 접착 구조체(mSC(micro suction cup) 구조체)와 비교예에 따른 건식 접착 구조체(m-필러(micro-pillar) 구조체)의 SEM 이미지를 나타낸다.

[0051] 도 4를 참조하면, 종래에 도마뱀 발을 모방하여 고안된 m-필러 구조체는 종횡비가 상대적으로 높은 복수개의 마이크로 필러들이 일정 간격으로 조밀하게 모여 형성된 것이다. m-필러 구조체는 표면적을 증가시키는 것에 의해 접착 강도를 증가시키나 기울어짐(tilting), 구부러짐(bending), 쓰러짐(collapsing) 없이 그 형상을 유지하기 위해서는 높은 모듈러스를 가져야한다. 따라서, m-필러 구조체의 모듈러스는 피부 표면의 모듈러스보다 높다. 그러나, 종횡비가 상대적으로 낮은 접착부(높이 50 ~ 150nm, 직경 500 ~ 1500nm)를 갖는 mSC 구조체는 m-필러

구조체에 비하여 더 낮은 모듈러스를 가지면서도 더 큰 접착력을 가질 수 있다.

[0052] [건식 접착 구조체의 형성 방법]

[0053] 도 5a 내 도 10b는 도 1의 건식 접착 구조체의 형성 방법을 나타낸다. 도 5a 내지 도 5b는 상기 건식 접착 구조체의 형성 과정을 나타내는 사시도이고, 도 5b 내지 도 10b는 각각 도 5a 내지 도 10a의 단면도이다.

[0054] 도 5a 및 도 5b를 참조하면, 홀(151)이 형성된 홀 패턴 몰드(150)를 준비한다. 홀 패턴 몰드(150)는, 예를 들어, 실리콘 몰드일 수 있다. 홀(151)은 홀 패턴 몰드(150)의 상부면과 평행하면서 서로 교차하는 두 방향으로 배열될 수 있다. 홀(150)은 원기둥 형상으로 3 이상의 종횡비(Hh/Dh)를 가질 수 있다. 홀 측면(151s)은 물결 모양의 구불구불한 형상을 가질 수 있다.

[0055] 도 6a 및 도 6b를 참조하면, 홀 패턴 몰드(150)의 표면을 FOTCS SAM(trichloro(1H,1H,2H,2H-perfluorooctyl)silane self-assembled monolayer)으로 처리한 후 홀 패턴 몰드(150) 위에 제1 고분자를 제공하여 부분 경화시키고 홀 패턴 몰드(150) 위의 고분자층(미도시)을 분리시켜 고분자 구조체(160)를 형성한다. 상기 제1 고분자는 홀 패턴 몰드(150)와 식각 선택비를 갖는 물질, 예를 들어, 폴리우레탄 아크릴레이트(polyurethane acrylate, PUA)일 수 있다. 홀 패턴 몰드(150) 위에 상기 제1 고분자를 제공하면 홀(151)에 먼저 상기 제1 고분자가 채워지고 홀 패턴 몰드(150) 상부면 위에 상기 고분자층이 형성된다. 홀(151) 내부와 홀 패턴 몰드(150) 위에 제공된 상기 제1 고분자를 부분 경화시킨 후 상기 고분자층을 빠르게 분리시키면 고분자 패턴(160)이 형성된다. 상기 고분자층을 분리시킬 때, 홀(151)의 높은 종횡비와 물결 모양의 구불구불한 측면으로 인해 홀 패턴 몰드(150)의 상부면과 접촉하는 제1 고분자는 제거되고, 홀(151)에서의 제1 고분자는 잔존하게 되어 고분자 구조체(160)가 형성되며, 고분자 구조체(160)의 상부는 홀 패턴 몰드(150) 상부면 위로 반구 형태로 돌출된다.

[0056] 도 7a 및 도 7b를 참조하면, 고분자 구조체(160)에 대하여 식각 공정을 수행하여 고분자 구조체(160)의 상부를 식각하여 고분자 구조체 패턴(165)을 형성한다. 고분자 구조체 패턴(165)은 인버스 석션컵 형상(inverse suction cup shape)을 가질 수 있고, 상기 인버스 석션컵 형상은 500 ~ 1,500nm의 직경과 50 ~ 250nm의 높이를 가질 수 있다. 상기 식각 공정은, 예를 들어, 산소 플라즈마를 이용한 건식 식각 공정일 수 있다. 상기 식각 공정에 의해 고분자 구조체(160)는 식각되는 반면 홀 패턴 몰드(150)는 식각되지 않으므로 고분자 구조체 패턴(165)과 홀(151) 상부의 홀 측면(151s) 사이에 제1 리세스 영역(166)이 형성될 수 있다. 제1 리세스 영역(166)은 고분자 구조체 패턴(165)을 둘러싸는 고리 형상을 가질 수 있다.

[0057] 도 8a 및 도 8b를 참조하면, 고분자 구조체 패턴(165)이 형성된 홀 패턴 몰드(150) 위에 제2 고분자를 제공하고 경화시킨 후 분리하여 예비 고분자 몰드(170)를 형성한다. 상기 제2 고분자는, 예를 들어, 폴리우레탄 아크릴레이트일 수 있다. 예비 고분자 몰드(170)는 홀 패턴 몰드(150)의 제1 리세스 영역(166)에 상기 제2 고분자가 삽입되어 형성된 제1 돌출부(175)를 포함한다. 제1 돌출부(175)는 예비 고분자 몰드(170)의 상부면 위로 돌출되고, 상기 상부면과 평행한 방향에서 고리 형상의 단면을 가질 수 있다. 제1 돌출부(175)의 직경(Dp)은 500 ~ 1,500nm일 수 있다. 제1 돌출부(175)에 의해 그 내부에 오목하게 들어간 석션 컵 형상 또는 분화구 형상의 공간(175a)이 정의될 수 있다. 상기 공간(175a)의 높이(Hp)는 50 ~ 250nm 일 수 있다. 예비 고분자 몰드(170)가 홀 패턴 몰드(150)로부터 잘 분리될 수 있도록 상기 제2 고분자를 홀 패턴 몰드(150) 위에 제공하기 전에 고분자 구조체 패턴(165)을 포함하여 홀 패턴 몰드(150)의 상부면은 FOTCS SAM으로 표면 처리될 수 있다.

[0058] 도 9a 및 도 9b를 참조하면, 예비 고분자 몰드(170) 위에 제3 고분자를 제공하고 경화시킨 후 분리하여 고분자 몰드(180)를 형성한다. 상기 제3 고분자는, 예를 들어, 폴리우레탄 아크릴레이트일 수 있다. 고분자 몰드(180)는 예비 고분자 몰드(170)의 상기 공간(175a)에 제3 고분자가 삽입되어 형성된 제2 돌출부(185)를 포함한다. 고분자 몰드(180)의 상부면에는 예비 고분자 몰드(170)의 제1 돌출부(175)에 의해 제2 돌출부(185)를 둘러싸는 제2 리세스 영역(186)이 형성될 수 있다. 제2 돌출부(185)는 상기 공간(175a)에 대응하여 인버스 석션컵 형상을 가질 수 있고, 500 ~ 1,500nm의 직경과 50 ~ 250nm의 높이를 가질 수 있다. 고분자 몰드(180)가 예비 고분자 몰드(170)로부터 잘 분리될 수 있도록 상기 제3 고분자를 예비 고분자 몰드(170) 위에 제공하기 전에 예비 고분자 몰드(170)의 상부면은 FOTCS SAM으로 표면 처리될 수 있다.

[0059] 도 10a 및 도 10b를 참조하면, 고분자 몰드(180) 위에 제4 고분자를 제공하고 경화시킨 후 분리하여 건식 접착 구조체(100)를 형성한다. 상기 제4 고분자는, 예를 들어, PDMS일 수 있다. 건식 접착 구조체(100)는 고분자 몰

드(180)의 제2 리세스 영역(186)에 상기 제4 고분자가 삽입되어 형성된 접착부(120)를 포함한다. 접착부(120)는 건식 접착 구조체(100)의 제1 면(110a) 위로 돌출되고, 제1 면(110a)과 평행한 방향에서 고리 형상의 단면을 가질 수 있다. 접착부(120)의 직경(Ds)은 500 ~ 1,500nm일 수 있다. 제1 면(110a)으로부터의 접착부(120)의 높이는 50 ~ 150nm일 수 있다. 접착부(120)에 의해 그 내부에 오목하게 들어간 석션 컵 형상 또는 분화구 형상의 접착 공간(120a)이 정의될 수 있다. 접착 공간(120a)의 높이(Hs)는 50 ~ 250nm 일 수 있다. 건식 접착 구조체(100)가 고분자 몰드(180)로부터 잘 분리될 수 있도록 상기 제4 고분자를 고분자 몰드(180) 위에 제공하기 전에 고분자 몰드(180)의 상부면은 FOTCS SAM으로 표면 처리될 수 있다.

[0060] 도 11 및 도 12는 도 2의 건식 접착 구조체의 형성 방법을 나타낸다. 전술한 실시예와 중복되는 설명은 생략될 수 있다.

[0061] 도 11 및 도 12를 참조하면, 고분자 몰드(180) 위에 제5 고분자, 제6 고분자, 및 제7 고분자를 차례로 제공하고 경화시킨 후 분리하여 건식 접착 구조체(100)를 형성한다. 상기 제5 고분자에 의해 제1 몸체부(111)와 접착부(120)가 형성될 수 있다. 접착부(120)는 고분자 몰드(180)의 제2 리세스 영역(186)에 상기 제5 고분자가 삽입되어 형성될 수 있다. 상기 제6 고분자에 의해 제2 몸체부(112)가 형성될 수 있고, 상기 제7 고분자에 의해 제3 몸체부(113)가 형성될 수 있다. 상기 제5 고분자 내지 상기 제7 고분자는, 예를 들어, PDMS일 수 있다. 상기 제5 고분자, 상기 제6 고분자, 및 상기 제7 고분자는 서로 다른 양의 경화제를 포함할 수 있고, 이에 의해 제1 몸체부(111), 제2 몸체부(112), 및 제3 몸체부(113)는 서로 다른 모듈러스를 가질 수 있다. 예를 들어, 상기 제5 고분자, 상기 제6 고분자, 및 상기 제7 고분자는 각각 PDMS와 경화제의 중량비가 5:1, 10:1, 20:1일 수 있고, 제1 몸체부(111), 제2 몸체부(112), 제3 몸체부(113)의 모듈러스는 각각 약 1.6MPa, 약 1.2MPa, 약 500kPa일 수 있다.

