



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2024년06월20일

(11) 등록번호 10-2676964

(24) 등록일자 2024년06월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61F 13/02 (2024.01) A61F 13/42 (2006.01)

A61N 1/04 (2006.01) A61N 1/36 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61F 13/0213 (2024.01)

A61N 1/0468 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2023-0038751

(22) 출원일자 2023년03월24일

심사청구일자 2023년03월24일

(56) 선행기술조사문헌

CN114948428 A*

KR1020180089464 A*

KR1020190127397 A*

KR1020200079427 A*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

고려대학교 산학협력단

서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)

경희대학교 산학협력단

경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 (서천동, 경희대학교 국제캠퍼스내)

(72) 발명자

황석원

서울특별시 강남구 압구정로39길 58, 63동 1207호(압구정동, 구현대아파트)

오승자

경기도 화성시 동탄반석로 264, 103동 103호 (석우동, 동탄 예당마을대우푸르지오아파트)

양승민

서울특별시 성북구 보문로29길 42-4, 진House 302호(삼선동5가)

(74) 대리인

박상열, 최내윤

전체 청구항 수 : 총 10 항

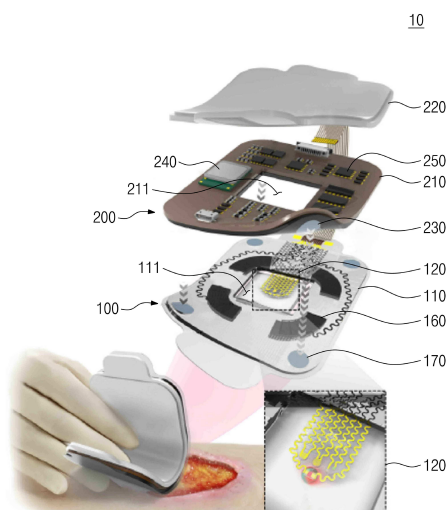
심사관 : 신현일

(54) 발명의 명칭 전자 드레싱 장치

(57) 요약

전자 드레싱 장치가 개시된다. 전자 드레싱 장치는 사용자의 피부에 부착 가능하며, 상기 피부의 상처 부위가 외부로 노출되는 개구가 형성된 베이스 필름; 상기 베이스 필름에 제공되며, 상기 개구를 통해 상기 상처 부위의 상태를 측정하는 센서부; 상기 베이스 필름에 제공되며, 상기 피부를 자극하여 상기 상처 부위의 치유를 돕는 자극 치료부; 및 상기 베이스 필름의 상부에 제공되며, 상기 센서부에서 측정된 신호를 외부 기기로 전송하고, 상기 외부 기기에서 전송된 신호로 상기 자극 치료부를 제어하는 제어 모듈을 포함한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61N 1/0492 (2013.01)

A61N 1/36031 (2017.08)

A61F 2013/424 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711174536
과제번호	KD000138
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	(재단)범부처전주기의료기기연구개발사업단
연구사업명	범부처전주기의료기기연구개발(과기부)
연구과제명	실시간 방광 활동 모니터링 및 다인성 배뇨장애 치료를 위한 신축·유연 소재 및 전
자 시스템 개발	
기 여 율	1/3
과제수행기관명	순천향대학교산학협력단
연구기간	2022.03.01 ~ 2022.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711169464
과제번호	2017R1E1A1A01075027
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	개인기초연구(과기정통부)
연구과제명	생분해성 전자 시스템 기반의 주문형, 무선 약물전달 시스템
기 여 율	1/3
과제수행기관명	고려대학교
연구기간	2022.03.01 ~ 2022.10.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711159611
과제번호	2020-0-01819-003
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	정보통신기획평가원
연구사업명	정보통신방송혁신인재양성
연구과제명	ICT명품인재양성(고려대학교)
기 여 율	1/3
과제수행기관명	고려대학교산학협력단
연구기간	2022.01.01 ~ 2022.12.31

공지예외적용 : 있음

명세서

청구범위

청구항 1

사용자의 피부에 부착 가능하며, 상기 피부의 상처 부위가 외부로 노출되는 개구가 형성된 베이스 필름;
 상기 베이스 필름에 제공되며, 상기 개구를 통해 상기 상처 부위의 상태를 측정하는 센서부;
 상기 베이스 필름에 제공되며, 상기 피부를 자극하여 상기 상처 부위의 치유를 돕는 자극 치료부; 및
 상기 베이스 필름의 상부에 제공되며, 상기 센서부에서 측정된 신호를 외부 기기로 전송하고, 상기 외부 기기에서 전송된 신호로 상기 자극 치료부를 제어하는 제어 모듈을 포함하되,
 상기 센서부는
 상기 개구에서 상기 상처 부위에 접촉되며, 소정 두께로 제공되는 수화겔; 및
 상기 수화겔의 두께 변화를 측정하는 수화겔 모니터링부를 포함하는 전자 드레싱 장치.

청구항 2

삭제

청구항 3

제1 항에 있어서,
 상기 수화겔은 알긴산 고분자 사슬 구조들 사이에 카텝신에 의해 분해될 수 있는 펩타이드 구조를 갖는 전자 드레싱 장치.

청구항 4

제1 항에 있어서,
 상기 수화겔 모니터링부는
 상기 수화겔의 일 면에 위치하는 제1 전극;
 상기 수화겔의 일 면에 위치하며, 상기 제1 전극과 소정 간격 이격하여 배치되는 제2 전극; 및
 상기 제1 전극과 상기 제2 전극 사이의 커패시턴스를 측정하는 측정부를 포함하는 전자 드레싱 장치.

청구항 5

제4 항에 있어서,
 상기 제1 전극은 소정 길이로 제공되며, 복수 개가 일정 간격으로 이격하여 나란하게 배열되고,
 상기 제2 전극은 소정 길이로 복수 개 제공되며, 상기 제1 전극들 사이 영역에 한 개씩 위치하며, 상기 제1 전극과 나란하게 배열되는 전자 드레싱 장치.

청구항 6

제1 항에 있어서,
 상기 수화겔 모니터링부는
 상기 수화겔의 일 면에 위치하며, 광을 출력하는 발광부; 및
 상기 수화겔의 일 면에 위치하며, 상기 발광부에서 출력된 광이 상기 수화겔에서 반사된 반사광이 수신되는 양을 측정하는 수광부를 포함하는 전자 드레싱 장치.

청구항 7

제6 항에 있어서,

상기 발광부는 적외선 광을 조사하는 전자 드레싱 장치.

청구항 8

제1 항에 있어서,

상기 자극 치료부는,

상기 베이스 필름의 저면에 제공되며, 상기 피부에 전기 자극 신호를 인가하는 전극을 포함하는 전자 드레싱 장치.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 센서부는,

상기 개구에서 상기 상처 부위의 온도를 측정하는 제1 온도 센서;

상기 제1온도 센서로부터 제1 거리만큼 이격하여 위치하며, 상기 피부의 온도를 측정하는 제2 온도 센서; 및

상기 제1온도 센서로부터 상기 제1 거리보다 먼 제2 거리만큼 이격하여 위치하며, 상기 피부의 온도를 측정하는 제3 온도 센서를 포함하는 전자 드레싱 장치.

청구항 10

제9 항에 있어서,

상기 센서부는,

상기 제1 온도 센서의 일 측에 위치하며, 상기 상처 부위의 습도를 측정하는 습도 센서; 및

상기 제1 온도 센서의 타 측에 위치하며, 상기 상처 부위의 산성도를 측정하는 pH 센서를 포함하는 전자 드레싱 장치.

청구항 11

제1 항에 있어서,

상기 베이스 필름의 일 면에 제공되는 제1 마그넷을 더 포함하고,

상기 제어 모듈은,

상기 베이스 필름의 상부에 제공되고, 중심부에 상기 베이스 필름의 개구에 상응하는 크기의 개구가 형성된 지지 필름; 및

상기 지지 필름의 일 면에 제공되며, 상기 제1 마그넷과 자력에 의해 탈부착가능한 제2 마그넷을 더 포함하는 전자 드레싱 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 전자 드레싱 장치에 관한 것으로, 보다 상세하게는 상처의 상태를 모니터링하고, 상처 부위에 전기 자극 또는 광 자극을 제공하여 상처 치유를 촉진할 수 있는 전자 드레싱 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 피부조직은 칼에 베이거나 길에 넘어져 생기는 가벼운 외상이나 상처의 경우 상처 부위에 대한 외부 침입으로부터 지키고 수분과 체온을 유지시킨다. 피부조직은 상처가 생기면 자연스럽게 치유되는 창상 치유과정을 거친다.

