(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2023-0069812
(43) 공개일자 2023년05월19일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 5/06 (2006.01) *A61B 5/00* (2021.01)
A61B 5/01 (2021.01) *A61B 5/11* (2006.01)
A61B 5/391 (2021.01) *A61N 1/05* (2006.01)
A61N 1/08 (2006.01) *A61N 1/36* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61N 5/0601 (2018.08)
A61B 5/01 (2021.01)
(21) 출원번호 10-2022-0118167
(22) 출원일자 2022년09월19일
심사청구일자 2022년09월19일
(30) 우선권주장
1020210154800 2021년11월11일 대한민국(KR)

(71) 출원인
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
순천향대학교 산학협력단
충청남도 아산시 신창면 순천향로 22, 순천향대학교내
(72) 발명자
황석원
서울특별시 강남구 압구정로39길 58, 63동 1207호(압구정동, 구현대아파트)
박은경
서울특별시 마포구 광성로 17, 101동 1403호(신수동, 신촌숲아이파크)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
박상열, 최내윤

전체 청구항 수 : 총 12 항

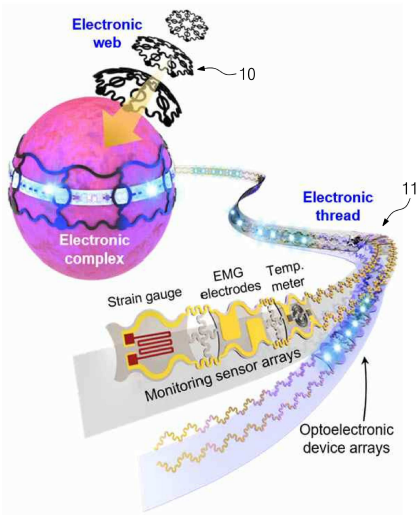
(54) 발명의 명칭 **생체 삽입형 방광 치료 장치 및 이에 포함되는 전자 망, 전자 실 제조 방법**

(57) 요 약

본 발명은 생체 삽입형 방광 치료 장치 및 이에 포함되는 전자 망, 전자 실 제조 방법에 관한 것이다. 본 발명의 일 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치는 방광의 외측 둘레에 씌워지는 형태로 설치 가능한 전자 망; 및 상기 전자 망에 끼워지는 방식으로 상기 전자 망에 결합되고, 방광의 상태를 측정하는 전자 실을 포함한다.

대 표 도 - 도1

1



(52) CPC특허분류
A61B 5/1107 (2013.01)
A61B 5/202 (2013.01)
A61B 5/391 (2021.01)
A61B 5/4836 (2021.08)
A61B 5/6874 (2013.01)
A61N 1/05 (2013.01)
A61N 1/08 (2013.01)
A61N 1/36007 (2013.01)
A61N 5/0622 (2013.01)

(72) 발명자
장태민
서울특별시 송파구 동남로 193, 302동 2201호(가락동, 가락쌍용아파트)

이중훈
서울특별시 송파구 토성로 38-6(풍납동, 한강극동아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 9991007320
과제번호 202012D30-02
부처명 다부처
과제관리(전문)기관명 (재단)범부처전주기의료기기연구개발사업단
연구사업명 범부처전주기의료기기연구개발사업(R&D)
연구과제명 (참여1)실시간 방광 활동 모니터링 및 다인성 배뇨장애 치료를 위한 신축·유연 소재 및 전자 시스템 개발
기 여 율 50/100
과제수행기관명 고려대학교 산학협력단
연구기간 2020.09.01 ~ 2021.02.28
이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711143900
과제번호 2017R1E1A1A01075027
부처명 과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명 한국연구재단
연구사업명 개인기초연구(과기정통부)(R&D)
연구과제명 생분해성 전자 시스템 기반의 주문형, 무선 약물전달 시스템
기 여 율 40/100
과제수행기관명 고려대학교 산학협력단
연구기간 2021.03.01 ~ 2022.02.28
이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711120246
과제번호 2020-0-01819-001
부처명 과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명 정보통신기획평가원
연구사업명 정보통신방송혁신인재양성(R&D)
연구과제명 ICT명품인재양성(고려대학교)
기 여 율 10/100
과제수행기관명 고려대학교 산학협력단
연구기간 2020.07.01 ~ 2020.12.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

방광의 외측 둘레에 씌워지는 형태로 설치 가능한 전자 망; 및

상기 전자 망에 끼워지는 방식으로 상기 전자 망에 결합되고, 방광의 상태를 측정하는 전자 실을 포함하는 생체 삽입형 방광 치료 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 전자 망은,

링 형상으로 제공되는 내측 지지부;

링 형상으로 제공되고, 상기 내측 지지부의 바깥쪽 영역에 위치되는 외측 지지부; 및

상기 내측 지지부 및 상기 외측 지지부를 서로 연결하는 보조 지지부를 포함하는 생체 삽입형 방광 치료 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 전자 망은,

상기 보조 지지부에 연결되고, 상기 전자 실이 끼워지는 홀을 형성하는 버클부를 더 포함하는 생체 삽입형 방광 치료 장치.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 전자 망은 신축성 소재로 제공되는 생체 삽입형 방광 치료 장치.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 전자 망의 일 면에 위치되고, 전기적 자극을 발생시키는 치료 자극 발생 부재를 더 포함하는 생체 삽입형 방광 치료 장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 치료 자극 발생 부재는,

서로 쌍을 이루도록 제공되는 제1 전극 및 제2 전극을 포함하는 생체 삽입형 방광 치료 장치.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 전자 실은,

기 설정 폭을 갖는 실 구조로 제공되는 센서 지지판; 및

상기 센서 지지판의 상면에 부착되고, 방광의 상태를 감지하는 감지 센서를 포함하는 센서 모듈을 포함하는 생체 삽입형 방광 치료 장치.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 감지 센서는,

스트레인 센서, 온도 센서 및 근전도 센서 중 적어도 하나를 포함하는 생체 삽입형 방광 치료 장치.

청구항 9

제7항에 있어서,

상기 전자 실은,

상기 센서 지지판의 저면에 부착되고, 방광의 치료를 위한 자극을 발생시키는 치료 자극 발생 부재를 더 포함하는 생체 삽입형 방광 치료 장치.

청구항 10

제7항에 있어서,

상기 감지 센서에 연결되어, 수신되는 신호를 통해 방광의 활동을 모니터링 하는 제어기를 더 포함하는 생체 삽입형 방광 치료 장치.

청구항 11

전자 망 성형용 몰드에 분리 보조막을 형성하는 단계;

상기 전자 망 성형용 몰드에 전자 망 성형용 물질을 채워 넣는 단계; 및

상기 전자 망 성형용 물질이 경화되면, 전자 망을 상기 전자 망 성형용 몰드에서 분리하는 단계를 포함하되,

상기 전자 망 성형용 물질은 신축성 고분자 소재로 제공되는 생체 삽입형 방광 치료 장치용 전자 망 제조 방법.

청구항 12

센서 모듈 형성용 기판에 용해성 분리막을 형성하는 단계;

상기 용해성 분리막의 상면에 센서 보호층, 센서층을 순차적으로 형성하여, 센서 모듈을 형성하는 단계;

상기 센서 모듈 형성용 기판을 분리막 제거용 용매에 담그어 상기 용해성 분리막을 녹여 상기 센서 모듈을 분리하는 단계; 및

센서 지지판의 상면에 상기 센서 모듈을 전사하는 단계를 포함하는 생체 삽입형 방광 치료 장치용 전자 실 제조 방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 생체 삽입형 방광 치료 장치 및 이에 포함되는 전자 망, 전자 실 제조 방법에 관한 것으로, 보다 상세하게는 방광의 외측에 씌워지는 형태로 접착제 또는 외과적 시술없이 방광의 외측에 설치되어 방광을 모니터링 하고 치료를 위한 자극을 인가할 수 있는 생체 삽입형 방광 치료 장치 및 이에 포함되는 전자 망, 전자 실 제조 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 배뇨 질환은 대부분이 만성질환으로써 지속적인 진단과 치료가 반드시 필요하지만 일상생활에서 배뇨 질환 치료를 위해 지속적으로 사용할 수 있는 디바이스가 부재했다.

[0003] 전임상에서의 방광 모니터링은 외과적 수술에 의해 방광 상부에 삽입되는 카테터를 통해 방광의 상태(압력)를 진단한다. 그러나 이 방법은 방광을 자극함으로써 측정값에 오류를 발생시키며, 방광 변화의 중요한 변수인 방광 볼륨에 대한 직접적인 정보를 얻을 수 없고 부정확하여 질환 치료 연구에 부정적이다.

[0004] 임상에서 방광의 생리학적 특성 파악은 요역동학검사가 사용되고 있으나 방광과 항문에 압력을 측정하기 위한 관을 삽입 후에 식염수로 방광을 채웠다 비우는 과정을 통해 방광의 상태 (압력)을 측정하게 된다. 이 검사방법은 환자에게 상당한 불편감과 통증을 유발하며, 이는 특히 환자가 일상생활에서는 지속적인 측정이 불가능 하기 때문에 종합적인 방광 질환 상태에 대한 진단을 하기 어렵다.