[0062] 도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 건식 접착 구조체의 형성 과정을 개략적으로 나타낸다.

[0063] 도 13을 참조하면, 홀이 형성된 실리콘 몰드를 준비한다. 상기 홀은 서로 교차하는 두 방향으로 배열될 수 있다. 상기 홀의 직경과 높이는 각각 1 μ m와 3 μ m로 상기 홀의 종횡비는 3이다. 상기 실리콘 몰드 표면을 FOTCS SAM으로 처리한 후 상기 실리콘 몰드 위에 폴리우레탄 아크릴레이트(PUA)를 제공하여 부분 경화(partial curing)시키고 상기 실리콘 몰드 위의 PUA를 분리시킨다. 이때, 상기 홀의 높은 종횡비와 물결 모양의 구불구불한 측면 기하 구조때문에 상기 실리콘 몰드 상부면과 접촉하는 PUA는 제거되고 상기 홀에 PUA가 잔존하게 되어 상기 실리콘 상부면 위로 돌출된 PUA 구조체가 형성된다. 상기 PUA 구조체에 대하여 산소 플라즈마를 이용한 건식 식각 공정을 수행하여 상기 PUA 구조체의 상부가 식각되어 PUA 구조체 패턴이 형성된다. 상기 PUA 구조체 패턴은 인버스 석션컵 형상을 가지며, 상기 인버스 석션컵 형상은 약 1 μ m의 직경과 약 150nm의 높이를 가질 수 있다. 상기 PUA 구조체 패턴이 형성된 상기 실리콘 몰드 위에 PUA를 제공하고 경화시킨 후 분리하여 예비 PUA 몰드를 형성한다. 상기 예비 PUA 몰드가 상기 실리콘 몰드로부터 잘 분리될 수 있도록 상기 실리콘 몰드 위에 상기 PUA를 제공하기 전에 상기 실리콘 몰드의 상부면은 FOTCS SAM으로 표면 처리될 수 있다. 도면에 도시되지 않았지만, 상기 예비 PUA 몰드 위에 PUA를 제공하고 경화시킨 후 분리하여 PUA 몰드를 형성한다. 상기 PUA 몰드가 상기 예비 PUA 몰드로부터 잘 분리될 수 있도록 상기 예비 PUA 몰드 위에 상기 PUA를 제공하기 전에 상기 예비 PUA 몰드의 상부면은 FOTCS SAM으로 표면 처리될 수 있다.

[0064] [전자 패치]

[0065] 도 14는 본 발명의 일 실시예에 따른 전자 패치의 분해 사시도를 나타낸다.

[0066] 도 14를 참조하면, 전자 패치(10)는 건식 접착 구조체(100), 전자 장치(200), 제1 보호층(300), 및 제2 보호층(400)을 포함할 수 있다.

[0067] 건식 접착 구조체(100)는 접착부(120)를 통하여 사람의 피부에 접착할 수 있다. 전자 패치(10)에 사용하기 위한 건식 접착 구조체(100)의 구조에 제한이 있는 것은 아니나 도 2의 건식 접착 구조체(100)를 사용하는 것이 바람직하다.

[0068] 다시 도 2를 참조하면, 건식 접착 구조체(100)는 몸체부(110)와 접착부(120)를 포함할 수 있다. 몸체부(110)는 차례로 적층된 제1 몸체부(111), 제2 몸체부(112), 및 제3 몸체부(113)를 포함할 수 있다. 제1 몸체부(111)와

접착부(120)는 일체형으로 형성될 수 있다.

[0069] 제1 몸체부(111), 제2 몸체부(112), 및 제3 몸체부(113)는 서로 다른 모듈러스를 가질 수 있다. 상기 모듈러스는 제1 몸체부(111), 제2 몸체부(112), 및 제3 몸체부(113)를 구성하는 고분자 소재와 혼합되는 경화제의 양을 조절하는 것에 의해 조절될 수 있다. 제1 몸체부(111)에서 제3 몸체부(113)로 갈수록 모듈러스는 점차적으로 작아질 수 있다. 예를 들어, 제1 몸체부(111)는 약 1.6MPa의 모듈러스를 가질 수 있고, 제2 몸체부(112)는 약 1.2MPa의 모듈러스를 가질 수 있으며, 제3 몸체부(113)는 약 500kPa의 모듈러스를 가질 수 있다.

[0070] 제1 몸체부(111)는 높은 모듈러스를 가짐으로써 접착부(120)의 형성을 용이하게 하고 접착부(120)의 접착 강도를 강화시킬 수 있다. 제3 몸체부(113)는 낮은 모듈러스를 가짐으로써 낮은 모듈러스를 갖는 제2 보호층(400)과의 접착력이 향상될 수 있고, 건식 접착 구조체(100)와 제2 보호층(400) 간 계면층으로 기능할 수 있다.

[0071] 전자 장치(200)는 스트레인 센서, 온도 센서, 근전도 센서, 뇌파 센서, 메모리 소자, 트랜지스터, 히터 등을 포함할 수 있고, 사람의 다양한 생체 신호(vital signs)를 측정할 수 있다. 온도 센서, 스트레인 센서, 근전도 센서, 뇌파 센서 등에 의해 측정된 생체 신호 데이터는 메모리 소자에 저장된 후 분석될 수 있다. 상기 메모리 소자는 디램, 플래시 메모리, 저항 램, 상변화 램, 강유전체 램 등을 포함할 수 있다.

[0072] 상기 스트레인 센서는 실리콘 나노멤브레인 패턴과 상기 실리콘 나노멤브레인 패턴 위에 배치된 금속 패턴을 포함할 수 있다. 상기 실리콘 나노멤브레인 패턴은 붕소가 도핑된 것으로 80~100nm의 두께를 가질 수 있다. 상기 금속 패턴은 Cr/Au(7nm/70nm) 패턴일 수 있다. 상기 스트레인 센서는 그 하부 및 상부에 각각 배치된 제1 고분자 패턴과 제2 고분자 패턴에 의해 캡슐레이션될 수 있다. 상기 제1 고분자 패턴과 상기 제2 고분자 패턴은 폴리이미드, 벤조사이클로부텐, 또는 에폭시 수지를 포함할 수 있다. 상기 온도 센서는 금속 패턴, 예를 들어, Ti/Pt(5nm/40nm) 패턴을 포함할 수 있다. 상기 스트레인 센서, 상기 온도 센서, 및 인터커넥션 라인들은 구불구불한 형태(serpentine shape)로 패턴닝되기 때문에 전자 패치(10)가 손목 등 사람의 피부에 접촉되어 장력 및 압축에 반복적으로 노출되어도 안정적으로 작동할 수 있다.

[0073] 제1 보호층(300)은 전자 장치(200)를 지지하면서 보호하는 기능을 한다. 제1 보호층(300)은 모듈러스가 상대적으로 낮은 소재, 예를 들어, 실리콘 고무로 형성될 수 있다.

[0074] 제1 보호층(300)의 모듈러스(Modulus)는 그 구성 소재인 실리콘 고무와 혼합되는 경화제의 양을 조절하는 것에 의해 조절될 수 있다. 제1 보호층(300)을 형성하기 위해 사용된 실리콘 고무와 상기 실리콘 고무에 첨가되는 경화제의 중량비에 대하여 제1 보호층(300)의 모듈러스를 측정하여 아래 표 2에 나타내었다.

표 2

소재 혼합비	실리콘 고무 1:1	실리콘 고무 2:1	실리콘 고무 3:1
모듈러스(kPa)	55.3	43.5	39.1

[0076] 상기 표 1을 참조하면, 실리콘 고무와 경화제의 중량비가 1:1, 2:1, 3:1인 경우 제1 보호층(300)의 모듈러스는 각각 55.3kPa, 43.5kPa, 39.1kPa로 나타났다. 즉, 첨가되는 경화제의 양이 감소할수록 제1 보호층(300)의 모듈러스는 감소하였다.

[0077] 제2 보호층(400)은 제1 보호층(300)과 함께 전자 장치(200)를 지지하면서 보호하는 기능을 한다. 제2 보호층(400)은 모듈러스가 상대적으로 낮은 소재, 예를 들어, PDMS로 형성될 수 있다. 또, 제2 보호층(400)은 건식 접착 구조체(100)와의 접착력을 강화하기 위해 건식 접착 구조체(100)와 같은 소재로 형성되는 것이 바람직하다.

[0078] 또, 전자 패치(10)가 사람의 피부에 접촉된 후 반복적으로 노출되는 장력 및 압축에 안정적으로 대응하기 위해서 제2 보호층(400)의 모듈러스는 제1 보호층(300)의 모듈러스와 동일하거나 비슷한 것이 바람직하다. 상기 표 1과 표 2를 참조하면, 제1 보호층(300)이 실리콘 고무로 형성되는 경우 실리콘 고무와 경화제의 중량비가 3:1이면 제1 보호층(300)의 모듈러스는 39.1kPa로 나타났고, 제2 보호층(400)이 PDMS로 형성되는 경우 PDMS와 경화제의 중량비가 40:1이면 제2 보호층(400)의 모듈러스는 39.3kPa로 제1 보호층(300)의 모듈러스와 비슷하게 나타났다. 따라서 제1 보호층(300)은 실리콘 고무와 경화제의 중량비를 3:1로 하여 형성하는 것이 바람직하고, 제2 보호층(400)은 PDMS와 경화제의 중량비를 40:1로 하여 형성하는 것이 바람직하다.

[0079] 제1 보호층(300), 전자 장치(200), 제2 보호층(400), 및 건식 접착 구조체(100)는 각각 14 μ m, 1.6 μ m, 29 μ m, 4

μm 정도의 두께를 가질 수 있으며, 전자 패치(10)는 $50\mu\text{m}$ 이하의 두께를 가질 수 있다.