피부조직은 피부조직의 혈관과 조직이 손상되어 출혈이 발생되면 피를 응고시키고, 염증이, 증식기, 성숙기의 과정을 순차적으로 거치면서 치유가 이루어진다.

[0003] 상처와 찰상에는 열상 및 찰과상과 같은 일반적인 상처와 더불어 넓은 범위에서 궤양, 화상 및 수술 상처 등이 포함된다. 창상 피복재 또는 상처 드레싱은 상술한 상처 및 찰상의 치유를 할 수 있는 의료기기이고, 상처의 형태에 대응하여 적절한 치료방법을 수행한다. 창상 피복재 또는 상처 드레싱은 상처를 외부 오염원으로부터 보호하고 상처로부터 발생하는 삼출물을 적절히 흡수 및 방출해 적절한 습윤 환경을 조성하여 상처의 회복 기간을 단축시킬 수 있다.

[0004] 종래의 기술은 상처 위에 적용된 드레싱을 제거하여 눈으로 확인하거나 환부의 조직을 채취하여 검사해야 상처의 치유도나 감염의 상태를 확인할 수 있다. 상술한 과정에서 상처 부위는 추가 세균 감염 또는 재손상의 위험으로 상처 회복을 더디게 하였다.

[0005] 이를 해결하고자 근래의 의료 기기는 LED 광원을 사용한 광 자극 치료 또는 인체 내부의 전기신호인 생체 전류를 인위적으로 유도하는 전기 자극 치료를 이용하여 상처를 치료할 수 있다.

[0006] 광 자극 치료는 피부 투과력이 좋고 피하층의 세포 증식을 촉진시켜 상처 치유에 효과가 있다고 알려져 있다. 광 자극 치료는 근적외선 특정 파장의 광원을 선택적으로 방출하기 용이하여 부작용이 적으며, 부피가 작아 집적화에 유리한 장점이 있다.

[0007] 전기 자극 치료는 상처 치유에 효과를 가진다는 것이 확인되었고, 특히 궤양, 화상, 욕창 등 만성 상처에 효과적인 것으로 알려져 있다.

[0008] 그러나 광 또는 전기 자극 치료는 병원 등에 사용되는 장비를 이용해야 하므로 일상생활 중에 사용하기 어려웠으며, 상처의 상태에 기반한 치료 기술은 부재하였다. 따라서, 상처의 상태를 확인할 수 있는 센서 기술과 센서에서 측정된 정보를 바탕으로 상처 치유를 돕는 전기 또는 광 자극 치료 기술이 결합한 의료기술의 개발이 요구된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명은 상처의 감염 여부 및 상태를 지속적으로 모니터링할 수 있는 전자 드레싱 장치를 제공한다.

[0010] 또한, 본 발명은 상처 치유를 촉진할 수 있는 전자 드레싱 장치를 제공한다.

과제의 해결 수단

[0011] 본 발명의 실시 예에 따른 전자 드레싱 장치는 사용자의 피부에 부착 가능하며, 상기 피부의 상처 부위가 외부로 노출되는 개구가 형성된 베이스 필름; 상기 베이스 필름에 제공되며, 상기 개구를 통해 상기 상처 부위의 상태를 측정하는 센서부; 상기 베이스 필름에 제공되며, 상기 피부를 자극하여 상기 상처 부위의 치유를 돕는 자극 치료부; 및 상기 베이스 필름의 상부에 제공되며, 상기 센서부에서 측정된 신호를 외부 기기로 전송하고, 상기 외부 기기에서 전송된 신호로 상기 자극 치료부를 제어하는 제어 모듈을 포함한다.

[0012] 또한, 상기 센서부는 상기 개구에서 상기 상처 부위에 접촉되며, 소정 두께로 제공되는 수화겔; 및 상기 수화겔의 두께 변화를 측정하는 수화겔 모니터링부를 포함할 수 있다.

[0013] 또한, 상기 수화겔은 알긴산 고분자 사슬 구조들 사이에 카텝신에 의해 분해될 수 있는 펩타이드 구조를 가질 수 있다.

[0014] 또한, 상기 수화겔 모니터링부는 상기 수화겔의 일 면에 위치하는 제1 전극; 상기 수화겔의 일 면에 위치하며, 상기 제1 전극과 소정 간격 이격하여 배치되는 제2 전극; 및 상기 제1 전극과 상기 제2 전극 사이의 커패시턴스를 측정하는 측정부를 포함할 수 있다.

[0015] 또한, 상기 제1 전극은 소정 길이로 제공되며, 복수 개가 일정 간격으로 이격하여 나란하게 배열되고, 상기 제2 전극은 소정 길이로 복수 개 제공되며, 상기 제1 전극들 사이 영역에 한 개씩 위치하며, 상기 제1 전극과 나란하게 배열될 수 있다.

[0016] 또한, 상기 수화겔 모니터링부는 상기 수화겔의 일 면에 위치하며, 광을 출력하는 발광부; 및 상기 수화겔의 일 면에 위치하며, 상기 발광부에서 출력된 광이 상기 수화겔에서 반사된 반사광이 수신되는 양을 측정하는 수광부

를 포함할 수 있다.

- [0017] 또한, 상기 발광부는 적외선 광을 조사할 수 있다.
- [0018] 또한, 상기 자극 치료부는, 상기 베이스 필름의 저면에 제공되며, 상기 피부에 전기 자극 신호를 인가하는 전극을 포함할 수 있다.
- [0019] 또한, 상기 센서부는, 상기 개구에서 상기 상처 부위의 온도를 측정하는 제1 온도 센서; 상기 제1온도 센서로부터 제1 거리만큼 이격하여 위치하며, 상기 피부의 온도를 측정하는 제2 온도 센서; 및 상기 제1온도 센서로부터 상기 제1 거리보다 먼 제2 거리만큼 이격하여 위치하며, 상기 피부의 온도를 측정하는 제3 온도 센서를 포함할 수 있다.
- [0020] 또한, 상기 센서부는, 상기 제1 온도 센서의 일 측에 위치하며, 상기 상처 부위의 습도를 측정하는 습도 센서; 및 상기 제1 온도 센서의 타 측에 위치하며, 상기 상처 부위의 산성도를 측정하는 pH 센서를 포함할 수 있다.
- [0021] 또한, 상기 베이스 필름의 일 면에 제공되는 제1 마그넷을 더 포함하고, 상기 제어 모듈은, 상기 지지 필름의 일 면에 제공되며, 상기 제1 마그넷과 자력에 의해 탈부착가능한 제2 마그넷을 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0022] 본 발명에 의하면, 피부에 부착되어 센서부와 제어 모듈을 통해 지속적으로 상처의 상태를 모니터링할 수 있다.
- [0023] 또한, 본 발명에 의하면, 상처 부위에 전기 자극 신호 또는 광 자극 신호를 인가하여 상처 치유를 촉진할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0024] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 전자 드레싱 장치를 나타내는 도면이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 제어 모듈을 나타내는 도면이다.
- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 염증 센서를 나타내는 도면이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 온도 센서, 습도 센서 및 PH 센서를 나타내는 도면이다.
- 도 5은 카텝신에 의해 수화겔이 분해되는 과정을 나타내는 도면이다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 수화겔 모니터링부를 나타내는 도면이다.
- 도 7은 수화겔의 두께 변화에 따른 커패시턴스의 크기 변화를 나타내는 그래프이다.
- 도 8은 카텝신의 농도에 따라 커패시턴스의 크기 변화를 나타내는 그래프이다.
- 도 9는 본 발명의 다른 실시예에 따른 수화겔 모니터링부를 나타내는 도면이다.
- 도 10는 수화겔의 두께 변화에 따른 전류량의 크기 변화를 나타내는 그래프이다.
- 도 11은 카텝신의 농도에 따른 전류량의 크기 변화를 나타내는 그래프이다.
- 도 12는 본 발명의 일 실시예 따른 자극 치료부를 나타내는 도면이다.
- 도 13은 본 발명의 다른 실시예에 따른 자극 치료부를 나타내는 도면이다.
- 도 14는 본 발명의 외부기기와 제어 모듈가 서로 연동하여 전자 드레싱 장치가 작동하는 과정을 나타내는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0025] 이하, 첨부된 도면들을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시 예를 상세히 설명할 것이다. 그러나 본 발명의 기술적 사상은 여기서 설명되는 실시 예에 한정되지 않고 다른 형태로 구체화될 수도 있다. 오히려, 여기서 소개되는 실시 예는 개시된 내용이 철저하고 완전해질 수 있도록 그리고 당업자에게 본 발명의 사상이 충분히 전달될 수 있도록 하기 위해 제공되는 것이다.
- [0026] 본 명세서에서, 어떤 구성요소가 다른 구성요소 상에 있다고 언급되는 경우에 그것은 다른 구성요소 상에 직접 형성될 수 있거나 또는 그들 사이에 제 3의 구성요소가 개재될 수도 있다는 것을 의미한다. 또한, 도면들에 있