[0005] 체외에서 방광의 상태를 진단하는 초음파 장비가 개발되었으나 부정확한 진단과 치료기능의 부재로 인하여 임상에서 배뇨 질환 치료에 사용되는데 한계가 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명은 접착제 또는 외과적 시술없이 방광의 외측에 설치될 수 있는 생체 삽입형 방광 치료 장치 및 이에 포함되는 전자 망, 전자 실 제조 방법을 제공하기 위한 것이다.

[0007] 또한, 본 발명은 방광의 상태를 효과적으로 모니터링 할 수 있는 삽입형 방광 치료 장치 및 이에 포함되는 전자 망, 전자 실 제조 방법을 제공하기 위한 것이다.

[0008] 또한, 본 발명은 방광의 상태에 대응하여 방광의 치료를 위한 자극을 효과적으로 인가할 수 있는 생체 삽입형 방광 치료 장치 및 이에 포함되는 전자 망, 전자 실 제조 방법을 제공하기 위한 것이다.

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명의 일 측면에 따르면, 방광의 외측 둘레에 씌워지는 형태로 설치 가능한 전자 망; 및 상기 전자 망에 끼워지는 방식으로 상기 전자 망에 결합되고, 방광의 상태를 측정하는 전자 실을 포함하는 생체 삽입형 방광 치료 장치가 제공될 수 있다.

[0010] 또한, 상기 전자 망은, 링 형상으로 제공되는 내측 지지부; 링 형상으로 제공되고, 상기 내측 지지부의 바깥쪽 영역에 위치되는 외측 지지부; 및 상기 내측 지지부 및 상기 외측 지지부를 서로 연결하는 보조 지지부를 포함할 수 있다.

[0011] 또한, 상기 내측 지지부 및 상기 외측 지지부는 적어도 하나 이상의 구간에서 구불구불한 부분을 포함할 수 있다.

[0012] 또한, 상기 보조 지지부는 적어도 하나 이상의 구간에서 구불구불한 부분을 포함할 수 있다.

[0013] 또한, 상기 전자 망은, 상기 보조 지지부에 연결되고, 상기 전자 실이 끼워지는 홀을 형성하는 버클부를 더 포함할 수 있다.

[0014] 또한, 상기 전자 망의 일 면에 위치되고, 전기적 자극을 발생시키는 치료 자극 발생 부재를 더 포함할 수 있다.

[0015] 또한, 상기 치료 자극 발생 부재는, 서로 쌍을 이루도록 제공되는 제1 전극 및 제2 전극을 포함할 수 있다.

[0016] 또한, 상기 전자 실은, 기 설정 폭을 갖는 실 구조로 제공되는 센서 지지판; 및 상기 센서 지지판의 상면에 부착되고, 방광의 상태를 감지하는 감지 센서를 포함하는 센서 모듈을 포함할 수 있다.

[0017] 또한, 상기 감지 센서는, 스트레인 센서, 온도 센서 및 근전도 센서 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0018] 또한, 상기 전자 실은, 상기 센서 지지판의 저면에 부착되고, 방광의 치료를 위한 자극을 발생시키는 치료 자극 발생 부재를 더 포함할 수 있다.

[0019] 본 발명의 다른 측면에 따르면, 전자 망 성형용 몰드에 분리 보조막을 형성하는 단계; 상기 전자 망 성형용 몰드에 전자 망 성형용 물질을 채워 넣는 단계; 및 상기 전자 망 성형용 물질이 경화되면, 전자 망을 상기 전자 망 성형용 몰드에서 분리하는 단계를 포함하되, 상기 전자 망 성형용 물질은 신축성 고분자 소재로 제공되는 생체 삽입형 방광 치료 장치용 전자 망 제조 방법이 제공될 수 있다.

[0020] 본 발명의 또 다른 측면에 따르면, 센서 모듈 형성용 기판에 용해성 분리막을 형성하는 단계; 상기 용해성 분리막의 상면에 센서 보호층, 센서층을 순차적으로 형성하여, 센서 모듈을 형성하는 단계; 상기 센서 모듈 형성용 기판을 분리막 제거용 용매에 담그어 상기 용해성 분리막을 녹여 상기 센서 모듈을 분리하는 단계; 및 센서 지지판의 상면에 상기 센서 모듈을 전사하는 단계를 포함하는 생체 삽입형 방광 치료 장치용 전자 실 제조 방법이

제공될 수 있다.

발명의 효과

[0021] 본 발명의 일 실시 예에 의하면, 접착제 또는 외과적 시술없이 방광의 외측에 설치될 수 있는 생체 삽입형 방광 치료 장치 및 이에 포함되는 전자 망, 전자 실 제조 방법이 제공될 수 있다.

[0022] 또한, 본 발명의 일 실시 예에 의하면, 방광의 상태를 효과적으로 모니터링 할 수 있는 삽입형 방광 치료 장치 및 이에 포함되는 전자 망, 전자 실 제조 방법이 제공될 수 있다.

[0023] 또한, 본 발명의 일 실시 예에 의하면, 방광의 상태에 대응하여 방광의 치료를 위한 자극을 효과적으로 인가할 수 있는 생체 삽입형 방광 치료 장치 및 이에 포함되는 전자 망, 전자 실 제조 방법이 제공될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0024] 도 1은 본 발명의 제1 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치를 나타내는 도면이다.

도 2는 도 1의 전자 망을 나타내는 도면이다.

도 3은 도 1의 전자 실의 종단면 구조를 개략적으로 도시한 도면이다.

도 4는 일 실험예에 따라 만들어진 전자 실을 나타내는 도면이다.

도 5는 전자 망의 제조 과정을 나타내는 도면이다.

도 6은 전자 실의 제조 과정을 나타내는 도면이다.

도 7은 본 발명의 제1 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치가 방광에 설치되는 상태를 설명하는 도면이다.

도 8은 본 발명의 제1 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치의 제어 관계를 나타내는 도면이다.

도 9는 본 발명의 제1 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치가 실제 생쥐의 방광에 부착된 후 사용되는 상태를 나타내는 도면이다.

도 10은 도 9에 따른 사용 과정에서 발생된 신호를 나타내는 도면이다.

도 11은 제2 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치를 나타내는 도면이다.

도 12는 제2 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치의 실물 사진이다.

도 13은 도 11의 전자 망을 나타내는 도면이다.

도 14는 도 11의 전자 실의 종단면 구조를 개략적으로 도시한 도면이다.

도 15는 본 발명의 제2 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치의 제어 관계를 나타내는 도면이다.

도 16은 본 발명의 제2 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치가 실제 생쥐의 방광에 부착된 후 사용되는 상태를 나타내는 도면이다.

도 17은 도 16에 따른 사용 과정에서 발생된 신호를 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 있어서, 막 및 영역들의 두께는 기술적 내용의 효과적인 설명을 위해 과장된 것이다.

[0027] 또한, 본 명세서의 다양한 실시 예 들에서 제1, 제2, 제3 등의 용어가 다양한 구성요소들을 기술하기 위해서 사용되었지만, 이들 구성요소들이 이 같은 용어들에 의해서 한정되어서는 안 된다. 이들 용어들은 단지 어느 구성

요소를 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 구성 요소를 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 제1 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치를 나타내는 도면이다.

[0031] 도 1을 참조하면 본 발명의 제1 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치(1)는 전자 망(10), 전자 실(11) 및 제어기(도 8의 13)를 포함한다.

[0032] 본 발명의 제1 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치(1)는 방광의 외측 둘레에 설치되어, 방광의 활동을 모니터링 하고 방광에 배뇨 장애를 치유하고 배뇨 활동을 촉진하는 치료용 자극을 가할 수 있도록 제공된다.

[0033] 전자 망(10)은 방광의 외측 둘레에 씌워지는 형태로 설치 가능하게 제공된다. 전자 망(10)은 신축성 소재로 제공된다. 전자 망(10)은 고분자 소재로 제공된다. 전자 망(10)은 고무 소재로 제공되어, 신축성을 가질 수 있다. 일 예로, 전자 망(10)은 실리콘 기반 고무 소재, 생분해성 플라스틱, 바이오폴리머, PBAT(Poly-Butylene Adipate Terephthalate) 등으로 제공될 수 있다.

[0034] 도 2는 도 1의 전자 망을 나타내는 도면이다.

[0035] 도 2를 참조하면, 전자 망(10)은 내측 지지부(100), 외측 지지부(101), 보조 지지부(102) 및 버클부(103)를 포함한다.

[0036] 내측 지지부(100)는 링 형상으로 제공된다. 내측 지지지부는 적어도 하나 이상의 구간에서 구불구불한 부분을 포함하도록 제공될 수 있다. 이에 따라, 내측 지지부(100)는 구불구불한 부분이 펴지는 형태로 형상이 변형될 수 있다.

[0037] 외측 지지부(101)는 링 형상으로 제공되어, 내측 지지부(100)의 바깥쪽 영역에 위치된다. 외측 지지부(101)는 적어도 하나 이상의 구간에서 구불구불한 부분을 포함하도록 제공될 수 있다. 이에 따라, 외측 지지부(101)는 구불구불한 부분이 펴지는 형태로 형상이 변형될 수 있다.