- [0080] 전자 패치(10)는 건식 접착 구조체(100) 위에 배치되는 전극(510), 상기 전극에 전원을 공급하기 위한 도선(520) 및 상기 전극 위에 배치되는 약물 전달체(530)를 더 포함할 수 있다.
- [0081] 전극(510)은 전기 침투법(iontophoresis)을 이용하여 그 위에 배치된 약물 전달체(530)의 메조기공성 실리카 나노입자(mesoporous silica nanoparticles) (531)에 충전된 약물(532)의 경피 전달 속도(transdermal delivery rate)를 조절한다.
- [0082] 약물 전달체(530)은 메조기공성 실리카 나노입자(531)와 메조기공성 실리카 나노입자(531)의 나노기공 내에 충전된 약물(532)을 포함할 수 있다. 메조기공성 실리카 나노입자(531)는 약물 전달 수송체로 기능하며 약물의 산화(oxidation), 변성(denaturation), 및 비자극 확산(unstimulated diffusion)을 방지할 수 있다. 메조기공성 실리카 나노입자(531) 내 나노기공들은 약물 흡착과 로딩(loading)을 위한 큰 표면적을 제공할 수 있다.
- [0083] 본 실시예에서 전자 패치(10)는 전기 침투법을 위한 전극(510)을 포함하고 있고, 상기 전기 침투법을 이용하여 약물 전달체(530)의 약물(532)을 경피 전달하는 내용을 기재하고 있으나 이에 한정되지 않는다. 다른 실시예에서, 전자 패치(10)는 히터(미도시)를 포함할 수 있고, 상기 히터에 의한 가열을 통하여 약물 전달체(530)의 약물(532)을 경피 전달할 수 있다.
- [0084] 도 15a 내지 도 15h는 본 발명의 일 실시예에 따른 전기 침투법을 이용한 경피 약물 전달을 설명하기 위한 도면들이다.
- [0085] 도 15a는 메조기공성 실리카 나노입자와 상기 메조기공성 실리카 나노입자에 독소루비신 약물이 충전된 이미지를 나타낸다. 도 15a를 참조하면, 상기 메조기공성 실리카 나노입자 내 나노기공들은 약물 로딩을 위한 큰 표면적을 제공하고, 상기 나노기공들 내에 독소루비신 약물이 로딩됨을 알 수 있다. 또, 전극과 약물 간 전하 반발(charge repulsion)에 의해 약물이 피부 아래 깊히 침투할 수 있다.
- [0086] 도 15b는 전기 침투법에서 자극 수에 대한 실험용 쥐의 피부 속으로의 약물 확산 깊이를 나타내는 그래프이다. 도 15b를 참조하면, 적용된 자극 수에 비례하여 상기 실험용 쥐의 피부 속으로의 독소루비신 약물의 확산 깊이가 크게 증가함을 알 수 있다. 예를 들어, 전기 침투법에 의한 상기 독소루비신 약물의 확산 깊이는 12번의 자극이 있을 때 $200\mu\text{m}$ 보다 큰 것으로 나타났다. 도 15c는 3번의 자극에 의한 독소루비신 약물의 확산 깊이를 나타내고, 도 15d는 12번의 자극에 의한 독소루비신 약물의 확산 깊이를 나타낸다. 도 15c와 도 15d를 비교하면 자극 수의 차이에 의한 확산 깊이의 차이가 명백하게 나타남을 알 수 있다.
- [0087] 도 15e 내지 도 15g는 약물을 재사용할 때 변화되는 전극의 이미지를 나타낸다. 도 15e는 메조기공성 실리카 나노입자에 독소루비신(적색)을 로딩했을 때 전극의 이미지를 나타내고, 도 15f는 사용 후 전극을 세정했을 때의 이미지를 나타내며, 도 15g는 다른 약물인 9,10-디페닐안트라센(diphenylanthracene, DPA)(녹색)을 재로딩했을 때 전극의 이미지를 나타낸다. 이와 같이, 본 발명의 실시예들에 따른 전자 패치와 건식 접착 구조체는 약물 사용 후 세정을 통하여 쉽게 재사용될 수 있다.
- [0088] 도 15h는 독소루비신과 9,10-디페닐안트라센의 두 약물의 전달 후의 실험용 쥐 피부의 이미지를 나타낸다. 9,10-디페닐안트라센의 자극 수를 독소루비신의 자극 수의 2배로 하였을 때 9,10-디페닐안트라센의 확산 깊이가 독소루비신의 확산 깊이의 2배로 나타났다.
- [0089] 도면에 도시되지 않았지만, 염증 유발 인자인 리포다당류(lipopolysaccharide)와 박테리아 엔도톡신(bacterial endotoxin)을 실험용 쥐에 감염시킨 후 항염증 약물이 충전된 약물 전달체가 로딩된 건식 접착 구조체를 갖는 전자 패치를 상기 실험용 쥐의 감염된 피부에 접촉시킨 후 12회 자극하여 전기 침투시켜 조직 병리학(histopathological), 면역 형광(immunofluorescence), 및 웨스턴 블랏(western blot) 분석을 수행한 결과 염증 인자의 발현이 현저하게 억제되는 등 치료 효과가 있는 것으로 나타났다.
- [0090] [전자 패치의 형성 방법]
- [0091] 도 16 내지 도 18은 본 발명의 일 실시예에 따른 전자 패치의 형성 방법을 나타낸다.
- [0092] 도 16을 참조하면, 지지 기판(610) 위에 희생층(620)과 제1 보호층(300)을 차례로 형성하고, 제1 보호층(300)

위로 전자 장치(200)를 전사한다.

- [0093] 지지 기판(610)은, 예를 들어, 유리 기판일 수 있다. 예를 들어, 희생층(620)은 폴리비닐 아세테이트(PVA)로 형성될 수 있고, 제1 보호층(300)은 실리콘 고무로 형성될 수 있다. 예를 들어, 제1 보호층(300)은 실리콘 고무와 경화제의 중량비를 3:1로 하여 형성될 수 있고, 약 39kPa의 모듈러스를 가질 수 있다. 제1 보호층(300)은 14 μ m 정도의 두께로 형성될 수 있다.
- [0094] 전자 장치(200)는 스트레인 센서, 온도 센서, 근전도 센서, 뇌파 센서, 메모리 소자, 트랜지스터, 히터 등을 포함할 수 있다. 상기 메모리 소자는 디램, 플래시 메모리, 저항 램, 상변화 램, 강유전체 램 등을 포함할 수 있다.
- [0095] 상기 스트레인 센서는 다음과 같은 방법으로 형성될 수 있다. 실리콘 웨이퍼 위에 희생층을 형성한다. 상기 희생층은 PMMA나 열증착된 니켈로 형성될 수 있다. 상기 희생층 위에 스핀 코팅을 이용하여 제1 고분자층을 형성한다. 상기 제1 고분자층은 폴리이미드, 벤조사이클로부텐, 또는 에폭시 수지로 형성될 수 있다. SOI(silicon-on-insulator) 웨이퍼로부터 봉소로 도핑된 80~100nm 두께의 실리콘 나노멤브레인을 형성한다. 상기 실리콘 나노멤브레인을 상기 제1 고분자층 위에 전사한다. 상기 실리콘 나노멤브레인 위에 열증착 공정을 이용하여 금속층을 형성한다. 상기 금속층은 Cr/Au(7nm/70nm)로 형성될 수 있다. 상기 금속층 위에 스핀 코팅을 이용하여 제2 고분자층을 형성한다. 상기 제1 고분자층은 폴리이미드, 벤조사이클로부텐, 또는 에폭시 수지로 형성될 수 있다. 상기 제1 고분자층, 상기 실리콘 나노멤브레인, 상기 금속층, 및 상기 제2 고분자층을 구불구불한 형태로 패터닝하여 제1 고분자 패턴, 실리콘 나노멤브레인 패턴, 금속 패턴, 및 제2 고분자 패턴을 형성한다. 상기 실리콘 나노멤브레인 패턴과 상기 금속 패턴은 스트레인 센서로 기능하고, 상기 제1 고분자 패턴과 상기 제2 고분자 패턴은 인캡슐레이션층으로 기능할 수 있다. 상기 희생층을 아세톤 등의 습식 식각 용액으로 제거한 후 제1 고분자 패턴과 상기 제2 고분자 패턴으로 인캡슐레이션된 스트레인 센서를 상기 실리콘 웨이퍼로부터 분리하여 제1 보호층(300) 위로 전사한다.
- [0096] 상기 온도 센서는 구불구불한 형상의 금속 마스크를 이용한 열 증착을 수행하여 금속 패턴, 예를 들어, Ti/Pt(5nm/40nm) 패턴으로 형성될 수 있다.
- [0097] 전자 장치(200)는 1.6 μ m 정도의 두께로 형성될 수 있다.
- [0098] 도 17을 참조하면, 고분자 몰드(180)의 상부면을 FOTCS SAM으로 표면 처리한 후 고분자 몰드(180) 위에 제5 고분자 용액, 제6 고분자 용액, 제7 고분자 용액, 및 제8 고분자 용액을 차례로 스핀 코팅하고 경화시킨다. 상기 제5 내지 제8 고분자는 70℃ 오븐에서 부분적으로 경화된다. 상기 제5 내지 제8 고분자 용액은 유기용매, 예를 들어, 톨루엔에 의해 희석된 PDMS 프리폴리머 용액일 수 있다. 상기 제5 내지 제8 고분자 용액은 농도가 각각 0.5g/mL, 1g/mL, 2g/mL, 4g/mL일 수 있고, 0.1g/mL 농도의 PDMS 경화제와 혼합될 수 있다.
- [0099] 상기 제5 고분자에 의해 제1 몸체부(111)와 접촉부(120)가 형성될 수 있다. 접촉부(120)는 고분자 몰드(180)의 제2 리세스 영역(186)에 상기 제5 고분자가 삽입되어 형성될 수 있다. 상기 제6 고분자에 의해 제2 몸체부(112)가 형성될 수 있고, 상기 제7 고분자에 의해 제3 몸체부(113)가 형성될 수 있으며, 상기 제8 고분자에 의해 제2 보호층(400)이 형성될 수 있다. 건식 접착 구조체(100)는 4 μ m 정도의 두께로 형성될 수 있고, 제2 보호층(400)은 29 μ m 정도의 두께로 형성될 수 있다.
- [0100] 상기 제5 고분자, 상기 제6 고분자, 상기 제7 고분자, 및 상기 제8 고분자는 서로 다른 양의 경화제를 포함하기 때문에 제1 몸체부(111), 제2 몸체부(112), 제3 몸체부(113), 및 제2 보호층(400)은 서로 다른 모듈러스를 가질 수 있다. 예를 들어, 상기 제5 고분자, 상기 제6 고분자, 상기 제7 고분자, 및 상기 제8 고분자는 각각 PDMS와 경화제의 중량비가 5:1, 10:1, 20:1, 40:1일 수 있고, 제1 몸체부(111), 제2 몸체부(112), 제3 몸체부(113), 및 제2 보호층(400)의 모듈러스는 각각 약 1.6MPa, 약 1.2MPa, 약 500kPa, 약 39kPa일 수 있다.
- [0101] 도 18을 참조하면, 고분자 몰드(180)를 지지 기판(610) 위에 정렬하여 배치한 후 제2 보호층(400)을 전자 장치(200)가 배치된 제1 보호층(300)과 결합시킨다. 이때, 제1 보호층(300)과 제2 보호층(400)이 안정적으로 결합되도록 전체적으로 균일하게 가압될 수 있다. 그리고, 건식 접착 구조체(100), 제1 보호층(300), 및 제2 보호층(400)은 70℃ 오븐에서 완전히 경화된다.
- [0102] 도면에 도시되지 않았지만, 희생층(620)을 제거하여 제1 보호층(300)으로부터 지지 기판(610)을 분리하고, 건식 접착 구조체(100)로부터 고분자 몰드(200)를 분리한다. 약물의 전기 침투를 위한 전극을 수용성 테이프를 이용하여 건식 접착 구조체(100) 위에 전사시킬 수 있고, 이에 의해 전자 패치가 형성될 수 있다. 전자 패치(10)는

50 μ m 이하의 두께로 형성될 수 있다.