어서, 막 및 영역들의 두께는 기술적 내용의 효과적인 설명을 위해 과장된 것이다.

- [0027] 또한, 본 명세서의 다양한 실시 예들에서 제1, 제2, 제3 등의 용어가 다양한 구성요소들을 기술하기 위해서 사용되었지만, 이들 구성요소들이 이 같은 용어들에 의해서 한정되어서는 안 된다. 이들 용어들은 단지 어느 구성요소를 다른 구성요소와 구별시키기 위해서 사용되었을 뿐이다. 따라서, 어느 한 실시 예에 제 1 구성요소로 언급된 것이 다른 실시 예에서는 제 2 구성요소로 언급될 수도 있다. 여기에 설명되고 예시되는 각 실시 예는 그것의 상보적인 실시 예도 포함한다. 또한, 본 명세서에서 '및/또는'은 전후에 나열한 구성요소들 중 적어도 하나를 포함하는 의미로 사용되었다.
- [0028] 명세서에서 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한 복수의 표현을 포함한다. 또한, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 구성요소 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징이나 숫자, 단계, 구성요소 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 배제하는 것으로 이해되어서는 안 된다. 또한, 본 명세서에서 "연결"은 복수의 구성요소를 간접적으로 연결하는 것, 및 직접적으로 연결하는 것을 모두 포함하는 의미로 사용된다.
- [0029] 또한, 하기에서 본 발명을 설명함에 있어 관련된 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명은 생략할 것이다.
- [0030] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 전자 드레싱 장치를 나타내는 도면이고, 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 제어 모듈을 나타내는 도면이고, 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 염증 센서를 나타내는 도면이다. 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 온도 센서, 습도 센서 및 PH 센서를 나타내는 도면이다.
- [0031] 도 1 내지 도 4를 참조하면, 전자 드레싱 장치(10)는 상처의 상태를 실시간으로 모니터링할 수 있고, 상처 치유를 촉진할 수 있다. 상기 전자 드레싱 장치(10)는 치료 모듈(100)과 제어 모듈(200)을 포함한다.
- [0032] 상기 치료 모듈(100)은 상처가 생긴 피부에 부착되어 상처의 상태를 측정하고, 상처를 치유를 촉진시킨다. 상기 치료 모듈(100)은 베이스 필름(110), 센서부(120), 자극 치료부(160) 및 제1 마그넷(170)을 포함한다.
- [0033] 상기 베이스 필름(110)은 두께가 얇은 막으로, 피부에 부착하기 용이한 유연한 재질로 제공될 수 있다. 상기 베이스 필름(110)은 상처가 난 피부에 직접 부착된다. 상기 베이스 필름(110)의 중심부에는 개구(111)가 형성된다. 상처 부위는 개구(111)를 통해 외부에 노출될 수 있다. 상기 베이스 필름(110)의 일 면에는 접착제가 도포된다. 접착제는 상처 부위의 주변에서 피부에 부착된다.
- [0034] 상기 센서부(120)는 상기 개구(111)를 통해 상처 부위 및 상처의 주변 피부의 상태를 측정한다. 상기 센서부(120)는 염증 센서(121), 온도 센서(130), 습도 센서(140) 및 PH 센서(150)를 포함한다.
- [0035] 상기 염증 센서(121)는 상처의 감염 정도를 파악할 수 있도록 염증을 측정한다. 염증은 외부 자극, 예를 들어 박테리아, 바이러스, 곰팡이 등으로 인한 피부 감염으로 발생한다. 실시 예에 의하면, 상기 염증 센서(121)는 수화겔(122) 및 수화겔 모니터링부(123)를 포함한다.
- [0036] 상기 수화겔(122)은 상기 개구(111)에 위치하며, 소정 두께로 제공된다. 상기 수화겔(122)은 탄성과 견고성을 가지는 고체 또는 반고체의 상태로 굳어진 상태로 제공된다. 상기 수화겔(122)은 알긴산 고분자 사슬 구조인 펩타이드 구조(122a)로 제공될 수 있다. 펩타이드 구조(122a)는 단백질 분해하는 동물의 세포내 효소인 카텝신(30)에 의해 분해될 수 있다.
- [0037] 상기 수화겔(122)은 다음과 같은 과정으로 제조될 수 있다. 상기 수화겔(122)은 알긴산을 5-노르보넨-2-메틸아민의 혼합하여 실온에서 24시간동안 반응을 유지시킨다.
- [0038] 5-노르보넨-2-메틸아민은 에틸(디메틸아미노프로필)카보디이미드와 N-하이드록시수치니미드가 합성한 화합물이다. 에틸(디메틸아미노프로필)카보디이미드는 아미노 화합물을 펩타이드 구조(122a)로 형성하기 위한 반응 물질이다. N-하이드록시수치니미드는 펩타이드 합성, 유산균 산화 및 중합 반응을 위해 사용된다.
- [0039] 상기 알긴산과 5-노르보넨-2-메틸아민을 혼합한 용액은 탈이온수에서 염화나트륨(NaCl) 용액으로 3일동안 투석시킨다. 상기 혼합한 용액은 필터로 멸균시켜 2일 동안 동결 건조시키고, 자외선에 10분 동안 노출시킨다.
- [0040] 상술한 과정으로 제조된 상기 수화겔(122)은 알긴산(alginate) 고분자 사슬 사이에 펩타이드가 결합된 구조를 갖는다. 펩타이드 구조(122a)는 상처 부위에서 발생된 염증 지표인 카텝신(30)에 의해 분해될 수 있다.
- [0041] 도 5은 카텝신에 의해 수화겔이 분해되는 과정을 나타내는 도면이다.