[0038] 보조 지지부(102)는 내측 지지부(100)와 외측 지지부(101)를 서로 연결하도록 제공된다. 보조 지지부(102)는 내측 지지부(100) 및 외측 지지부(101)의 둘레 방향을 따라 서로 적어도 하나 이상 제공될 수 있다. 보조 지지부(102)가 복수 제공되는 경우, 보조 지지부(102)는 내측 지지부(100) 및 외측 지지부(101)의 둘레 방향을 따라 서로 등 간격으로 배열될 수 있다. 또한, 보조 지지부(102)가 복수 제공되는 경우, 내측 지지부(100)를 기준으로 서로 마주 보게 위치되는 형태로 배열될 수 있다. 보조 지지부(102)는 적어도 하나 이상의 구간에서 구불구불한 부분을 포함하도록 제공될 수 있다. 이에 따라, 보조 지지부(102)는 구불구불한 부분이 펴지는 형태로 형상이 변형될 수 있다.

[0039] 버클부(103)는 보조 지지부(102)에 연결되도록 제공된다. 버클부(103)는 적어도 하나 이상의 홀을 형성하도록 제공되어, 선형의 구조물을 삽입하여 연결할 수 있도록 제공된다. 일 예로, 버클부(103)는 링 형상으로 가지고 보조 지지부(102)의 일부 구간에 연결되어, 보조 지지부(102)의 양측에 각각 하나의 홀을 형성하도록 제공될 수 있다. 버클부(103)는 모든 보조 지지부(102)에 제공되거나, 보조 지지부(102) 중 일부에 형성될 수 있다.

[0040] 도 3은 도 1의 전자 실의 종단면 구조를 개략적으로 도시한 도면이고, 도 4는 일 실험예에 따라 만들어진 전자 실을 나타내는 도면이다.

[0041] 도 3 및 도 4를 참조하면, 전자 실(11)은 지지판(110), 치료 자극 발생 부재(111), 센서 지지판(112) 및 센서 모듈(113)를 포함한다.

[0042] 전자 실(11)은 방광의 상태를 측정한다.

[0043] 지지판(110)은 기 설정 폭을 갖는 실 구조로 제공된다. 이 때, 지지판(110)의 폭은 버클부(103)의 홀의 크기에 대응되게 제공되어, 버클부(103)에 삽입 가능하게 제공된다. 지지판(110)은 고분자 소재로 제공된다. 지지판(110)은 신축성 소재로 제공된다. 일 예로, 지지판(110)은 실리콘 기반 고무 소재, 생분해성 플라스틱, 바이오폴리머, PBAT(Poly-Butylene Adipate Terephthalate) 등으로 제공될 수 있다. 지지판(110)은 수십 마이크로 미터의 두께를 가질 수 있다. 지지판(110)은 불투명 하게 제공될 수 있다. 일 예로, 지지판(110)은 흰색 염료 물질 등과 같은 염료 물질을 혼합한 고분자 소재로 제공되어, 색을 띌 수 있다. 이에 따라, 지지판(110)은 광 투과성이 낮아지고 광 반사성이 향상된다.

[0044] 치료 자극 발생 부재(111)는 지지판(110)의 상면에 부착되게 제공된다. 치료 자극 발생 부재(111)는 자극 발생층(111a, 111b) 및 자극 발생 보호층(111c, 111d)을 포함한다.

[0045] 자극 발생층(111a, 111b)은 방광의 치료를 위한 자극을 발생시킨다. 자극 발생층(111a, 111b)은 광을 방사하도록 제공되어, 방사하는 광을 통해 광유전학적으로 방광을 치료하는 광유전학적 자극매체(optogenetic stimulator)로 제공될 수 있다. 자극 발생층(111a, 111b)은 전자 실(11)의 길이 방향을 따라 배열되는 엘이디(111b, LDE) 및 엘이디(111b)를 상호 연결하는 엘이디용 도선(111a)을 포함한다. 엘이디(111b)는 엘이디용 도선(111a)의 위쪽에 부착될 수 있다.

[0046] 자극 발생 보호층(111c, 111d)은 자극 발생층(111a, 111b)에 코팅되어 자극 발생층(111a, 111b)을 보호한다. 자극 발생 보호층(111c, 111d)은 고분자 유기화합물일 수 있다. 자극 발생 보호층(111c, 111d)은 폴리이미드 등과 같은 플라스틱 일 수 있다. 자극 발생 보호층(111c, 111d)은 제1 자극 발생 보호층(111c) 및 제2 자극 발생 보호층(111d)을 포함한다. 제1 자극 발생 보호층(111c)은 자극 발생층(111a, 111b)의 하면에 코팅되어, 지지판(110)과 부착되게 제공된다. 또한, 제2 자극 발생 보호층(111d)은 엘이디(111b)와 엘이디용 도선(111a) 사이에 위치되도록, 엘이디용 도선(111a)의 상면에 코팅된다.

[0047] 센서 지지판(112)은 치료 자극 발생 부재(111)의 상면에 부착된다. 센서 지지판(112)은 지지판(110)에 대응되는 폭을 갖는 실 구조로 제공된다. 센서 지지판(112)은 고분자 소재로 제공된다. 센서 지지판(112)은 신축성 소재로 제공된다. 일 예로, 센서 지지판(112)은 실리콘 기반 고무 소재, 생분해성 플라스틱, 바이오폴리머, PBAT(Poly-Butylene Adipate Terephthalate) 등으로 제공될 수 있다. 센서 지지판(112)은 수십 마이크로 미터의 두께를 가질 수 있다. 센서 지지판(112)은 투명 하게 제공될 수 있다. 이에 따라, 센서 지지판(112)은 광 투과성이 높게 제공된다.

[0048] 센서 모듈(113)는 방광의 상태를 감지한다. 센서 모듈(113)는 센서 지지판(112)의 상면에 부착된다. 센서 모듈(113)는 센서층(113a, 113b, 113c) 및 센서 보호층(114)을 포함한다.

[0049] 센서층(113a, 113b, 113c)은 방광의 상태를 감지하는 감지 센서(즉, 모니터링 요소)를 포함하도록 제공된다. 센서층(113a, 113b, 113c)은 스트레인 센서층(113a), 온도 센서층(113b) 및 근전도 센서층(113c)을 포함한다. 감지 센서는 스트레인 센서, 온도 센서, 근전도 센서를 포함한다.

[0050] 스트레인 센서층(113a)은 스트레인을 감지하도록 제공된다. 스트레인 센서층(113a)은 스트레인 센서 및 스트레인 센서를 연결하는 스트레인 센서용 도선을 포함한다. 스트레인 센서는 스트레인 센서용 도선을 따라 이격 되어 복수 제공될 수 있다.

[0051] 온도 센서층(113b)은 온도를 감지하도록 제공된다. 온도 센서층(113b)은 온도 센서 및 온도 센서를 연결하는 온도 센서용 도선을 포함한다. 온도 센서는 온도 센서용 도선을 따라 이격 되어 복수 제공될 수 있다.

[0052] 근전도 센서층(113c)은 근전도를 감지하도록 제공된다. 근전도 센서층(113c)은 근전도 센서 및 근전도 센서를 연결하는 근전도 센서용 도선을 포함한다. 근전도 센서는 근전도 센서용 도선을 따라 이격 되어 복수 제공될 수 있다.

[0053] 스트레인 센서층(113a), 온도 센서층(113b) 및 근전도 센서층(113c)은 서로 적층 된다. 이 때, 스트레인 센서층(113a), 온도 센서층(113b) 및 근전도 센서층(113c)이 적층 되는 순서에는 제한이 없다. 즉, 가장 아래에 스트레인 센서층(113a), 온도 센서층(113b) 및 근전도 센서층(113c) 중 하나가 위치되고, 그 위쪽에 나머지 2개 중 하나가 위치되고, 그리고 가장 위쪽에 나머지 하나가 위치될 수 있다.

[0054] 센서 보호층(114)은 스트레인 센서층(113a), 온도 센서층(113b) 및 근전도 센서층(113c) 사이에 각각 위치된다. 또한, 센서 보호층(114)은 스트레인 센서층(113a), 온도 센서층(113b) 및 근전도 센서층(113c)이 적층 되어 있

는 센서층(113a, 113b, 113c)의 상면, 하면에 위치된다.

[0055] 도 5는 전자 망의 제조 과정을 나타내는 도면이다.

[0056] 이하, 도 5를 참조하여, 전자 망(10)을 제조하는 방법을 설명한다.

[0057] a) 몰드 형성용 기판이 준비된다. 몰드 형성용 기판은 실리콘 기판 등이 사용될 수 있다.

[0058] b) 몰드 형성용 기판에 패턴이 형성된다. 패턴은 포토레지스트를 이용하여 포토리소그래피 공정을 통해 형성될 수 있다. 본 실험 예에서는 실리콘 기판인 몰드 형성용 기판에 SU-8 포토레지스트를 이용하여 포토리소그래피 공정을 통해 패턴을 50 내지 300㎛의 두께로 형성하였다.