- [0103] 상기 전극 위에 약물 전달체가 로딩될 수 있다. 상기 약물 전달체는 메조기공성 실리카 나노입자와 상기 메조기공성 실리카 나노입자의 나노기공에 충전된 약물을 포함할 수 있다.
- [0104] 도 19는 본 발명의 일 실시예에 따른 전자 패치의 형성 과정을 개략적으로 나타낸다.
- [0105] 도 19를 참조하면, 유리 기판 위에 PVA층과 실리콘 고무층을 형성하고 상기 실리콘 고무층 위에 전자 장치를 전사시킨다. 또, PUA 몰드를 이용하여 모듈러스가 점차적으로 변하는 PDMS 건식 접착 구조체와 PDMS 보호층을 형성한다. 상기 PUA 몰드를 상기 유리 기판 위에 정렬하여 배치한 후 상기 PDMS 보호층을 상기 실리콘 고무층과 결합시킨다. 상기 PVA층을 제거하여 상기 유리 기판을 상기 실리콘 고무층으로부터 분리하고, 상기 PUA 몰드를 상기 PDMS 건식 접착 구조체로부터 분리한다. 이에 의해, 실리콘 고무층, 전자 장치, PDMS 보호층, PDMS 건식 접착 구조체가 차례로 적층된 전자 패치를 형성한다. 도면에 도시되지 않았지만, 전기 침투를 이용한 약물 투여를 위해 상기 PDMS 건식 접착 구조체 위에 약물이 충전된 메조기공성 실리카 나노입자가 로딩된 전극이 형성될 수 있다.
- [0106] 도 20은 사람 피부에 대하여 서로 다른 접착 구조를 갖는 전자 패치의 접착력의 차이를 나타내는 그래프이다. 도 20을 참조하면, 본 발명의 실시예들에 따른 건식 접착 구조체(mSC)와 결합된 전자 패치가 종래의 접착 구조체(Flat, m-pillar)가 결합된 전자 패치보다 사람 피부에 대하여 우수한 접착력을 가질 수 있다. 또, 본 발명의 실시예들에 따른 건식 접착 구조체 중에서도 모듈러스가 변하는 건식 접착 구조체(Gradual mSC)가 모듈러스가 1.2MPa로 일정한 건식 접착 구조체(1.2MPa mSC)보다 우수한 접착력을 가질 수 있다.
- [0107] 도 21은 본 발명의 일 실시예에 따른 건식 접착 구조체가 결합된 전자 패치와 종래의 건식 접착 구조체가 결합된 전자 패치가 스킨 몰드에 접착된 이미지를 나타낸다. 도 21을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 모듈러스가 변하는 건식 접착 구조체(Gradual mSC)가 결합된 전자 패치는 사람 피부의 굴곡면을 따라 균일하고 안정적으로 접착될 수 있는 반면 종래의 건식 접착 구조체(1.6MPa m-pillar)는 불록하게 나온 부분에서만 접착되고, 오목하게 들어간 영역에서는 접착이 이루어지지 않는다.
- [0108] 도 22는 다양한 전자 패치의 시스템 모듈러스를 나타낸다. 도 22에서 적색 점선은 사람 표피의 모듈러스를 나타낸다. 도 22를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 모듈러스가 변하는 건식 접착 구조체(Gradual SC)가 결합된 전자 패치의 시스템 모듈러스는 약 108kPa로서 사람 표피의 모듈러스인 약 150kPa보다 더 낮다. 따라서, 모듈러스가 변하는 건식 접착 구조체(Gradual SC)가 결합된 전자 패치가 손목 등 사람의 피부에 접착되어 장력 및 압축에 반복적으로 노출되어도 안정적으로 작동할 수 있다.
- [0109] 도 23a 내지 도 23j는 본 발명의 일 실시예에 따른 전자 패치를 실험용 쥐에 적용하여 분석한 결과를 나타낸다.
- [0110] 도 23a 및 도 23b를 참조하면, 전자 패치를 사람 피부에 부착했을 때 자극, 짜증, 불편함 등의 영향을 정량적으로 평가하기 위해 실험용 쥐의 등 표면에 다양한 접착 구조체가 결합된 전자 패치를 각각 부착하고 우리에 비디오 카메라를 설치하여 상기 실험용 쥐의 행동을 모니터링하여 3시간 동안 등을 긁는 스크래치 수(scratch number)를 측정하였다.
- [0111] 도 23c를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 모듈러스가 변하는 건식 접착 구조체(Gradual mSC)가 부착된 전자 패치는 2일 이상 동안 쥐 피부에 견고하게 접착되어 있었으나, 종래의 건식 접착 구조체(m-pillar)가 부착된 전자 패치는 약한 접착력과 피부와의 약한 기계적 커플링때문에 2시간만에 분리되어 떨어졌다.
- [0112] 도 23d를 참조하면, 하이드로콜로이드(Hydrocolloid)로 접착된 전자 패치는 모듈러스가 변하는 건식 접착 구조체(Gradual mSC)가 부착된 전자 패치보다 스크래치 수가 4배 더 많았다. 또, 모듈러스가 변하는 건식 접착 구조체(Gradual mSC)가 부착된 전자 패치는 전자 패치가 접착되지 않은 경우의 스크래치 수와 거의 차이가 나지 않아 전자 패치를 부착한 것에 의한 자극 등의 부정적인 영향을 거의 받지 않는 것으로 나타났다.
- [0113] 도 23e를 참조하면, 하이드로콜로이드(Hydrocolloid)로 접착된 전자 패치는 피부에 대하여 높은 부하와 스트레인을 발생하기 때문에 피부 변형과 불편함을 야기한다. 이는 도 23f에 도시된 FEM 시뮬레이션 결과에서도 유사하게 나타난다.
- [0114] 도 23g를 참조하면, 하이드로콜로이드로 접착된 전자 패치(Hydrocollid patch)는 한 번 사용한 후에는 접착 강도가 현저하게 떨어지기 때문에 재사용을 하기가 어렵지만 본 발명의 실시예들에 따른 건식 접착 구조체가 결합된 전자 패치(mSC patch)는 8번의 재사용 후에도 접착 강도를 유지할 수 있다.

- [0115] 도 23h 및 도 23i를 참조하면, 본 발명의 실시예들에 따른 건식 접착 구조체가 결합된 전자 패치(mSC patch)는 접착된 피부에 손상을 주지 않지만 화학 접착제인 하이드로콜로이드로 접착된 전자 패치(Hydrocolloid patch)는 사용 후에 피부가 손상되거나 염증이 발생할 수 있다.
- [0116] 도 24a 내지 도 24g는 본 발명의 일 실시예에 따른 전자 패치를 이용한 생체 신호의 측정을 설명하기 위한 도면들이다.
- [0117] 도 24a를 참조하면, 모듈러스가 변하는 건식 접착 구조체(Gradual mSC)를 갖는 전자 패치는 초박막 전자 센서들이 콘포말하게 집적되기 때문에 생리 및 전기 생리 신호를 지속적으로 고감도로 모니터링하기 위한 피부 인터페이스 플랫폼을 제공한다. 따라서, 외부 압력이 가해지지 않더라도 경미한 맥박 변화를 정확하게 감지할 수 있다. 그러나, m-필러 패치나 하이드로콜로이드 패치는 외부에 적용되는 압력이 없으면 요골 동맥으로부터 맥박 신호를 감지할만큼 충분한 감도를 갖지 못한다.
- [0118] 도 24b 내지 도 24g를 참조하면, mSC 전자 패치에 의해 중박 중박 노치(dicrotic notch)와 맥박 경사 등 맥박, 혈압, 심전도(ECG), 행동진전(activity tremor), 호흡, 체온 등 생리 신호를 정확하게 측정할 수 있고, 일상 생활 동안 항상성을 모니터링할 수 있다.
- [0119]
- [0120] [생체 신호 모니터링 시스템]
- [0121] 본 발명의 실시예들에 따른 생체 신호 모니터링 시스템은, 생체 피부에 부착되어 생체 신호를 측정하는 전자 패치 및 상기 전자 패치를 제어하는 제어부를 포함한다.
- [0122] 상기 제어부는 생체 신호 제어부, 생체 신호 송수신부, 및 전원 공급부를 포함한다. 상기 제어부는 스마트 밴드를 포함하고, 상기 생체 신호 제어부는 컨트롤러를 포함하고, 상기 생체 신호 송수신부는 블루투스를 포함하며, 상기 전원 공급부는 배터리를 포함할 수 있다.
- [0123] 상기 생체 신호 제어부는 상기 생체 신호의 이상 여부를 판단하고, 상기 생체 신호 송수신부는 상기 전자 패치로부터 수신한 상기 생체 신호를 외부 장치로 전송할 수 있다.
- [0124] 상기 생체 신호 제어부는 상기 생체 신호의 이상이 감지되면 상기 생체 신호 송수신부를 통하여 상기 외부 장치로 경고 신호를 전송할 수 있다.
- [0125] 도 25는 본 발명의 일 실시예에 따른 생체 신호 모니터링 시스템을 나타내고, 도 26은 본 발명의 일 실시예에 따른 스마트 밴드의 구성을 개략적으로 나타내며, 도 27은 실시간 센싱, 무선 데이터 전송, 및 원격 제어를 위한 회로의 개략적인 다이어그램을 나타낸다.
- [0126] 도 25 내지 도 27을 참조하면, 상기 생체 신호 모니터링 시스템은 사람의 피부에 부착되어 생체 신호를 측정하는 전자 패치와 상기 전자 패치를 제어하는 스마트 밴드를 포함한다. 상기 전자 패치는 전술한 실시예들에서 상세히 설명하였으므로 중복되는 설명은 생략한다.
- [0127] 상기 전자 패치는 스트레인 센서, 온도 센서 등을 포함하고 있어 맥박, 혈압, 심전도, 행동진전, 호흡, 체온 등 생리 신호를 측정할 수 있다. 상기 전자 패치는 본 발명의 실시예들에 따른 건식 접착 구조체를 통하여 사람의 피부에 안정적으로 콘포말하게 부착되기 때문에 상기 생리 신호를 지속적으로 정확하게 측정할 수 있다. 상기 전자 패치를 사람의 피부에 안정적으로 콘포말하게 접촉시키면서 사람 피부의 모듈러스보다 더 낮은 시스템 모듈러스를 갖기 위해 모듈러스가 변하는 건식 접착 구조체를 사용하는 것이 바람직하다.
- [0128] 상기 스마트 밴드는 컨트롤러, 블루투스 유닛, 및 배터리를 포함할 수 있다.
- [0129] 상기 컨트롤러는 상기 전자 패치(센서 등의 전자 장치, 약물의 전기 침투를 위한 전극), 상기 블루투스 유닛, 및 상기 배터리의 동작을 제어할 수 있다.
- [0130] 상기 블루투스 유닛은 상기 전자 패치의 건식 접착 구조체 위에 탑재된 전자 장치와 스마트폰이나 태블릿 등의 외부 장치를 무선으로 연결한다. 상기 전자 장치에서 측정된 생체 신호 데이터는 상기 블루투스 유닛을 통해 상기 외부 장치로 전송될 수 있고, 상기 외부 장치의 명령도 상기 블루투스 유닛을 통해 상기 전자 장치로 전송될