- [0042] 도 5를 참조하면, 피부(50)에 접촉된 상기 수화겔(122)이 카텡신(30)에 노출될 경우, 펩타이드 구조(122a)가 분해되어 상기 수화겔(122)의 두께가 점차 얇아진다. 상기 수화겔(122)은 카텡신(30)의 농도가 높을수록 펩타이드 구조(122a)의 분해가 촉진될 수 있다.
- [0043] 다시 도 3을 참조하면, 상기 수화겔 모니터링부(123)는 상기 수화겔(122)의 두께 변화량을 측정할 수 있다. 상기 수화겔(122)의 두께 변화량은 커패시턴스 또는 전류량으로 측정할 수 있다.
- [0044] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 수화겔 모니터링부를 나타내는 도면이다.
- [0045] 도 6을 참조하면, 상기 수화겔 모니터링부(123)는 상기 수화겔(122)에 축적되는 커패시턴스를 측정하여 상기 수화겔(122)의 두께 변화를 모니터링한다.
- [0046] 이를 위해, 상기 수화겔 모니터링부(123)는 제1 전극(124), 제2 전극(125) 및 측정부(미도시)를 포함한다.
- [0047] 상기 제1 전극(124)과 상기 제2 전극(125)은 전도성 재질의 극판으로 제공될 수 있다. 상기 제1 전극(124)은 소정 길이로 제공되며, 복수 개가 일정 간격으로 이격하여 나란하게 배열된다.
- [0048] 상기 제2 전극(125)은 상기 제1 전극(124)과 동일한 형상과 크기로 제공된다. 상기 제2 전극(125)은 소정 길이로 복수 개 제공된다. 상기 제2 전극(125)은 상기 제1 전극(124)들 사이 영역에 한 개씩 위치하며, 상기 제1 전극(124)과 나란하게 배열된다. 상기 제1 전극(124)과 상기 제2 전극(125)은 상기 수화겔(122)의 일 면과 접촉한다.
- [0049] 상기 측정부는 상기 제1 전극(124)과 상기 제2 전극(125)의 사이의 커패시턴스를 측정한다. 상기 제1 전극(124)과 상기 제2 전극(125) 사이의 커패시턴스는 상기 수화겔(122)의 두께에 따라 달라진다. 구체적으로, 상기 수화겔(122)의 두께가 두꺼울수록 축적 가능한 전하량이 많아 높은 크기의 커패시턴스가 측정되고, 상기 수화겔(122)의 두께가 얇아질수록 축적 가능한 전하량이 작아 낮은 크기의 커패시턴스가 측정된다.
- [0050] 상처 부위의 염증 수치가 높아 카텡신(30)의 농도가 높을 경우, 상기 수화겔(122)은 분해가 촉진되고, 두께가 얇아진다. 때문에, 상기 측정부에서는 커패시턴스의 감소 폭이 크고 낮은 값의 커패시턴스가 측정된다.
- [0051] 이와 달리, 상처 부위의 염증 수치가 낮아 카텡신(30)의 농도가 낮을 경우, 상기 수화겔(122)의 분해가 더디게 진행된다. 때문에, 상기 측정부에서는 커패시턴스의 감소 폭이 작고 높은 값의 커패시턴스가 측정된다.
- [0052] 이와 같이, 상기 염증 센서(121)는 커패시턴스의 크기 변화를 통해 상처 부위의 염증 발생 정도를 측정할 수 있다.
- [0053] 도 7은 수화겔의 두께 변화에 따른 커패시턴스의 크기 변화를 나타내는 그래프이다.
- [0054] 도 7을 참조하면, 1V 전압 및 1KHz의 주파수를 상기 제1 전극(124)과 상기 제2 전극(125)에 인가한 상태에서 상기 수화겔(122)의 두께를 0mm에서 2.0mm 구간에서 0.5mm씩 달리하여 커패시턴스를 측정하였다. 상기 수화겔(122)의 두께가 두꺼워질수록 커패시턴스가 증가하는 것을 알 수 있다.
- [0055] 도 8은 카텡신의 농도에 따라 커패시턴스의 크기 변화를 나타내는 그래프이다.
- [0056] 도 8을 참조하면, 카텡신(30)의 농도를 0ng/mL, 10ng/mL, 50ng/mL, 100ng/mL, 500ng/mL로 달리하여, 72시간 동안 커패시턴스의 크기 변화를 측정하였다.
- [0057] 카텡신(30)의 농도가 0ng/mL일 경우, 상기 수화겔(122)이 카텡신(30)에 의해 분해되지 않으므로, 커패시턴스가 240nF에서 일정하게 유지된다.
- [0058] 카텡신(30)의 농도가 500ng/mL일 경우, 상기 수화겔(122)이 카텡신(30)에 의해 분해가 촉진되므로, 커패시턴스는 초기에서 24시간동안 급속하게 감소하고, 24시간이 지난 후에 일정하게 유지된다.
- [0059] 카텡신(30)의 농도가 0ng/mL, 10ng/mL, 50ng/mL, 100ng/mL, 500ng/mL에 따른 커패시턴스의 변화를 비교해보면, 카텡신(30)의 농도가 증가할수록 상기 수화겔(122)이 초기 24시간동안 활발하게 분해되므로 커패시턴스의 감소 폭이 커지는 것을 알 수 있다.
- [0060] 도 9는 본 발명의 다른 실시예에 따른 수화겔 모니터링부를 나타내는 도면이다.
- [0061] 도 9를 참조하면, 상기 수화겔 모니터링부(123)는 상기 수화겔(122)을 투과하여 피부에서 반사되는 반사광을 측정하여 상기 수화겔(122)의 두께 변화를 모니터링한다. 이를 위해, 상기 수화겔 모니터링부(123)는 발광부(127)

및 수광부(128)를 포함한다.

- [0062] 상기 발광부(127)는 개구(111)에 위치하며, 상기 수화겔(122)을 향해 광을 출력한다. 상기 발광부(127)는 적외선 파장의 광을 출력할 수 있는 LED 반도체 소자로 제공될 수 있다.
- [0063] 상기 수광부(128)는 상기 발광부(127)의 일 측에 위치하며, 상기 발광부(127)에서 출력되어 상기 피부에서 반사된 반사광을 측정한다. 실시 예에 의하면, 상기 발광부(127)과 상기 수광부(128)는 상기 수화겔(122)의 일 면과 접촉할 수 있다. 구체적으로, 상기 수화겔(122)의 두께가 두꺼울수록 피부로부터 반사되는 반사광의 세기가 작아 낮은 크기의 전류량이 측정되고, 상기 수화겔(122)의 두께가 얇아질수록 피부로부터 반사되는 반사광의 세기가 높아 높은 크기의 전류량이 측정된다.
- [0064] 상처 부위의 염증 수치가 높아 카텝신(30)의 농도가 높을 경우, 상기 수화겔(122)은 분해가 촉진되고, 두께가 얇아진다. 때문에, 상기 측정부에서는 높은 크기의 전류량이 측정된다.
- [0065] 이와 달리, 상처 부위의 염증 수치가 낮아 카텝신(30)의 농도가 낮을 경우, 상기 수화겔(122)의 분해가 더디게 진행된다. 때문에, 상기 측정부에서는 낮은 크기의 전류량이 측정된다.
- [0066] 이와 같이, 상기 염증 센서(121)는 상기 수광부(128)에 측정되는 반사광의 세기로부터 상처 부위의 염증 정도를 측정할 수 있다.
- [0067] 도 10는 수화겔의 두께 변화에 따른 전류량의 크기 변화를 나타내는 그래프이다.
- [0068] 도 10를 참조하면, 3.3V 전압을 상기 발광부(127)에 인가한 상태에서 상기 수화겔(122)의 두께를 0mm에서 2.0mm 구간에서 0.5mm씩 달리하여 상기 수광부(128)에 출력되는 전류량을 측정하였다. 그래프를 참조하면, 상기 수화겔(122)의 두께가 두꺼워질수록 전류량이 감소하는 것을 알 수 있다.
- [0069] 도 11은 카텝신의 농도에 따른 전류량의 크기 변화를 나타내는 그래프이다.
- [0070] 도 11을 참조하면, 카텝신(30)의 농도를 0ng/mL, 10 ng/mL, 50ng/mL, 100ng/mL, 500ng/mL으로 달리하여, 72시간 동안 상기 수광부(128)에서 출력되는 전류량의 크기 변화를 측정하였다.
- [0071] 카텝신(30)의 농도가 0ng/mL일 경우, 상기 수화겔(122)이 카텝신(30)에 의해 분해되지 않아 피부에 반사되는 반사광이 극히 적으므로, 상기 수광부(128)에 출력된 전류량이 매우 낮다.
- [0072] 카텝신(30)의 농도가 500ng/mL일 경우, 상기 수화겔(122)이 카텝신(30)에 의해 활발하게 분해되어 피부에서 반사되는 반사광이 많으므로, 상기 수광부(128)에서 출력되는 전류량이 급속히 증가한다. 상기 전류량은 초기 24시간동안 급속하게 증가하다가 24시간이 지난 후에 일정하게 유지된다.
- [0073] 카텝신(30)의 농도에 따른 전류량을 분석해보면, 상기 수화겔(122)은 카텝신(30)의 농도가 증가할수록 초기 24시간동안 활발하게 분해되며, 이에 따라 상기 수광부(128)에서 출력되는 전류량의 증가 폭이 카텝신(30)의 농도가 증가할수록 급격히 증가하는 것을 알 수 있다.
- [0074] 다시 도 4를 참조하면, 상기 온도 센서(130)는 상처 부위의 온도 및 상처 주변의 피부 온도를 측정한다. 상기 온도 센서(130)는 복수 개로 제공될 수 있다. 실시 예에 의하면, 상기 온도 센서(130)는 4개 제공될 수 있다. 상기 제1 내지 제4 온도 센서(131,132,133,134)는 상기 개구(111)를 지나는 중심선을 기준으로 동일선상에 제공될 수 있다.
- [0075] 상기 제1 온도 센서(131)는 상기 개구(111)에 위치하며, 상처 부위의 온도를 측정한다. 상기 제2 온도 센서(132)는 중심선을 따라 상기 제1 온도 센서(131)로부터 제1 거리만큼 이격하여 상기 제1 온도 센서(131)의 후방에 위치한다. 상기 제3 온도 센서(133)는 중심선을 따라 상기 제1 거리보다 먼 제2 거리만큼 이격하여 제1 온도 센서(131)의 후방에 위치한다. 상기 제4 온도 센서(134)는 중심선을 따라 상기 제2 거리보다 먼 제3 거리만큼 이격하여 상기 제1 온도 센서(131)의 후방에 위치한다. 상기 제2 내지 4온도 센서(132,133,134)는 피부의 온도를 측정한다.
- [0076] 상기 제1 내지 제4 온도 센서(131,132,133,134)에서 측정되는 온도를 통해 상처 부위의 염증 정도를 알 수 있다. 상처 부위의 염증 정도가 심할 경우, 상처 부위에서는 주변보다 많은 열이 발생한다. 때문에, 상기 제1 내지 제4 온도 센서(131,132,133,134) 각각에서 측정되는 온도는 상처 부위에서 멀어질수록 순차적으로 낮아진다. 이러한 온도 차이를 통해 상처 부위의 상태를 알 수 있다.
- [0077] 상기 습도 센서(140)는 상기 개구(111) 내에서 상기 제1 온도 센서(131)의 일 측에 위치한다. 상기 습도 센서