[0059] c) 패턴이 형성된 몰드 형성용 기판에 점착 방지막을 형성한다. 점착 방지막은 점착 방지막 형성 물질을 증착 및 어닐링하여 형성되며, 이에 따라 점착 방지막은 자기 조립 단분자막(Self Assembled Monolayer, SAM)으로 형성될 수 있다. 점착 방지막 형성 물질은 알킬트리클로로실란, 알킬트리메톡시실란, 알킬트리에톡시실란, 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE), 퍼플루오로알콕시 알칸(PFA), 디클로로디메틸실란(DDMS), 퍼플루오로데실트리클로로실란 (FDTS), 플루오로옥틸트리클로로실란(FOTS), 옥타데실트리메톡시실란(OTMS) 등이 사용될 수 있다. 본 실험 예에서는 플루오로옥틸트리클로로실란(FOTS)을 증착 및 어닐링하여 자기 조립 단분자막 형태의 점착 방지막을 형성하였다.

[0060] d) 몰드 형성 물질을 몰드 형성용 기판에 도포하고, 경화 후 몰드 형성용 기판과 분리하여, 전자 망 성형용 몰드를 제작한다. 점착 방지막을 통해 전자 망 성형용 몰드는 몰드 형성용 기판에 효과적으로 분리될 수 있다. 몰드 형성 물질은 실리콘 및 우레탄 기반의 고무 물질일 수 있다. 본 실험 예에서는 실가드(Sylgard) A와 B를 10:1의 비율로 섞은 후, 몰드 형성용 기판 위에 도포한 후 경화 시켜 폴리디메틸실록산(PDMS, (Poly(dimethylsiloxane))으로 형성된 전자 망 성형용 몰드를 제작하였다.

[0061] e) 전자 망 성형용 몰드에 분리 보조막을 형성한다. 분리 보조막은 분리 보조막 형성 물질을 증착 및 어닐링하여 형성되며, 이에 따라 분리 보조막은 자기 조립 단분자막(Self Assembled Monolayer, SAM)으로 형성될 수 있다. 분리 보조막 형성 물질은 알킬트리클로로실란, 알킬트리메톡시실란, 알킬트리에톡시실란, 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE), 퍼플루오로알콕시 알칸(PFA), 디클로로디메틸실란(DDMS), 퍼플루오로데실트리클로로실란 (FDTS), 플루오로옥틸트리클로로실란(FOTS), 옥타데실트리메톡시실란(OTMS) 등이 사용될 수 있다. 본 실험 예에서는 플루오로옥틸트리클로로실란(FOTS)을 증착 및 어닐링하여 자기 조립 단분자막 형태의 분리 보조막을 형성하였다.

[0062] f) 전자 망 성형용 몰드에 전자 망 성형용 물질을 채워 넣는다. 본 실험 예에서는 전자 망 성형용 물질로 에코플렉스(ecoflex)을 사용하였다.

[0063] g) 전자 망 성형용 물질이 경화되면, 전자 망 성형용 몰드에서 분리하여 전자 망(10)의 제조가 완료된다. 분리 보조막으로 인해, 경화된 전자 망(10)은 전자 망 성형용 몰드에서 효과적으로 분리될 수 있다.

[0064] 도 6은 전자 실의 제조 과정을 나타내는 도면이다.

[0065] 이하, 도 6을 참조하여, 전자 실(11)을 제조하는 방법을 설명한다.

[0066] a) 치료 자극 발생 부재 형성용 기판에 용해성 분리막을 필름 형태로 형성하고, 용해성 분리막의 상면에 제1 자극 발생 보호층(111c)을 필름 형태로 형성한다. 본 실험 예에서는 치료 자극 발생 부재 형성용 기판은 실리콘 기판 등이 사용하였다. 그리고, 용해성 분리막은 폴리메틸메타아크릴레이트(Poly(methyl methacrylate), PMMA)을 사용하여 50~500 nm의 두께의 필름으로 형성하였다. 그리고, 제1 자극 발생 보호층(111c)은 폴리이미드(polyimide, PI)를 사용하여 1~10 ㎛의 두께의 필름으로 형성하였다.

[0067] b) 제1 자극 발생 보호층(111c)의 상면에 엘이디용 도선(111a), 제2 자극 발생 보호층(111d)이 순차적으로 형성된다.

[0068] 엘이디용 도선(111a)은 앞서 형성된 제1 자극 발생 보호층(111c)의 상면에 엘이디용 도선 형성용 패턴이 형성되고, 이후 증착을 통해 형성된다. 엘이디용 도선 형성용 패턴은 포토리소그래피 공정을 통해 형성된다. 엘이디용 도선(111a)은 열 증발기, 스퍼터링, 전자빔 증발기 등을 통해 증착 될 수 있다. 본 실험 예에서는 엘이디용 도선(111a)은 전자빔 증발기를 통해 증착 되었다. 엘이디용 도선(111a)은 하부 접착층 및 메인 도선층으로 나누어 증착 될 수 있다. 하부 접착층은 크롬(Cr), 티타늄(Ti) 등을 통해 3~10 nm의 두께로 증착 하여 형성되고, 메인 도선층은 하부 접착층의 위쪽에 금(Au), 구리(Cu) 등을 이용하여 500 nm 이상의 두께로 증착 하여 형성된다. 메

인 도선층은 엘이디(111b)를 상호 연결하는 기능을 하여, 그 두께가 500 nm 미만이 되면 전도성 저하로 인해 엘이디(111b)들의 발광 세기에 편차가 크게 증가하여, 성능 저하가 발생하게 된다.

[0069] 제2 자극 발생 보호층(111d)은 폴리이미드(polyimide, PI)를 사용하여 1~10 μm의 두께의 필름으로 형성된다. 이후, 제2 자극 발생 보호층(111d)은 엘이디(111b)와 엘이디용 도선(111a)을 연결할 지점을 노출하기 위하여 식각 된다. 구체적으로, 제2 자극 발생 보호층(111d)은 자극 발생 보호층 식각용 패턴이 포토리소그래피 공정을 통해 형성된 후 식각이 수행된다. 본 실험 예에서는 반응성 이온 식각기를 통해 제2 자극 발생 보호층(111d)을 식각 하였다.

[0070] c) 치료 자극 발생 부재 형성용 기판을 분리막 제거용 용매에 담그어, 용해성 분리막을 녹여 제조 중인 치료 자극 발생 부재(111)를 치료 자극 발생 부재 형성용 기판에서 분리한다. 본 실험 예에서 분리막 제거용 용매는 폴리메틸메타아크릴레이트를 녹일 수 있는 아세톤을 사용하였다. 이후, 제조 중인 치료 자극 발생 부재(111)를 준비된 지지판(110)에 제1 자극 발생 보호층(111c)이 지지판(110)을 향하도록 전사한다. 지지판(110)은 전자 실 형성용 기판에 스핀 코팅, 드롭 캐스팅 등의 방법을 통해 형성된 상태로 제공될 수 있다. 본 실험 예에서는 유리 기판인 전자 실 형성용 기판에 하얀색 염색물질과 혼합된 에코플렉스로 지지판(110)을 30~60 μm의 두께로 형성한 후, 폴리디메틸실록산(PDMS) 스탬프, 고온 박리 테이프, 물 박리 테이프 등을 이용하여 지지판(110)에 제조 중인 치료 자극 발생 부재(111)를 전사하였다. 이 후, 엘이디(111b)를 제2 자극 발생 보호층(111d)의 상면에 위치시킨 후, 은 에폭시와 같은 솔더 물질을 이용하여 엘이디(111b)를 엘이디용 도선(111a)과 연결한다. 엘이디(111b)의 두께는 5~50㎛의 범위를 갖는다. 엘이디(111b)와 엘이디용 도선(111a)이 전기적, 물리적으로 단단히 연결되도록 열 경화 처리될 수 있다. 이 후, 치료 자극 발생 부재(111)의 상면에 제2 지지판(110)을 형성한다. 본 실험 예에서, 제2 지지판(110)은 에코플렉스를 이용하여 30~60 μm두께로 코팅하는 방식으로 형성되었다.

[0071] d) 센서 모듈 형성용 기판에 용해성 분리막을 필름 형태로 형성하고, 용해성 분리막의 상면에 센서 보호층(114) 및 센서층(113a, 113b, 113c)을 순차적으로 형성한다. 이때, 센서 모듈(113)의 가장 상면에는 센서 보호층(114)이 형성되게 한다.

[0072] 본 실험 예에서는 센서 모듈 형성용 기판은 실리콘 기판 등이 사용하였다. 그리고, 용해성 분리막은 폴리메틸메타아크릴레이트(Poly(methyl methacrylate), PMMA)을 사용하여 50~500 nm의 두께의 필름으로 형성하였다. 그리고, 센서 보호층(114)은 폴리이미드(polyimide, PI)를 사용하여 1~10 μm의 두께의 필름으로 형성하였다.

[0073] 그리고, 스트레인 센서층(113a)에 있어, 스트레인 센서는 별도 기판에서 실리콘(Si), 금(Au), 백금(Pt) 등의 물질을 전자빔 증발기, 열 증발기, 스퍼터링 등의 방법을 통하여 증착 하여 형성된 후, 다른 기판으로부터의 전사를 통해 먼저 형성된 센서 보호층(114)의 상면에 50 내지 500nm의 두께로 형성된다. 이후, 스트레인 센서용 도선은 스트레인 센서용 도선 형성용 패턴이 형성된 후, 증착을 통해 형성된다. 스트레인 센서용 도선 형성용 패턴은 포토리소그래피 공정을 통해 형성된다. 스트레인 센서용 도선은 하부 접착층 및 메인 도선층으로 나누어 증착 될 수 있다. 하부 접착층은 크롬(Cr), 티타늄(Ti) 등을 통해 3~10 nm의 두께로 증착 하여 형성되고, 메인 도선층은 하부 접착층의 위쪽에 금(Au), 구리(Cu) 등을 이용하여 500 nm 이상의 두께로 증착 하여 형성된다. 이후, 센서 보호층(114)이 상면에 형성된다. 센서 보호층(114)은 폴리이미드(polyimide, PI)를 사용하여 1~10 μm의 두께의 필름으로 형성하였다.