수 있다. 예를 들어, 스트레인 게이지의 저항 변화는 레지스터-커패시터(RC)를 통하여 측정된다(도 27 참조). 저항 변화는 커패시터의 방전 시간을 조절하고, 상기 방전 시간은 상기 컨트롤러에 의해 감지되고 블루투스 유닛을 통해 외부 장치로 무선으로 전송된다. 상기 전자 패치 내 센서에 의해 급성 심장 장애 등 생체 이상 신호 또는 기능 장애 신호가 측정되면 상기 컨트롤러는 상기 블루투스를 통해 스마트폰이나 태블릿 등의 외부 장치로 경고 신호를 전송할 수 있다. 상기 스마트폰이나 태블릿은 애플리케이션을 통해 상기 경고 신호를 병원, 응급센터, 및/또는 구조 센터 등으로 전송할 수 있다. 상기 컨트롤러는 외부 장치의 명령을 받아 상기 전자 패치의 상기 건식 접착 구조체 위에 배치된 전기 침투용 전극을 제어하여 메조기공성 실리카 나노입자에 충전된 약물의 경피 전달을 조절할 수 있다.

[0131] 상기 배터리는 상기 스마트 밴드와 상기 전자 패치에 전원을 공급할 수 있다.

[0132] 상기 스마트 밴드는 생체 신호 모니터링 시스템에서 제어부로 기능하며, 도면에서는 손목에 착용하는 밴드 형태로 도시되어 있으나 이에 한정되지 않으며 밴드가 아닌 다른 형태로 구현될 수 있다.

[0133] 도 28a 및 도 28b는 본 발명의 일 실시예에 따른 생체 신호 모니터링 시스템의 적용예를 나타낸다.

[0134] 도 28a 및 도 28b를 참조하면, 전자 패치는 사람의 피부에 대하여 접착력이 우수한 건식 접착 구조체를 통하여 신체의 다양한 곳에 부착될 수 있고, 맥박, 혈압, 심전도, 행동진전, 호흡, 체온 등 다양한 생리 신호를 실시간으로 정확하게 측정할 수 있다. 측정된 생리 신호 데이터는 스마트 밴드를 통해 외부 장치로 전송될 수 있고 실시간으로 관리될 수 있다. 상기 전자 패치에 포함된 센서에 의해 생체 이상 신호나 기능 장애 신호가 측정되면 상기 스마트 밴드는 외부 장치로 경고 신호를 전송할 수 있고, 상기 외부 장치의 명령을 받아 전극을 제어하여 메조기공성 실리카 나노입자에 충전된 약물의 경피 전달을 조절할 수 있다.

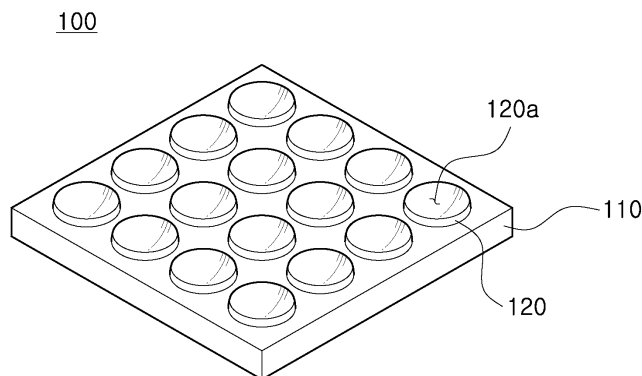
[0135] 이제까지 본 발명에 대한 구체적인 실시예들을 살펴보았다. 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

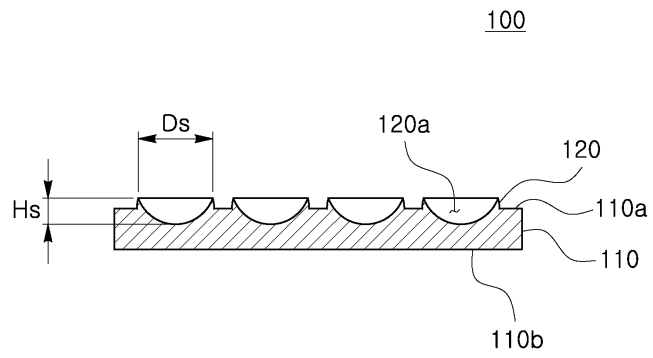
[0136] 10 : 전자 패치 100 : 건식 접착 구조체
200 : 전자 장치 300 : 제1 보호층
400 : 제2 보호층 510 : 전극
530 : 약물 전달체