(140)는 서로 접촉하지 않은 두 개의 전극으로 제공될 수 있다. 상기 습도 센서(140)는 두 개의 전극 사이의 전기적 신호 변화를 통해 상처 부위의 주변의 습도를 측정한다. 일 예에 의하면, 습도는 두 개의 전극 사이의 정전용량으로 측정할 수 있다.

- [0078] 상기 PH 센서(150)는 상기 제1 온도 센서(131)의 타 측에 제공될 수 있다. 상기 PH 센서(150)는 공액 전자 구조로 제공될 수 있다. 상기 PH 센서(150)는 공액 전자 구조의 양성자 및 탈수소화 반응에 의해 상처 부위의 산성이나 염기성의 정도를 측정한다.
- [0079] 상기 자극 치료부(160)는 상기 베이스 필름(110)의 저면에 제공되며, 피부에 자극 신호를 인가한다. 자극 신호는 전기에너지를 이용한 전기 자극 신호와 광 에너지를 이용한 광 자극 신호 중 어느 하나로 제공될 수 있다.
- [0080] 도 12는 본 발명의 일 실시예 따른 자극 치료부를 나타내는 도면이다.
- [0081] 도 12를 참조하면, 상기 자극 치료부(160)는 피부에 전기 자극 신호를 인가한다. 이를 위해, 상기 자극 치료부(160)는 복수 개의 전극(161)을 포함한다.
- [0082] 상기 전극(161)은 상기 베이스 필름(110)의 저면에 제공되며, 상기 개구(111)의 둘레에 따라 배열된다. 상기 전극(161)들 소정 간격으로 이격되어 개구(111)의 가장 자리를 따라 배치될 수 있다. 상기 전극(161)은 전도성이 높은 금속 재질로 제공되며, 상기 제어 모듈(200)의 배터리(250)에서 인가된 전류를 피부에 인가한다.
- [0083] 따라서, 상기 자극 치료부(160)는 전류의 인가로 상처 부위의 치유가 촉진될 수 있다.
- [0084] 도 13은 본 발명의 다른 실시예에 따른 자극 치료부를 나타내는 도면이다.
- [0085] 도 13을 참조하면, 상기 자극 치료부(160)는 광 자극 신호를 피부에 인가한다.
- [0086] 이를 위해, 상기 자극 치료부(160)는 광 자극부(162)를 포함한다.
- [0087] 상기 광 자극부(162)는 상기 개구(111)에 위치하며, 근적외선 파장의 광을 출력할 수 있는 LED 반도체 소자로 제공될 수 있다. 상기 광 자극부(162)는 광을 출력하여 상처 부위에 조사한다. 따라서, 상기 자극 치료부(160)는 광의 조사로 상처 부위의 치유가 촉진될 수 있다.
- [0088] 다시 도 1 내지 도 4를 참조하면, 상기 제1 마그넷(170)은 상기 베이스 필름(110)의 상면에 위치하고, 소정 두께를 가지며 원판 형상으로 제공될 수 있다. 상기 제1 마그넷(170)은 복수 개로 제공될 수 있으며, 각각이 상기 베이스 필름(110)의 모서리 가장 자리에 위치될 수 있다.
- [0089] 상기 제어 모듈(200)은 상기 베이스 필름(110)의 상부에 제공되며, 상기 센서부(120)에서 측정된 신호를 외부기기(40)로 전송하고, 외부기기(40)에서 전송된 신호로 상기 자극 치료부(160)를 제어한다. 상기 제어 모듈(200)은 지지 필름(210), 보호커버(220), 제2 마그넷(230), 통신부(240) 및 배터리(250)를 포함한다.
- [0090] 상기 지지 필름(210)은 상기 베이스 필름(110)에 대응되는 면적을 가지는 얇은 막으로 제공된다. 상기 지지 필름(210)의 중심부에는 상기 베이스 필름(110)과 동일한 크기의 개구(211)가 형성된다.
- [0091] 상기 보호 커버(220)는 상기 지지 필름(210)에 대응하는 면적을 가지고, 상기 지지 필름(210)과 결합한다. 상기 보호 커버(220)는 상기 개구(211)를 덮어 외부로부터 감염원이 상처에 침투하는 것을 차단한다.
- [0092] 상기 제2 마그넷(230)은 상기 지지 필름(210)의 저면에 제공되며, 상기 제1 마그넷(170)과 동일한 두께 및 형상을 가진다. 상기 제2 마그넷(230)은 상기 제1 마그넷(170)과 동일한 개수로 제공되며, 각각이 상기 지지 필름(210)의 가장 자리에 위치된다. 상기 제2 마그넷(230)은 상하방향으로 상기 제1 마그넷(170)과 동일한 선상에 위치한다. 상기 치료 모듈(100)와 상기 제어 모듈(200)은 상기 제1 마그넷(170)과 상기 제2 마그넷(230)의 자력으로 인해 서로 탈부착이 가능하다.
- [0093] 상기 치료 모듈(100)은 염증에 노출되어 재사용이 불가능한 반면, 상기 제어 모듈(200)은 상기 통신부(240)와 상기 배터리(250)가 포함됨에 따라 제조 가격이 비싸 한번 사용하고 폐기하는 것이 쉽지 않다. 이를 위해, 본 발명은 상기 제어 모듈(200)이 상기 치료 모듈(100)과 분리되도록 제공함으로써, 상기 제어 모듈(200)의 재사용을 가능하도록 하였다.
- [0094] 상기 통신부(240)는 상기 지지 필름(210)의 일 면에 제공되며, 외부 기기(40)로부터 수신된 신호를 전달받아 상기 자극 치료부(160)에 전달하거나 상기 센서부(120)에 수신된 신호를 전달받아 외부기기(40)로 전달할 수 있다.