[0074] 그리고, 온도 센서층(113b)에 있어, 온도 센서는 금(Au), 백금(Pt) 등의 물질을 사용하여 30 내지 100nm 두께로 증착 및 패터닝 하여, 먼저 형성된 센서 보호층(114)에 형성한다. 이후, 온도 센서용 도선이 형성된다. 온도 센서용 도선은 온도 센서용 도선 형성용 패턴이 형성된 후, 증착을 통해 형성된다. 온도 센서용 도선 형성용 패턴은 포토리소그래피 공정을 통해 형성된다. 온도 센서용 도선은 하부 접착층 및 메인 도선층으로 나누어 증착 될 수 있다. 하부 접착층은 크롬(Cr), 티타늄(Ti) 등을 통해 3~10 nm의 두께로 증착 하여 형성되고, 메인 도선층은 하부 접착층의 위쪽에 금(Au), 구리(Cu) 등을 이용하여 500 nm 이상의 두께로 증착 하여 형성된다. 이 후, 센서 보호층(114)이 상면에 형성된다.

[0075] 그리고, 근전도 센서층(113c)에 있어, 근전도 센서는 금(Au), 백금(Pt) 등의 물질을 사용하여 100 내지1000 nm의 두께로 증착 및 패터닝 하여, 먼저 형성된 센서 보호층(114)에 형성한다. 이후, 근전도 센서용 도선이 형성된다. 근전도 센서용 도선은 근전도 센서용 도선 형성용 패턴이 형성된 후, 증착을 통해 형성된다. 근전도 센서용 도선 형성용 패턴은 포토리소그래피 공정을 통해 형성된다. 근전도 센서용 도선은 하부 접착층 및 메인 도선층으로 나누어 증착 될 수 있다. 하부 접착층은 크롬(Cr), 티타늄(Ti) 등을 통해 3~10 nm의 두께로 증착 하여 형성되고, 메인 도선층은 하부 접착층의 위쪽에 금(Au), 구리(Cu) 등을 이용하여 500 nm 이상의 두께로 증착 하

여 형성된다. 이 후, 센서 보호층(114)이 상면에 형성된다.

[0076] e) 센서 모듈 형성용 기판을 분리막 제거용 용매에 담그어, 용해성 분리막을 녹여 센서 모듈(113)를 센서 모듈 형성용 기판에서 분리한다. 본 실험 예에서 분리막 제거용 용매는 폴리메틸메타아크릴레이트를 녹일 수 있는 아세톤을 사용하였다. 이후, 센서 모듈(113)를 센서 지지판(112)의 상면에 위치되도록, 치료 자극 발생 부재(111)에 전사한다.

[0077] f) 이후, 전자 실(11)을 기 설정 폭에 맞도록 자른 후, 전자 실 형성용 기판에서 분리한다.

[0078] 도 7은 본 발명의 제1 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치가 방광에 설치되는 상태를 설명하는 도면이다.

[0079] 도 7을 참조하면, 본 발명의 제1 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치(1)는 먼저 전자 망(10)이 방광의 외측면에 씌워지는 방식으로 고정되고, 이에 따라 전자 망(10)은 고정에 추가적인 외과적 시술이나 접착성 물질이 필요하지 않다. 이후, 전자 실(11)은 전자 망(10)에 위치된 버클부(103)에 끼워지는 방식으로 전자 망(10)에 결합된다. 전자 망(10)에 제공되는 버클부(103)의 수는 방광의 개체나 크기에 따라 조정될 수 있다. 이 때, 전자 실(11)은 센서 모듈(113)이 방광을 향하도록 끼워진다. 본 발명의 제1 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치(1)는 전자 실(11)이 전자 망(10)의 버클부(103)에 의해 전자 망(10)에 결합되어, 저자 망과 전자 실(11)이 단단히 결합되며, 전자 실(11)은 방광에 밀접하게 접촉한 상태를 유지하게 된다.

[0080] 도 8은 본 발명의 제1 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치의 제어 관계를 나타내는 도면이다.

[0081] 도 8을 참조하면, 제어기(13)는 감지 센서에서 수신되는 신호에 따라 치료 자극 발생 부재(111)를 제어한다. 제어기(13)는 생체 내부(예들 들어 피부 조직에 삽입 또는 부착)에 위치되게 설치되거나, 생체 밖에 위치될 수 있다.

[0082] 제어기(13)는 동작 제어부(131), 통신부(132) 및 전원부(133)를 포함한다.

[0083] 동작 제어부(131)는 감지 센서 및 치료 자극 발생 부재(111)와 연결되게 제공된다. 동작 제어부(131)는 엘이디용 도선(111a), 스트레인 센서용 도선, 온도 센서용 도선, 근전도 센서용 도선에 각각 연결되게 제공된다. 동작 제어부(131)는 스트레인 센서에서 수신되는 신호를 통해 방광의 팽창 상태를 감지할 수 있다. 동작 제어부(131)는 온도 센서에서 수신되는 신호를 통해 방광의 온도를 감지할 수 있다. 동작 제어부(131)는 근전도 센서에서 수신되는 신호를 통해 방광의 근육, 신경에서 발생하는 활동 전위를 감지할 수 있다. 동작 제어부(131)는 방광의 팽창 정도, 방광의 온도, 활동 전위의 크기 중 적어도 하나, 또는 두개 이상이 기 설정 값 이상이면, 치료 자극 발생 부재(111)를 동작 시켜, 방광에 치료를 위한 자극이 가해지도록 할 수 있다. 일 예로, 동작 제어부(131)는 방광의 팽창 정도 및 방광의 온도가 기 설정 값 이상이 되면, 활동 전위를 크기를 반복적으로 수신하여 활동 전위의 크기가 기 설정 값 이상이 되면, 치료 자극 발생 부재(111)를 동작 시키는 방식으로 동작하는 폐루프(closed-loop) 시스템으로 구성될 수 있다.

[0084] 통신부(132)는 동작 제어부(131)가 감지 센서로부터 수신한 신호, 동작 제어부(131)에 의한 치료 자극 발생 부재(111)의 제어 상태를 외부 장치로 송신한다. 또한, 통신부(132)는 외부 장치로부터 수신된 신호를 동작 제어부(131)로 송신하고, 동작 제어부(131)는 통신부(132)에서 전달된 신호에 따라 치료 자극 발생 부재(111)의 동작 상태를 제어할 수 있다. 이 때, 외부 장치는 스마트폰, 스마트 패드, 컴퓨터 등 일 수 있다. 통신부(132)는 저전력 블루투스(Bluetooth Low Energy) 등과 같은 등과 같은 무선 네트워크를 기초로 외부 장치와 데이터 송수신 할 수 있다.

[0085] 전원부(133)는 동작 제어부(131), 통신부(132)가 동작하는 전력을 저장한다. 전원부(133)는 알에프 코일(RF coil) 등과 같은 구조를 포함하도록 구성되어, 무선 충전 가능하게 제공될 수 있다.

[0086] 도 9는 본 발명의 제1 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치가 실제 생쥐의 방광에 부착된 후 사용되는 상태를 나타내는 도면이고, 도 10은 도 9에 따른 사용 과정에서 발생된 신호를 나타내는 도면이다.

[0087] 도 9 및 도 10을 참조하면, 제어기(13)는 감지 센서에서 수신된 신호가 기 설정 값 이상이 되면, 치료 자극 발생 부재(111)를 동작 시키고, 이에 광유전학적 자극에 따라 배뇨가 이루어져, 감지 센서에서 수신되는 신호의 크기가 빠른 속도로 안정화되는 것을 확인할 수 있다. 또한, 감지 센서에서 수신된 신호의 변화 및 치료 자극 발생 부재(111)의 동작이 안정적으로 반복됨을 확인할 수 있다. 또한, 전자 망(10) 및 전자 실(11)은 팽창 및 수축 가능하여, 방광의 부피 변화에도 방광에 밀착된 상태를 유지한다.

[0088] 도 11은 제2 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치를 나타내는 도면이고, 도 12는 제2 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치의 실물 사진이다.

[0089] 도 11 및 도 12를 참조하면, 본 발명의 제2 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치(2)는 전자 망(20), 전자 실(21) 및 제어기(22)를 포함한다.

[0090] 본 발명의 제2 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치(2)는 방광의 외측 둘레에 설치되어, 방광의 활동을 모니터링 하고 방광에 배뇨 장애를 치유하고 배뇨 활동을 촉진하는 치료용 자극을 가할 수 있도록 제공된다.

[0091] 전자 망(20)은 방광의 외측 둘레에 씌워지는 형태로 설치 가능하게 제공된다. 전자 망(20)은 고분자 소재로 제공될 수 있다. 전자 망(20)은 고무 소재로 제공되어, 신축성을 가질 수 있다. 일 예로, 전자 망(20)은 실리콘 기반 고무 소재, 생분해성 플라스틱, 바이오폴리머, PBAT(Poly-Butylene Adipate Terephthalate) 등으로 제공될 수 있다.