도면

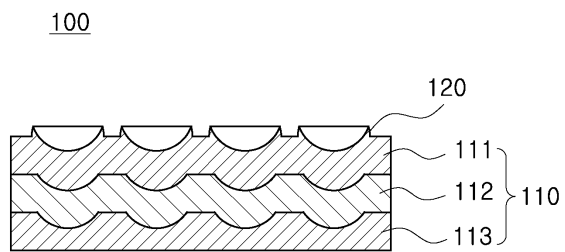
도면1a



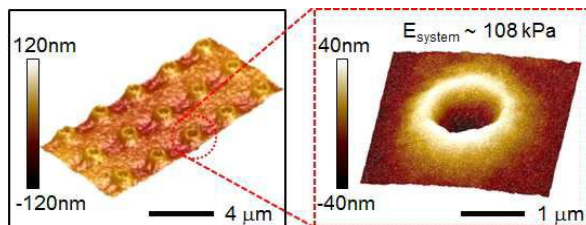
도면1b



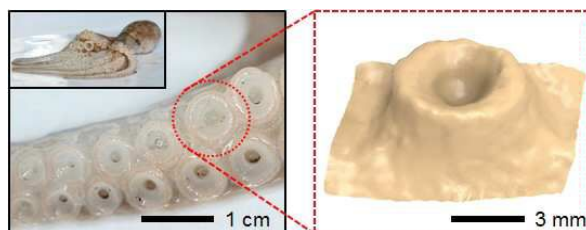
도면2



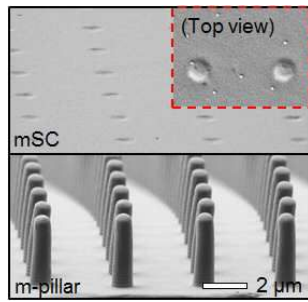
도면3a



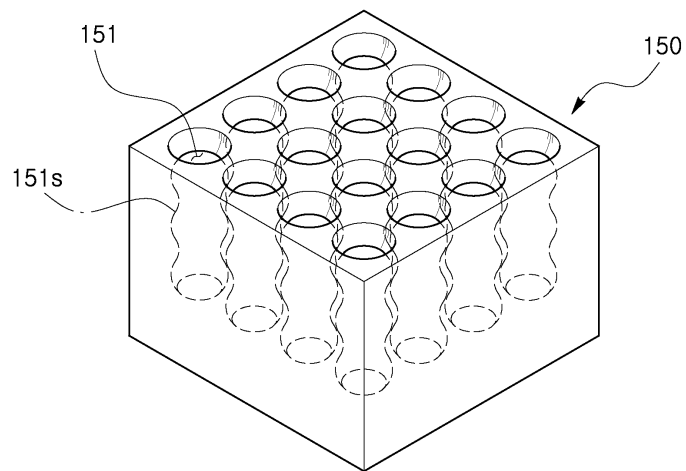
도면3b



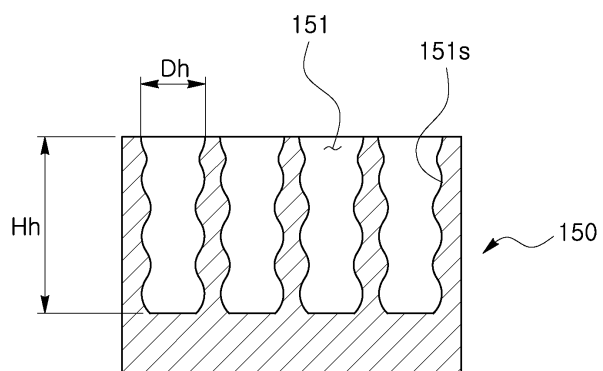
도면4



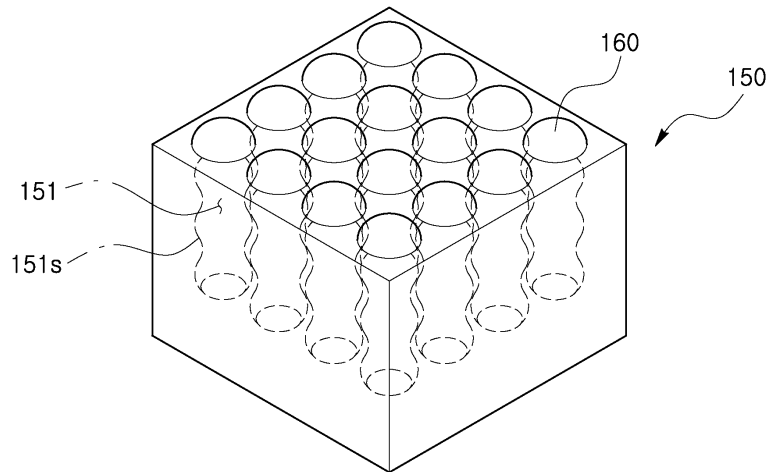
도면5a



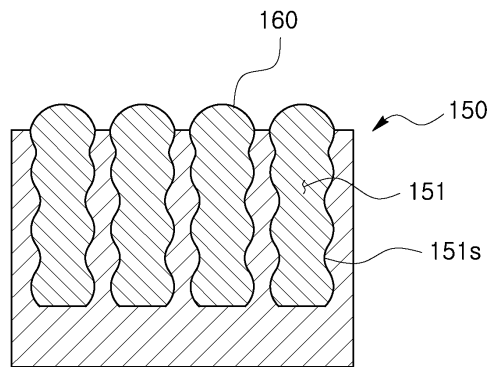
도면5b



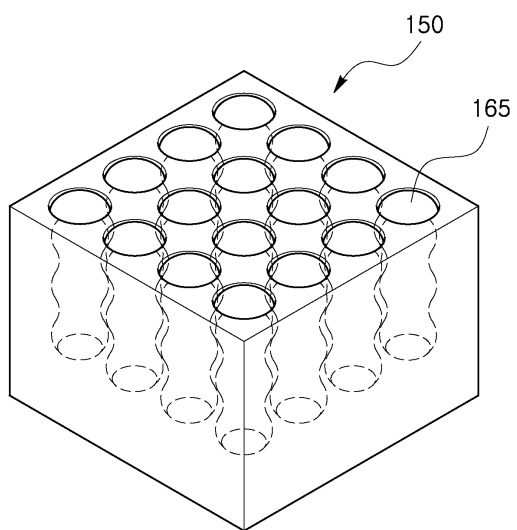
도면6a



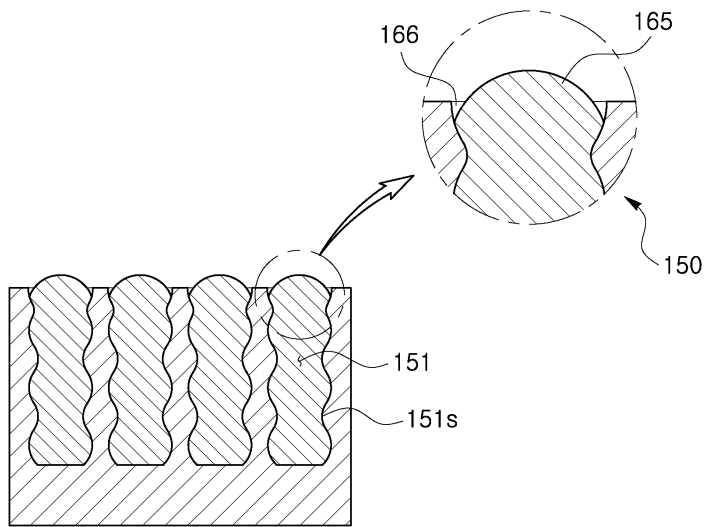
도면6b



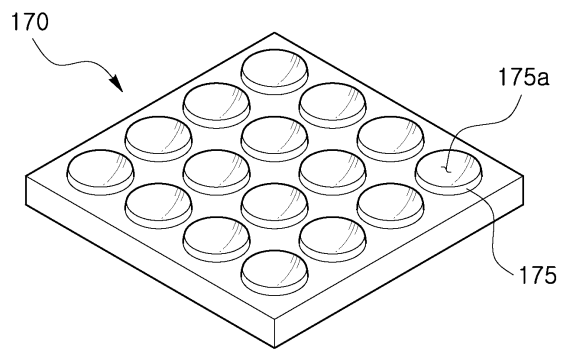
도면7a



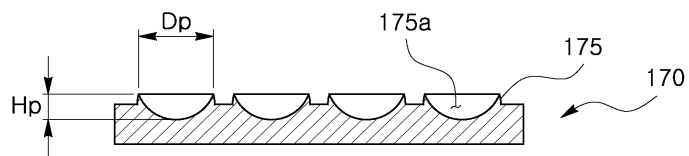
도면7b



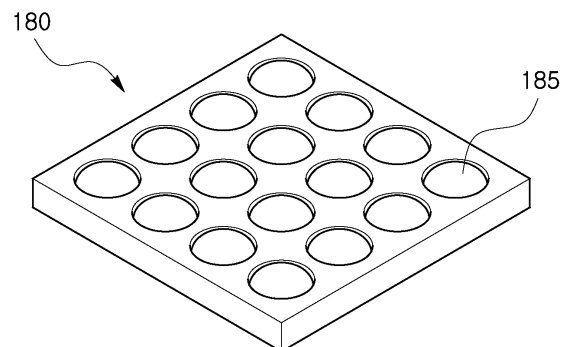
도면8a



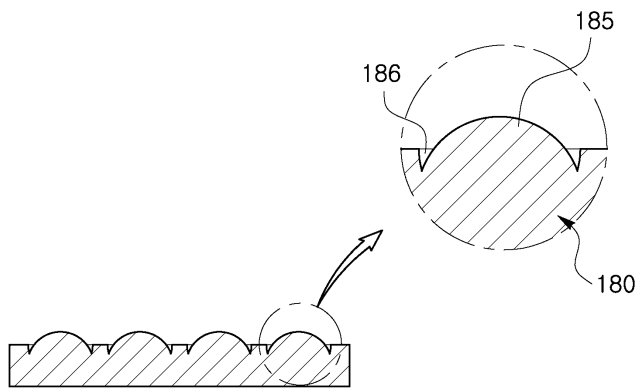
도면8b



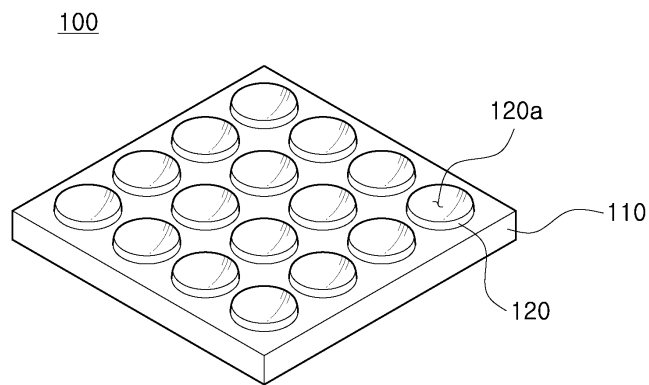
도면9a



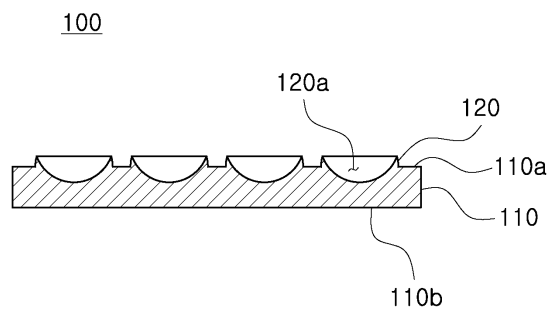
도면9b



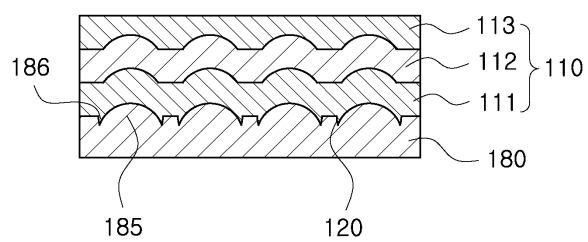
도면10a



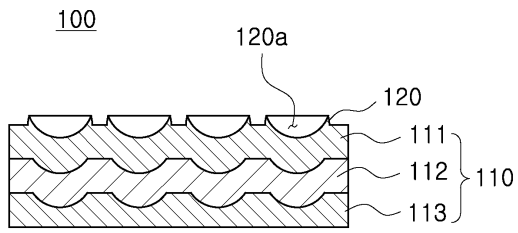
도면10b



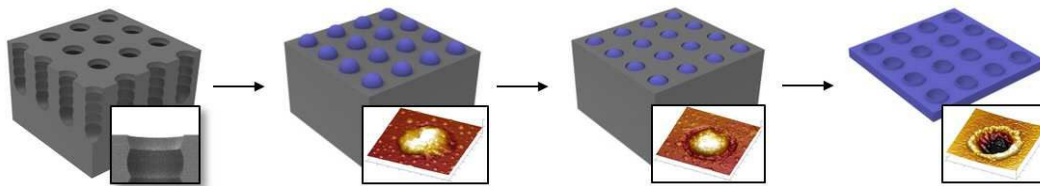
도면11



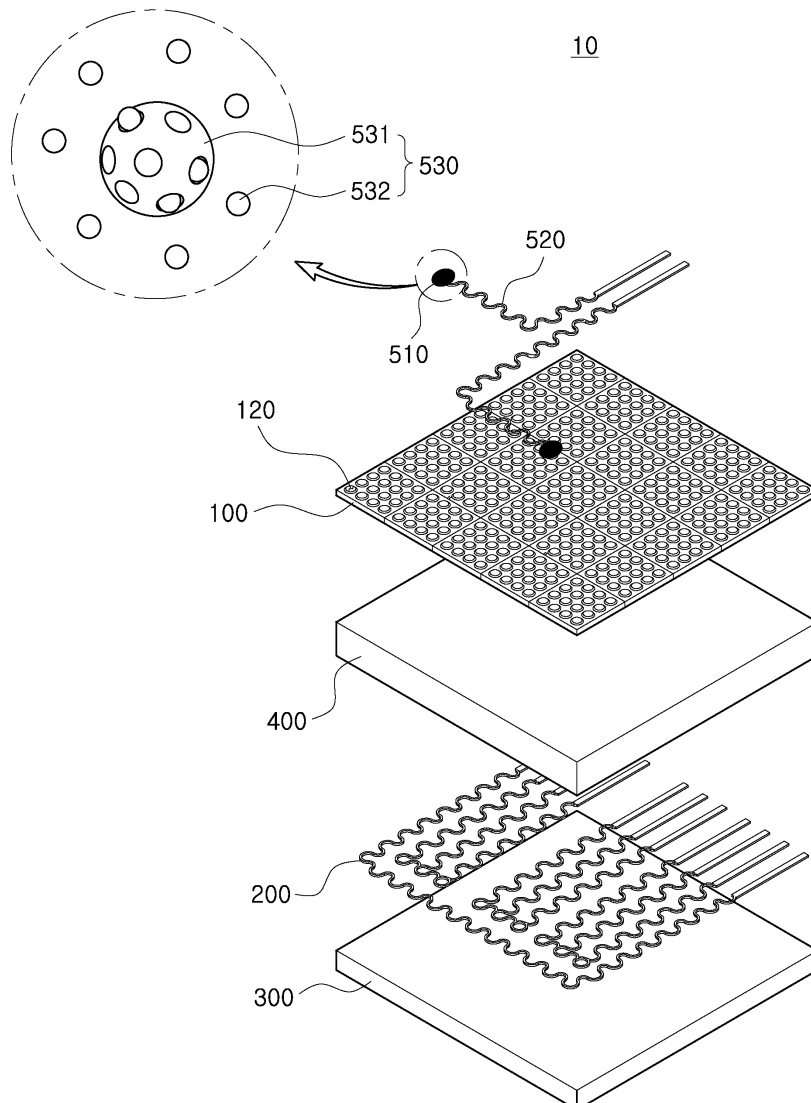
도면12



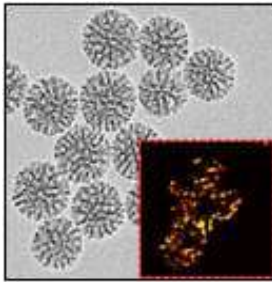
도면13



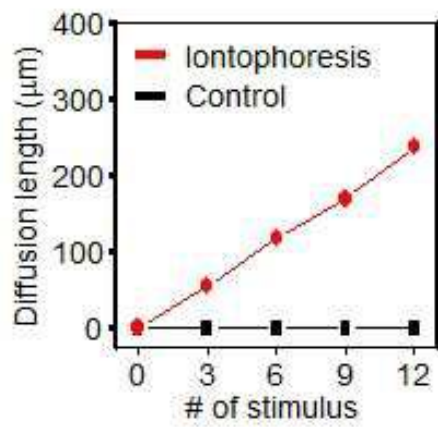
도면14



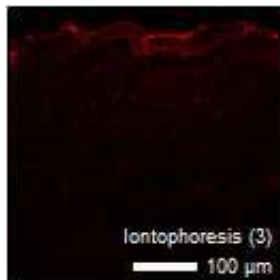
도면15a



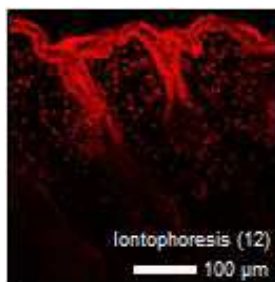
도면15b