- [0095] 상기 배터리(250)는 충전식 소형 배터리로, 상기 지지 필름(210)의 일 면에 제공된다. 상기 배터리(250)는 상기 치료 모듈(100)과 상기 통신부(240)에 전력을 공급한다.
- [0096] 도 14는 본 발명의 실시 예에 따라 외부기기와 제어 모듈이 서로 연동하여 전자 드레싱 장치가 작동하는 과정을 나타내는 도면이다.
- [0097] 도 14를 참조하면, 전자 드레싱 장치(10)는 외부기기(40)와 통신 가능하다. 외부기기(40)는 애플리케이션이 구동할 수 있는 스마트 단말기로, 무선 통신을 통해 제어 모듈(200)과 통신할 수 있다.
- [0098] 상기 센서부(120)에서 측정된 신호는 상기 통신부(240)를 통해 외부기기(40)로 전송된다. 외부기기(40)는 상기 센서부(120)에서 측정된 신호를 수신 받아 상처의 상태를 분석하고, 분석 결과에 따라 제어 신호를 생성한다. 상기 제어 신호는 상기 통신부(240)를 통해 상기 제어 모듈(200)에 전송된다. 상기 제어 모듈(200)은 제어 신호를 수신 받아 상기 자극 치료부(160)에 자극 신호를 생성한다.
- [0099] 상술한 과정으로, 상기 센서부(120)를 통해 상처의 모니터링이 지속적으로 이루어지고, 상처의 상태에 따라 제어 신호가 생성되어 피부에 자극 신호가 인가되므로, 상처 치유가 촉진될 수 있다.
- [0100] 이상, 본 발명을 바람직한 실시 예를 사용하여 상세히 설명하였으나, 본 발명의 범위는 특정 실시 예에 한정되는 것은 아니며, 첨부된 특허청구범위에 의하여 해석되어야 할 것이다. 또한, 이 기술분야에서 통상의 지식을 습득한 자라면, 본 발명의 범위에서 벗어나지 않으면서도 많은 수정과 변형이 가능함을 이해하여야 할 것이다.

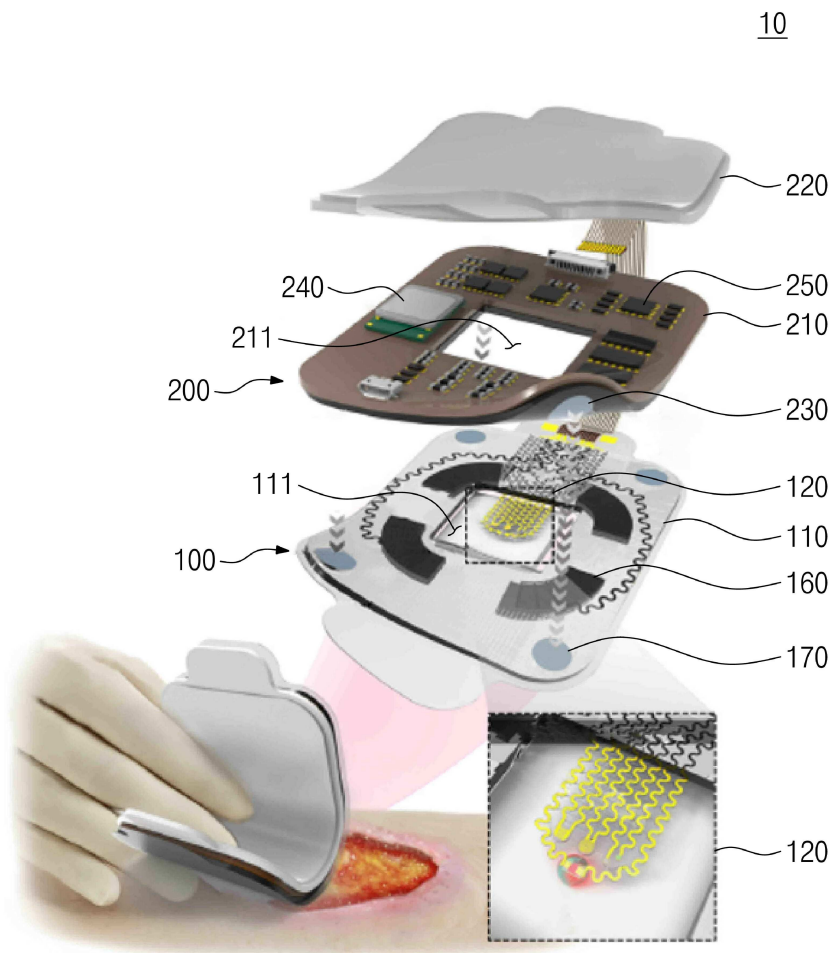
부호의 설명

- [0101] 10: 전자 드레싱 장치
- 30: 카텝신
- 40: 외부기기
- 50: 피부
- 100: 치료 모듈
- 110: 베이스 필름 111: 개구
- 120: 센서부
- 121: 염증 센서
- 122: 수화겔
- 122a: 펄사이드 구조
- 123: 수화겔 모니터링부
- 124: 제1 전극
- 125: 제2 전극
- 127: 발광부
- 128: 수광부
- 130: 온도 센서 131: 제1 온도 센서 132: 제2 온도 센서 133: 제3 온도 센서 134: 제4 온도 센서
- 140: 습도 센서
- 150: PH센서
- 160: 자극 치료부 161: 전극 162: 광 자극부
- 170: 제1 마그넷
- 200: 제어 모듈
- 210: 지지 필름 211: 개구

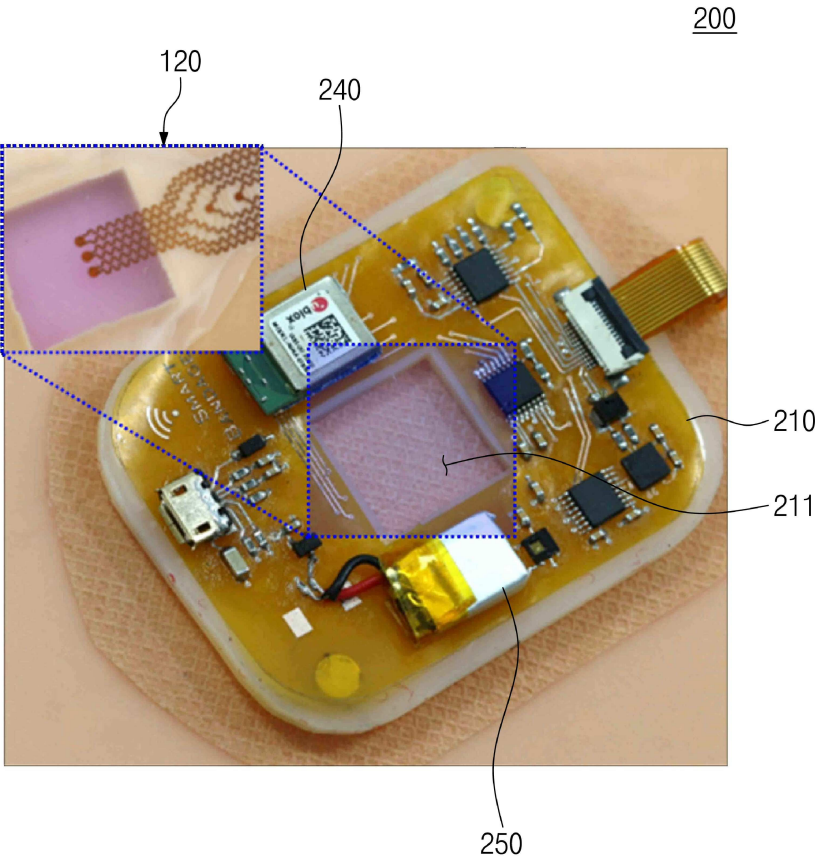
- 220: 보호 커버
- 230: 제2 마그넷
- 240: 통신부
- 250: 배터리