[0092] 도 13은 도 11의 전자 망을 나타내는 도면이다.

[0093] 도 13을 참조하면, 전자 망(20)은 내측 지지부(200), 외측 지지부(201), 보조 지지부(202) 및 버클부(203)를 포함한다.

[0094] 내측 지지부(200)는 링 형상으로 제공된다. 내측 지지지부는 적어도 하나 이상의 구간에서 구불구불한 부분을 포함하도록 제공될 수 있다. 이에 따라, 내측 지지부(200)는 구불구불한 부분이 펴지는 형태로 형상이 변형될 수 있다.

[0095] 외측 지지부(201)는 링 형상으로 제공되어, 내측 지지부(200)의 바깥쪽 영역에 위치된다. 외측 지지부(201)는 적어도 하나 이상의 구간에서 구불구불한 부분을 포함하도록 제공될 수 있다. 이에 따라, 외측 지지부(201)는 구불구불한 부분이 펴지는 형태로 형상이 변형될 수 있다.

[0096] 보조 지지부(202)는 내측 지지부(200)와 외측 지지부(201)를 서로 연결하도록 제공된다. 보조 지지부(202)는 내측 지지부(200) 및 외측 지지부(201)의 둘레 방향을 따라 서로 적어도 하나 이상 제공될 수 있다. 보조 지지부(202)가 복수 제공되는 경우, 내측 지지부(200) 및 외측 지지부(201)의 둘레 방향을 따라 서로 등 간격으로 배열될 수 있다. 또한, 보조 지지부(202)가 복수 제공되는 경우, 내측 지지부(200)를 기준으로 서로 마주 보게 위치되는 형태로 배열될 수 있다. 보조 지지부(202)는 적어도 하나 이상의 구간에서 구불구불한 부분을 포함하도록 제공될 수 있다. 이에 따라, 보조 지지부(202)는 구불구불한 부분이 펴지는 형태로 형상이 변형될 수 있다.

[0097] 보조 지지부(202)는 내측 보조 지지부(202a) 및 외측 보조 지지부(202b)를 포함한다. 내측 보조 지지부(202a)는 양측 단부가 각각 내측 지지부(200) 및 외측 지지부(201)에 연결된다. 외측 보조 지지부(202b)는 외측 보조 지지부(202b)에서 내측 보조 지지부(202a)의 반대 방향으로 연장되게 제공된다.

[0098] 버클부(203)는 보조 지지부(202)에 연결되도록 제공된다. 버클부(203)는 내측 보조 지지부(202a) 또는 외측 보조 지지부(202b)에 연결될 수 있다. 도 13에는 버클부(203)가 외측 보조 지지부(202b)에 연결된 경우가 예시되었다.

[0099] 버클부(203)는 적어도 하나 이상의 홀을 형성하도록 제공되어, 선형의 구조물을 삽입하여 연결할 수 있도록 제공된다. 일 예로, 버클부(203)는 링 형상으로 가지고 보조 지지부(202)의 일부 구간에 연결되어, 보조 지지부(202)의 양측에 각각 하나의 홀을 형성하도록 제공될 수 있다. 버클부(203)는 모든 보조 지지부(202)에 제공되거나, 보조 지지부(202) 중 일부에 형성될 수 있다.

[0100] 전자 망(20)은 제1 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치(1)의 전자 망(10)과 동일한 방법으로 제조될 수 있다.

[0101] 전자 망(20)의 일 면에는 치료 자극 발생 부재(205)가 위치된다. 치료 자극 발생 부재(205)는 방광에 전기적 자극을 인가한다. 치료 자극 발생 부재(205)는 제1 전극(206) 및 제2 전극(207)을 포함한다. 제1 전극(206) 및 제2 전극(207)은 동일한 수로 서로 쌍을 이루도록 제공되어, 제1 전극(206) 및 제2 전극(207) 중 하나는 소스 전극으로 기능하고, 다른 하나는 그라운드 전극으로 기능한다. 내측 보조 지지부(202a)에는 제1 전극(206)과 제2 전극(207)을 연결하는 전극 연결용 도선이 위치될 수 있다. 치료 자극 발생 부재(205)는 발생 부재 연결 도선(20a)을 통해 제어기(22)에 연결될 수 있다. 발생 부재 연결 도선(20a)은 적어도 하나 이상의 구간에서 구불구불한 부분을 포함하도록 제공될 수 있다.

[0102] 제1 전극(206)은 내측 지지부(200)에 위치되고, 제2 전극(207)은 외측 지지부(201)에 위치될 수 있다. 제1 전극

(206) 및 제2 전극(207)은 각각 내측 지지부(200) 및 외측 지지부(201)의 둘레 방향을 따라 복수 제공될 수 있다. 제1 전극(206) 및 제2 전극(207)은 각각 내측 보조 지지부(202a)가 내측 지지부(200) 및 외측 지지부(201)와 연결되는 영역에 위치될 수 있다. 제1 전극(206) 및 제2 전극(207)은 각각 내측 지지부(200) 및 외측 지지부(201)의 둘레 방향을 따라 복수가 등간격으로 위치될 수 있다.

[0103] 치료 자극 발생 부재(205)는 백금(Pt), 이리듐(Ir) 등과 같은 금속성 소재가 전자 망(20)의 일면에 부착되어 형성된다. 일 예로, 치료 자극 발생 부재(205)는 전기 도금 방법을 통해 전자 망(20)에 형성될 수 있다.

[0104] 도 14는 도 11의 전자 실의 종단면 구조를 개략적으로 도시한 도면이다.

[0105] 도 14를 참조하면, 전자 실(21)은 센서 지지판(212) 및 센서 모듈(213)를 포함한다.

[0106] 전자 실(21)은 방광의 상태를 측정한다.

[0107] 센서 지지판(212)은 기 설정 폭을 갖는 실 구조로 제공된다. 이 때, 센서 지지판(212)의 폭은 버클부(203)의 홀의 크기에 대응되게 제공되어, 버클부(203)에 삽입 가능하게 제공된다. 센서 지지판(212)은 고분자 소재로 제공된다. 일 예로, 센서 지지판(212)은 실리콘 기반 고무 소재, 생분해성 플라스틱, 바이오폴리머, PBAT(Poly-Butylene Adipate Terephthalate) 등으로 제공될 수 있다. 센서 지지판(212)은 수십 마이크로 미터의 두께를 가질 수 있다.

[0108] 센서 모듈(213)는 방광의 상태를 감지한다. 센서 모듈(213)는 센서 지지판(212)의 상면에 부착된다. 센서 모듈(213)는 센서층(213a, 213b) 및 센서 보호층(214)을 포함한다. 센서 모듈(213)는 센서 모듈 연결 도선(21a)을 통해 제어기(22)에 연결될 수 있다. 센서 모듈 연결 도선(21a)은 적어도 하나 이상의 구간에서 구불구불한 부분을 포함하도록 제공될 수 있다.

[0109] 센서층(213a, 213b)은 방광의 상태를 감지하는 감지 센서를 포함하도록 제공된다. 센서층(213a, 213b)은 스트레인 센서층(213a) 및 근전도 센서층(213b)을 포함한다. 감지 센서는 스트레인 센서, 근전도 센서를 포함한다.

[0110] 스트레인 센서층(213a)은 스트레인을 감지하도록 제공된다. 스트레인 센서층(213a)은 스트레인 센서 및 스트레인 센서를 연결하는 스트레인 센서용 도선을 포함한다.

[0111] 근전도 센서층(213b)은 근전도를 감지하도록 제공된다. 근전도 센서층(213b)은 근전도 센서 및 근전도 센서를 연결하는 근전도 센서용 도선을 포함한다.

[0112] 스트레인 센서층(213a) 및 근전도 센서층(213b)은 서로 적층 된다. 이 때, 스트레인 센서층(213a) 및 근전도 센서층(213b)이 적층 되는 순서에는 제한이 없다. 즉, 스트레인 센서층(213a)이 아래에 위치되거나, 근전도 센서층(213b)이 아래에 위치될 수 있다.

[0113] 센서 보호층(214)은 스트레인 센서층(213a) 및 근전도 센서층(213b) 사이에 위치된다. 또한, 센서 보호층(214)은 스트레인 센서층(213a) 및 근전도 센서층(213b)이 적층 되어 있는 센서층(213a, 213b)의 상면, 하면에 위치된다.

[0114] 전자 실(21)의 제조 방법은, 센서 지지판(212)의 제조 과정이 제1 실시 예에 따른 전자 실(11)의 제조 방법에 있어 지지판(110)으로 대체되고, 제1 실시 예에 따른 전자 실(11)의 자극 발생 부재의 제조 과정이 생략되는 점 외에는, 도 6과 동일 또는 유사하므로 반복된 설명은 생략한다.

[0115] 도 15는 본 발명의 제2 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치의 제어 관계를 나타내는 도면이다.

[0116] 도 15를 참조하면, 제어기(22)는 감지 센서에서 수신되는 신호에 따라 치료 자극 발생 부재(205)를 제어한다. 제어기(22)는 생체 내부(예들 들어 피부 조직에 삽입 또는 부착)에 위치되게 설치되거나, 생체 밖에 위치될 수 있다.