도면15c



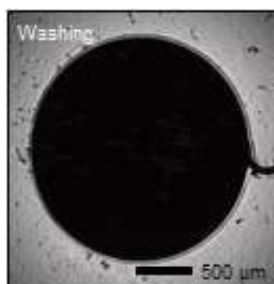
도면15d



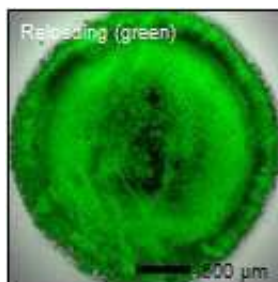
도면15e



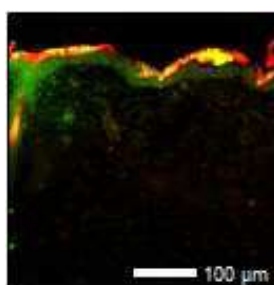
도면15f



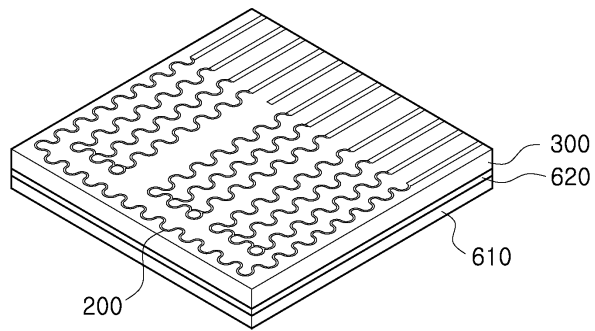
도면15g



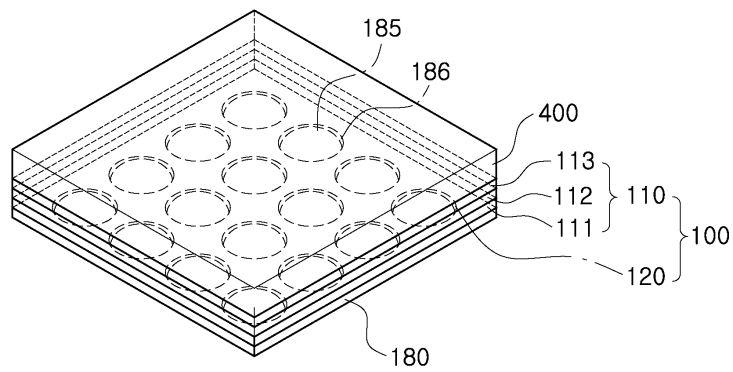
도면15h



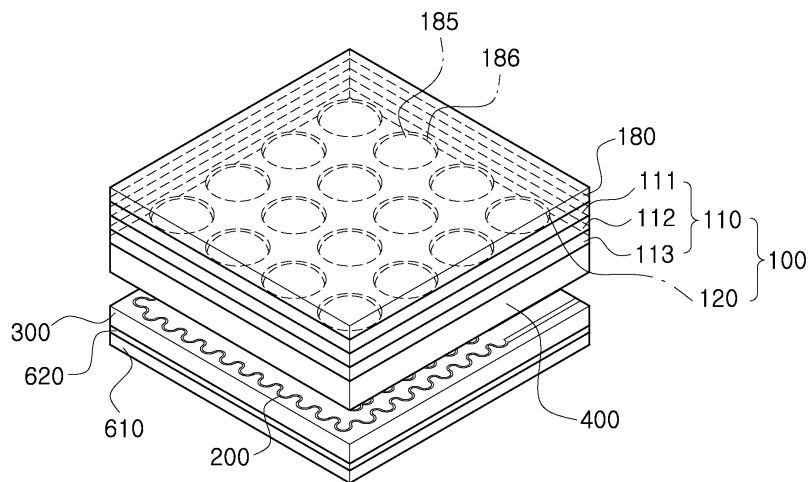
도면16



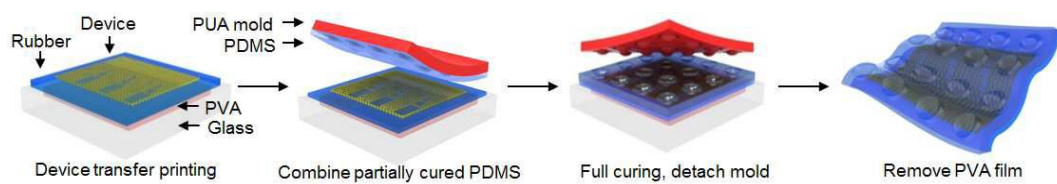
도면17



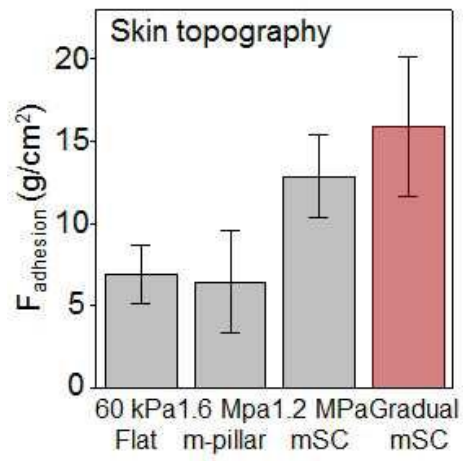
도면18



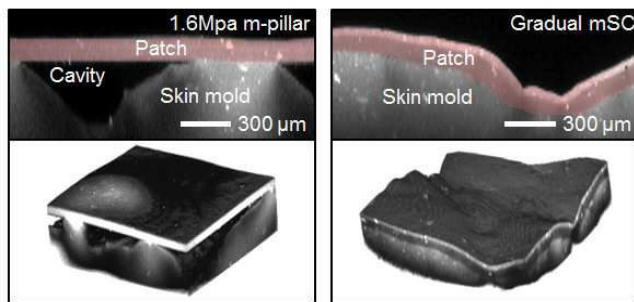
도면19



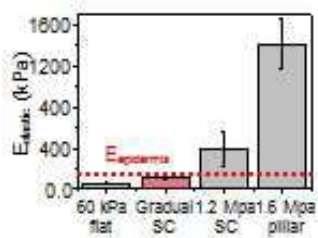
도면20



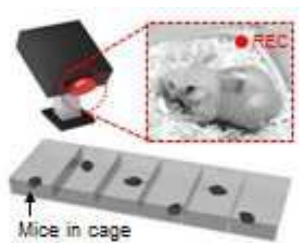
도면21



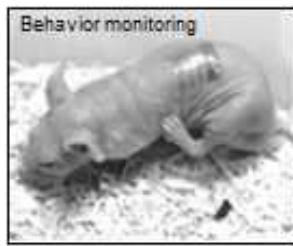
도면22



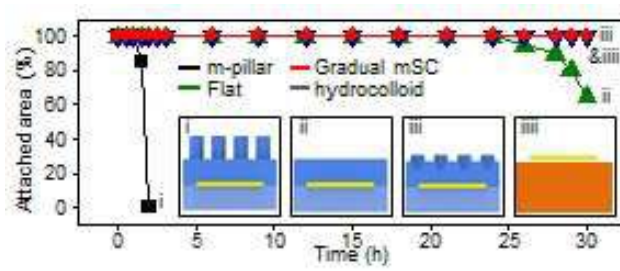
도면23a



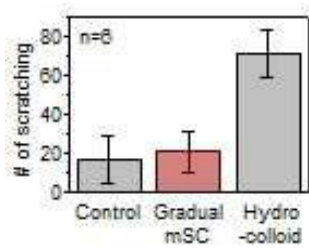
도면23b



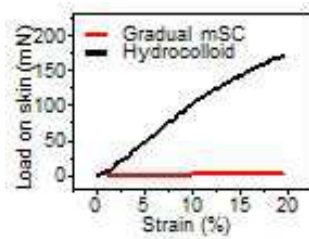
도면23c



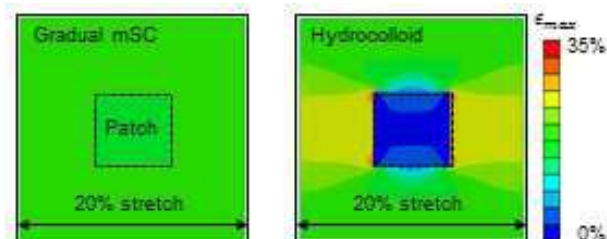
도면23d



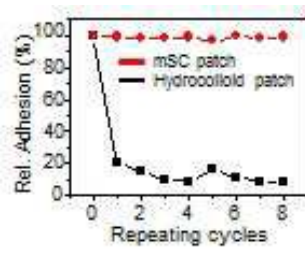
도면23e



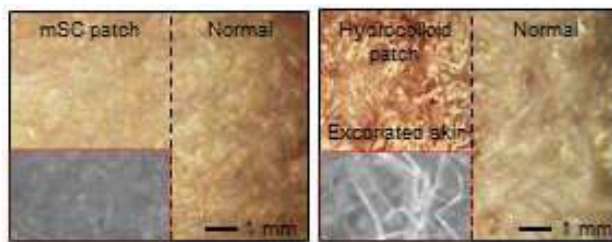
도면23f



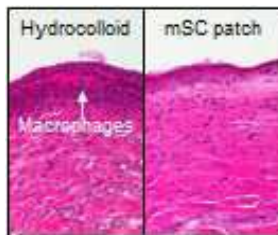
도면23g



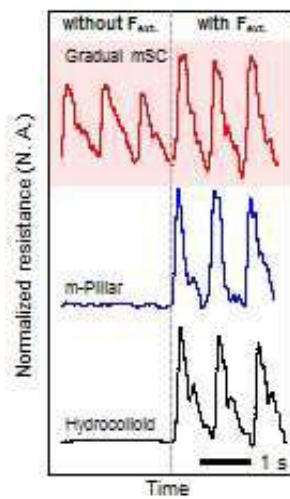
도면23h



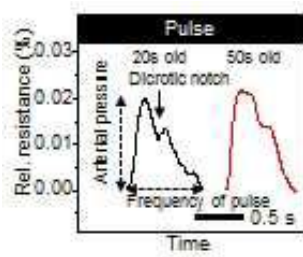
도면23i



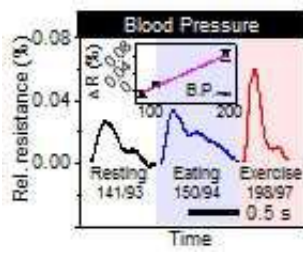
도면24a



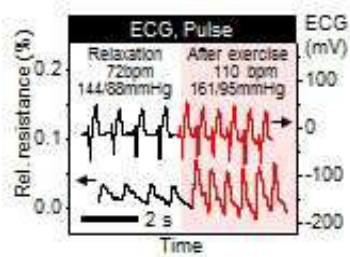
도면24b



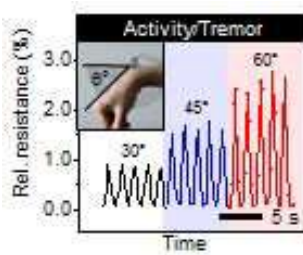