도면

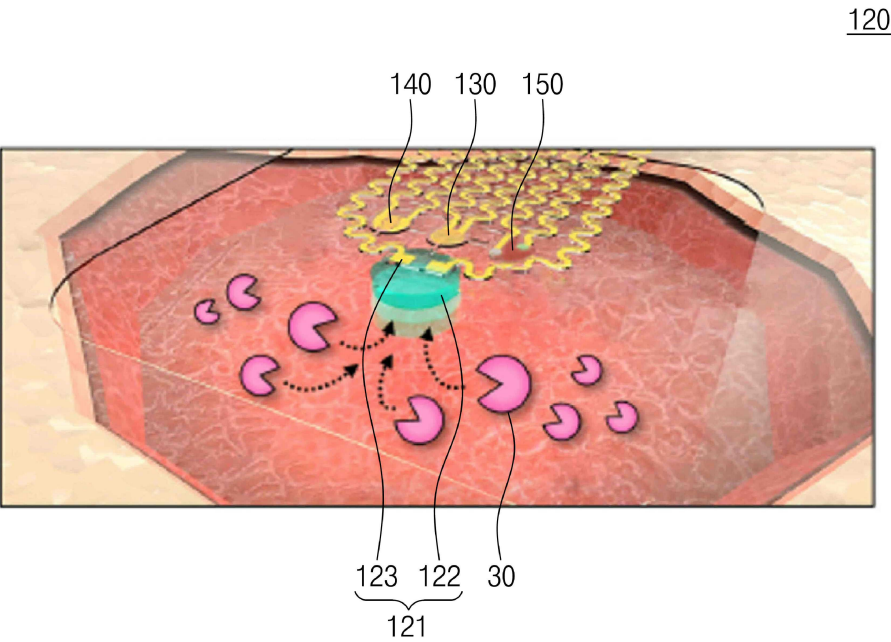
도면1



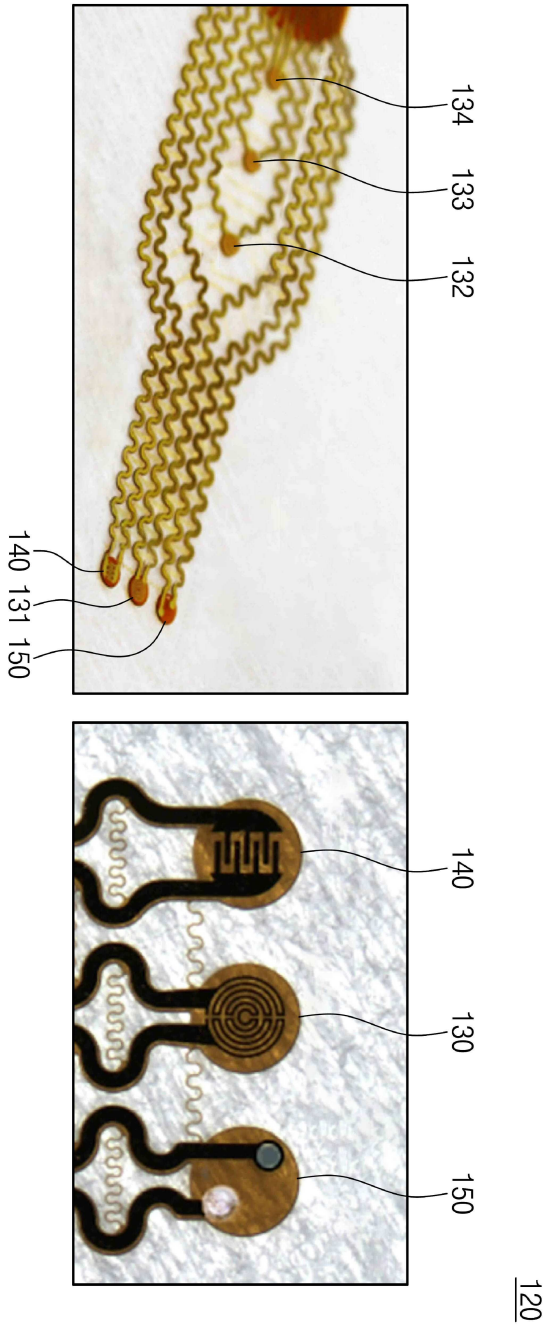
도면2



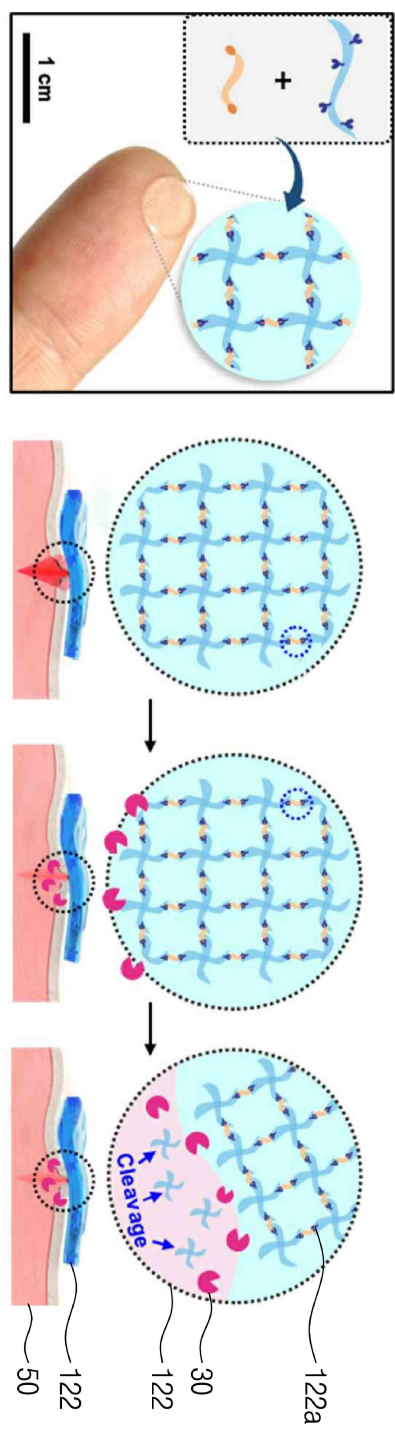
도면3



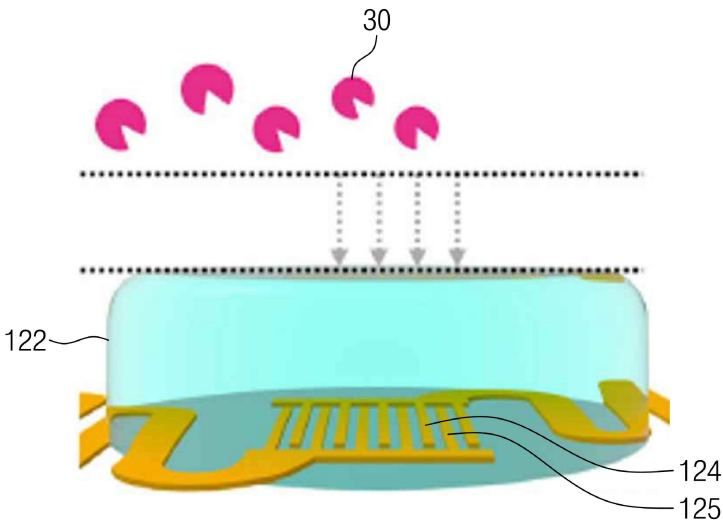
도면4



도면5

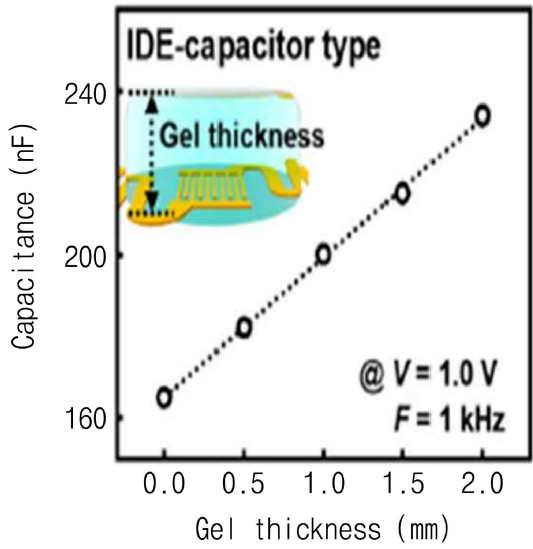


도면6



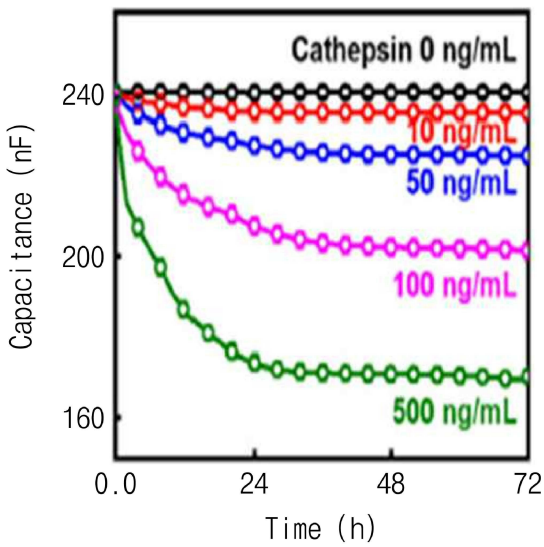