[0117] 제어기(22)는 동작 제어부(221), 통신부(222) 및 전원부(223)를 포함한다.

[0118] 동작 제어부(221)는 감지 센서 및 치료 자극 발생 부재(205)와 연결되게 제공된다. 동작 제어부(221)는 발생 부재 연결 도선(20a)을 통해 치료 자극 발생 부재(205)에 연결된다. 동작 제어부(221)는 센서 모듈 연결 도선(21a)을 통해 스트레인 센서용 도선, 근전도 센서용 도선에 각각 연결된다. 동작 제어부(221)는 스트레인 센서에서 수신되는 신호를 통해 방광의 팽창 상태를 감지할 수 있다. 동작 제어부(221)는 근전도 센서에서 수신되는 신호를 통해 방광의 근육, 신경에서 발생하는 활동 전위를 감지할 수 있다. 동작 제어부(221)는 방광의 팽창 정도, 활동 전위의 크기 하나, 또는 두개가 기 설정 값 이상이면, 치료 자극 발생 부재(205)를 동작 시켜, 방광에

치료를 위한 자극이 가해지도록 할 수 있다. 일 예로, 동작 제어부(221)는 방광의 팽창 정도, 활동 전위를 크기가 기 설정 값 이상인 상태가 기 설정 시간 유지되면, 치료 자극 발생 부재(205)를 동작 시키는 방식으로 동작하는 폐 루프(closed-loop) 시스템으로 구성될 수 있다.

[0119] 통신부(222)는 동작 제어부(221)가 감지 센서로부터 수신한 신호, 동작 제어부(221)에 의한 치료 자극 발생 부재(205)의 제어 상태를 외부 장치로 송신한다. 또한, 통신부(222)는 외부 장치로부터 수신된 신호를 동작 제어부(221)로 송신하고, 동작 제어부(221)는 통신부(222)에서 전달된 신호에 따라 치료 자극 발생 부재(205)의 동작 상태를 제어할 수 있다. 이 때, 외부 장치는 스마트폰, 스마트 패드, 컴퓨터 등 일 수 있다. 통신부(222)는 저전력 블루투스(Bluetooth Low Energy) 등과 같은 등과 같은 무선 네트워크를 기초로 외부 장치와 데이터 송수신 할 수 있다.

[0120] 전원부(223)는 동작 제어부(221), 통신부(222)가 동작하는 전력을 저장한다. 전원부(223)는 알에프 코일(RF coil) 등과 같은 구조를 포함하도록 구성되어, 무선 충전 가능하게 제공될 수 있다.

[0121] 도 16은 본 발명의 제2 실시 예에 따른 생체 삽입형 방광 치료 장치가 실제 생쥐의 방광에 부착된 후 사용되는 상태를 나타내는 도면이고, 도 17은 도 16에 따른 사용 과정에서 발생된 신호를 나타내는 도면이다.

[0122] 도 16 및 도 17을 참조하면, 제어기(22)는 감지 센서에서 수신된 신호가 기 설정 값 이상이 되면, 치료 자극 발생 부재(205)를 동작 시키고, 이에 따라 전기적 자극에 따라 배뇨가 이루어져, 감지 센서에서 수신되는 신호의 크기가 빠른 속도로 안정화되는 것을 확인할 수 있다. 또한, 감지 센서에서 수신된 신호의 변화 및 치료 자극 발생 부재(205)의 동작이 안정적으로 반복됨을 확인할 수 있다. 또한, 전자 망(20) 및 전자 실(21)은 팽창 및 수축 가능하여, 방광의 부피 변화에도 방광에 밀착된 상태를 유지한다.

[0123] 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

[0124] 10: 전자 망 11: 전자 실

13: 제어기 100: 내측 지지부

101: 외측 지지부 102: 보조 지지부

103: 버클부 110: 지지판

111: 치료 자극 발생 부재 112: 센서 지지판

113: 센서 모듈 131: 동작 제어부

132: 통신부 133: 전원부

20: 전자 망 21: 전자 실

22: 제어기 200: 내측 지지부

201: 외측 지지부 202: 보조 지지부

203: 버클부 212: 센서 지지판

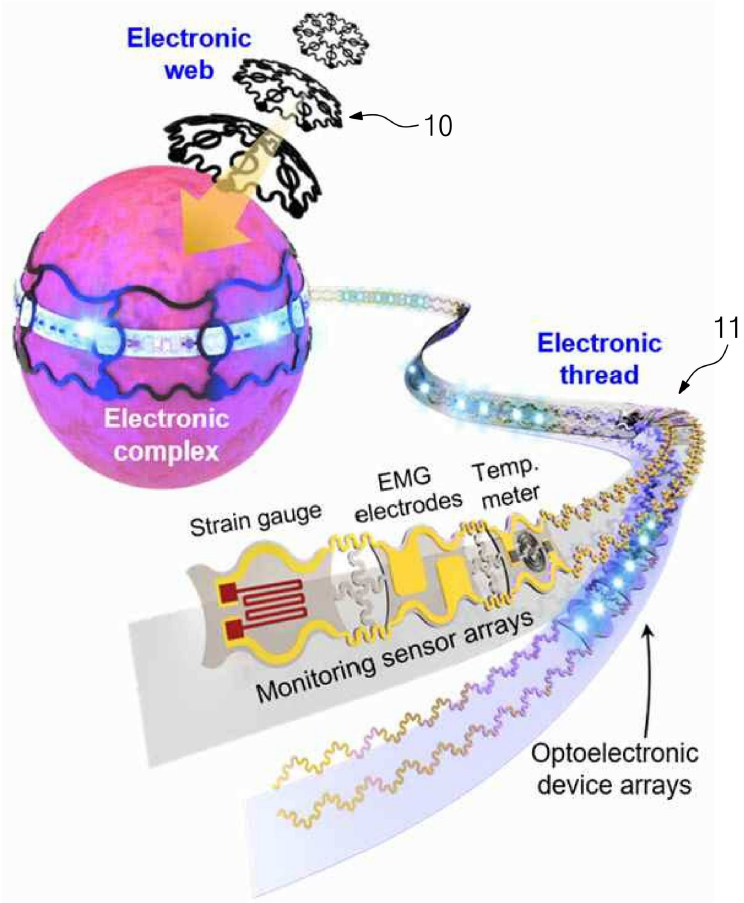
213: 센서 모듈 221: 동작 제어부

222: 통신부 223: 전원부

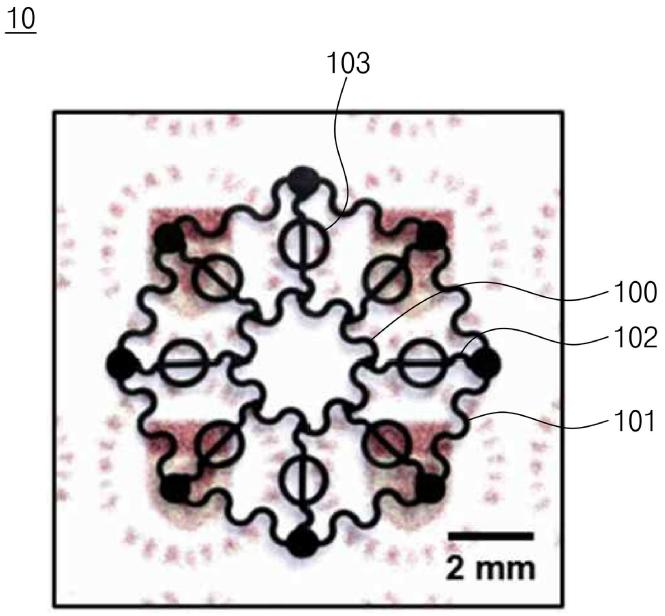
도면

도면1

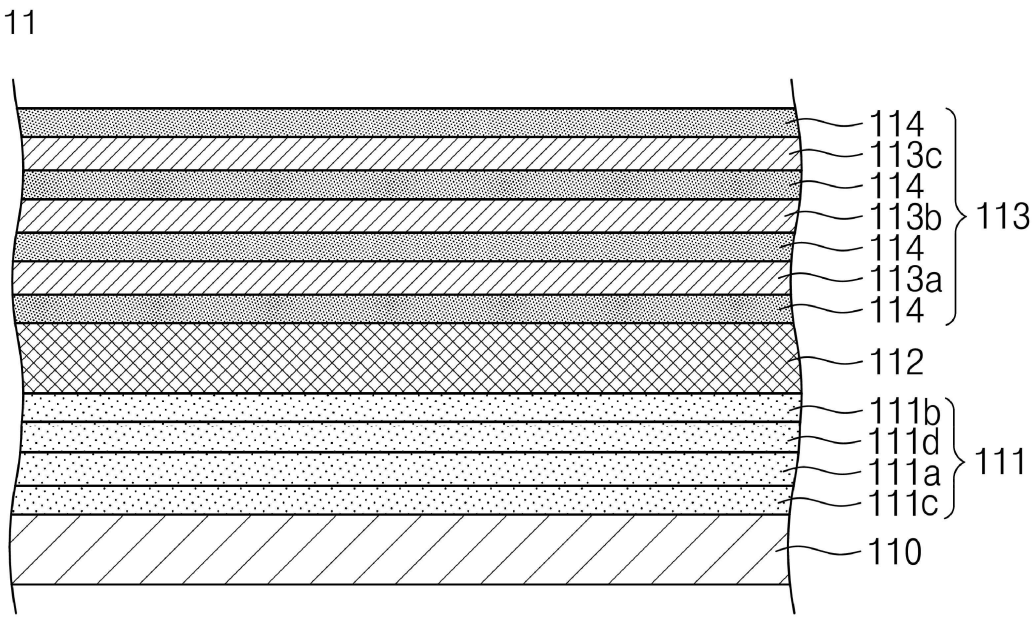
1


Electronic
web
10
Electronic
thread
11
Electronic
complex
Strain gauge
EMG
electrodes
Temp.
meter
Monitoring sensor arrays
Optoelectronic
device arrays