도면24c



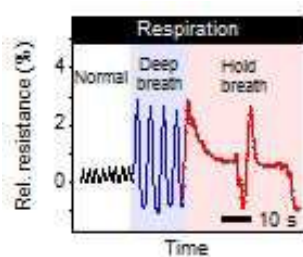
도면24d



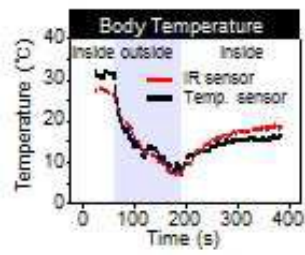
도면24e



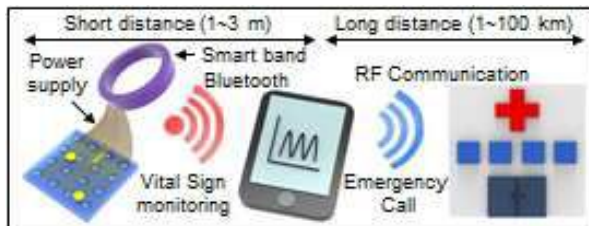
도면24f



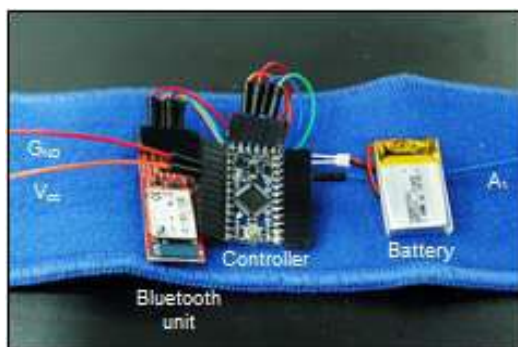
도면24g



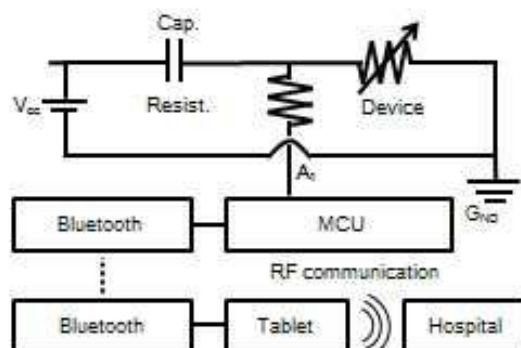
도면25



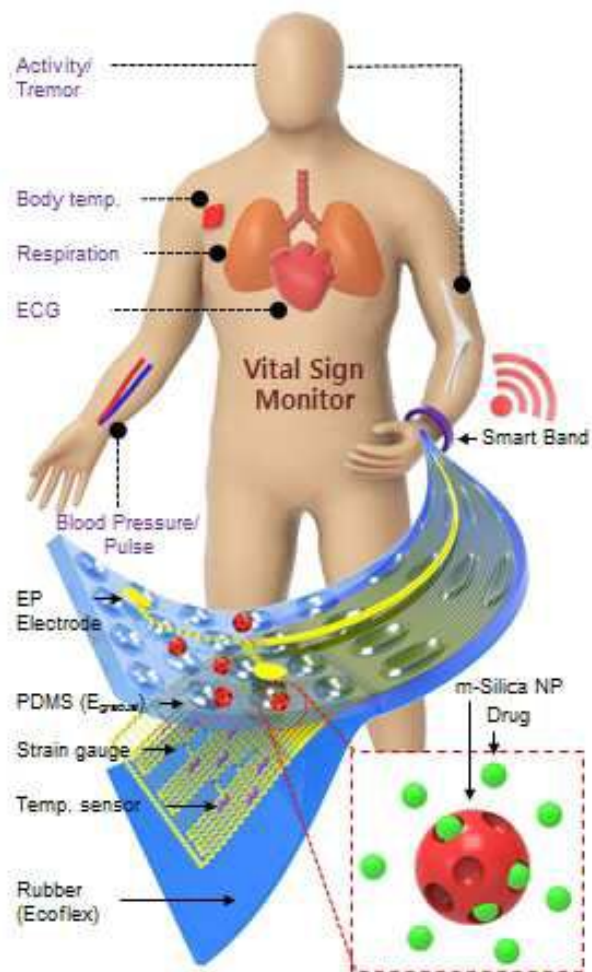
도면26



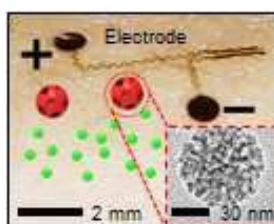
도면27



도면28a



도면28b



专利名称(译)	发明名称：生物信号监测系统		
公开(公告)号	KR1020160094593A	公开(公告)日	2016-08-10
申请号	KR1020150015714	申请日	2015-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	首尔大学校产学协力团 基础科学研究院		
申请(专利权)人(译)	首尔国立大学产学合作基金会 基础科学研究院		
当前申请(专利权)人(译)	首尔国立大学产学合作基金会 基础科学研究院		
[标]发明人	KIM DAEHYEONG 김대형 HYEON TAEGHWAN 현택환 CHOI MOONKEE 최문기 CHOI CHANGSOON 최창순		
发明人	김대형 현택환 최문기 최창순		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/6833 A61B5/0024 A61B5/04 A61B5/02 A61B5/01 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/0402 A61B5/08 A61B2562/0209 A61B2562/16		
代理人(译)	Gangmunho		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供生物信号监测系统。生物信号监测系统包括粘附到生物皮肤上并测量生物信号的电磁贴片和控制电磁贴片的控制单元。控制单元包括有机体信号控制单元，有机体信号收发器部分和电源单元。电磁贴片具有彼此面对的第一侧，并且粘合剂部分是在第一侧和平行方向上的钩形的横截面，干式粘合结构包括具有第二侧的主体部分和设置在第二侧的粘合部分。第一侧和用于布置在第二侧的电子设备包括可能。