도면7

123

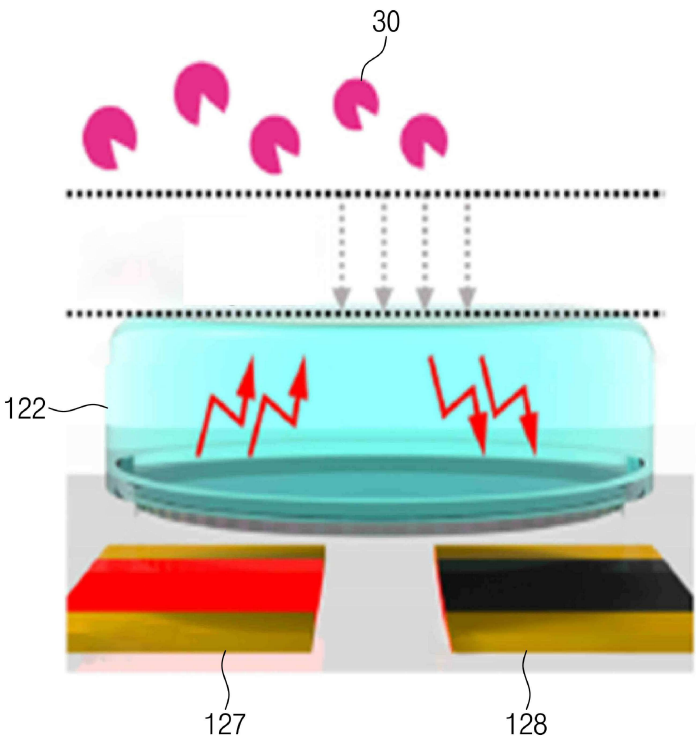


도면8

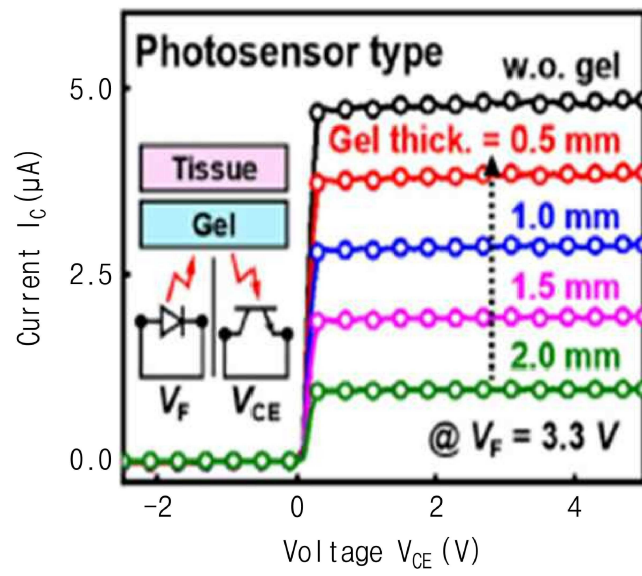
123



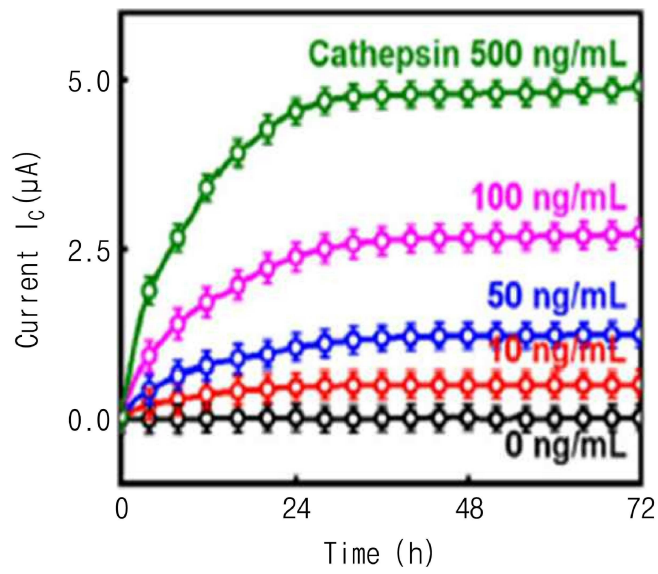
도면9



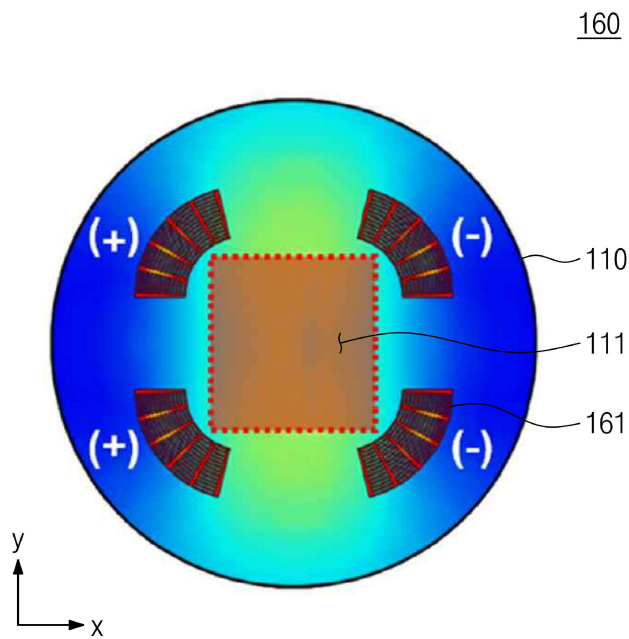
도면10



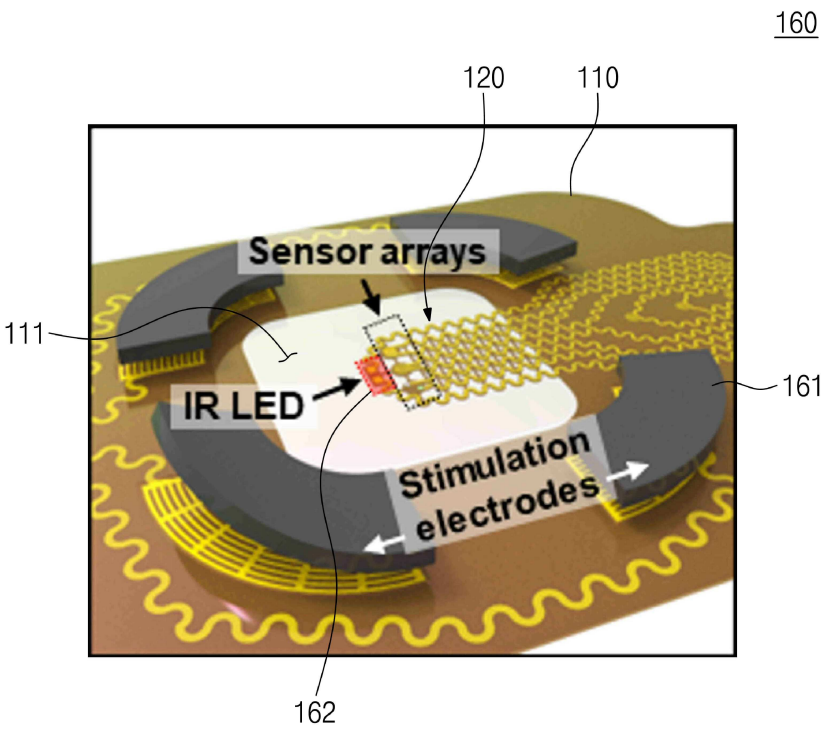
도면11



도면12



도면13



도면14