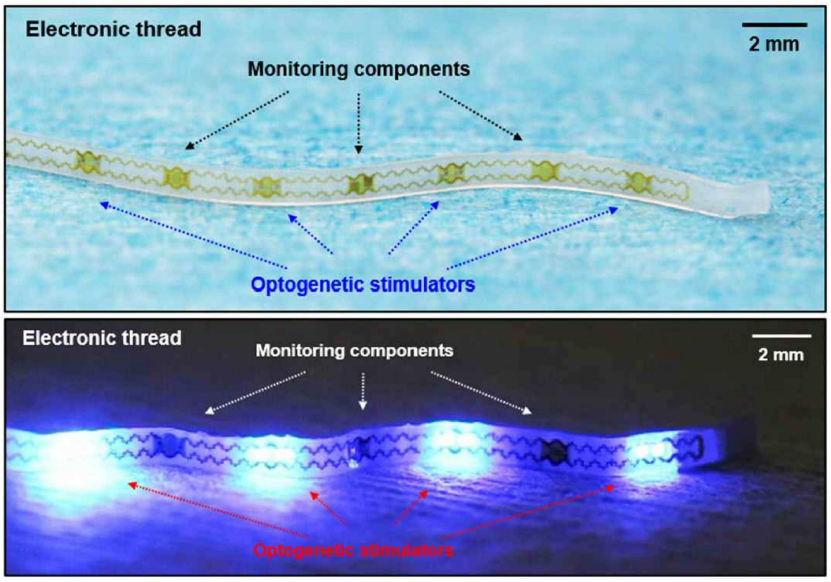
도면2


10
103
100
102
101
2 mm

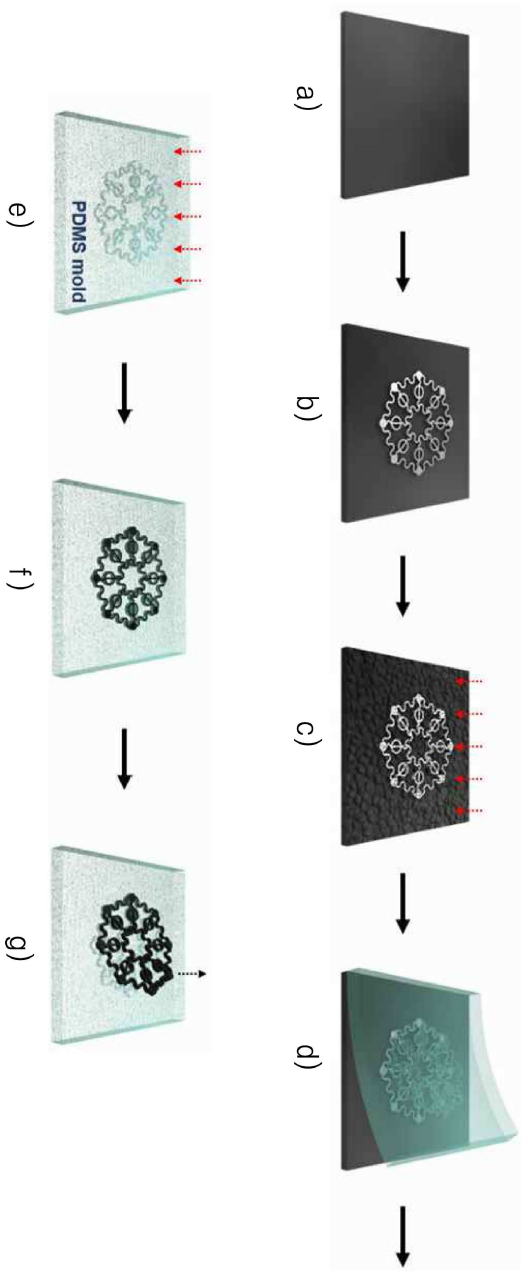
도면3


11
114
113c
114
113b
114
113a
114
113
112
111b
111d
111a
111c
111
110

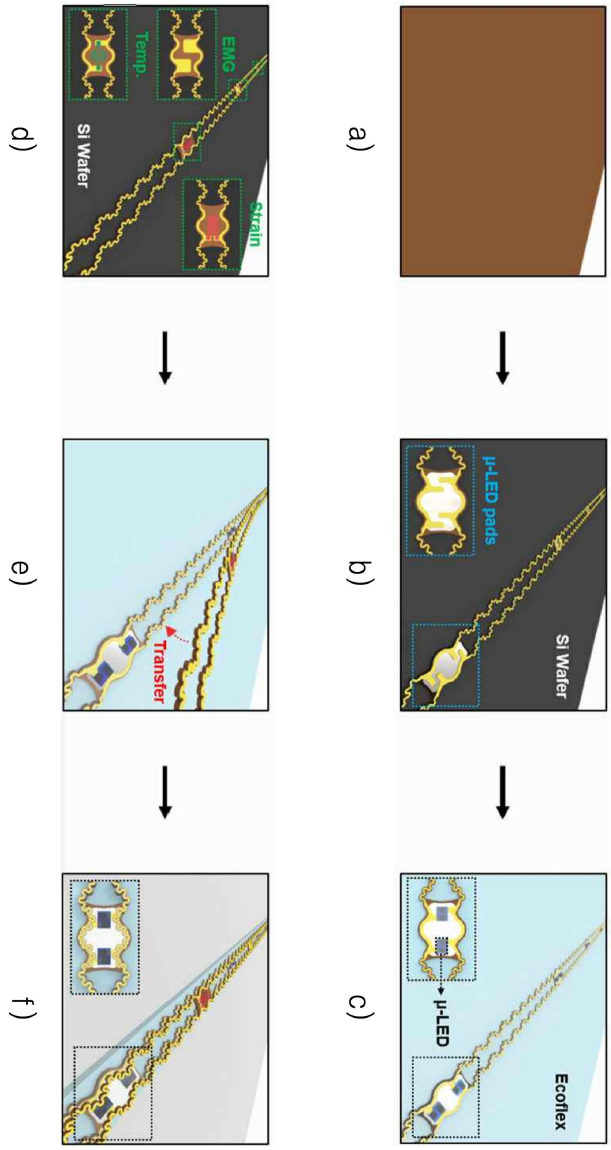
도면4


Electronic thread
2 mm
Monitoring components
Optogenetic stimulators
Electronic thread
Monitoring components
2 mm
Optogenetic stimulators

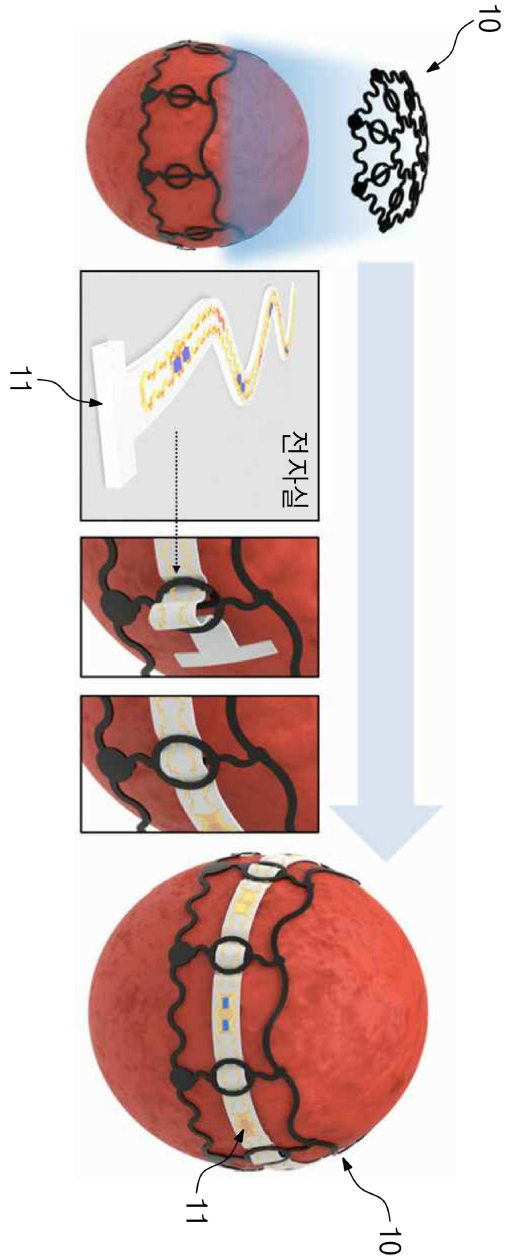
도면5



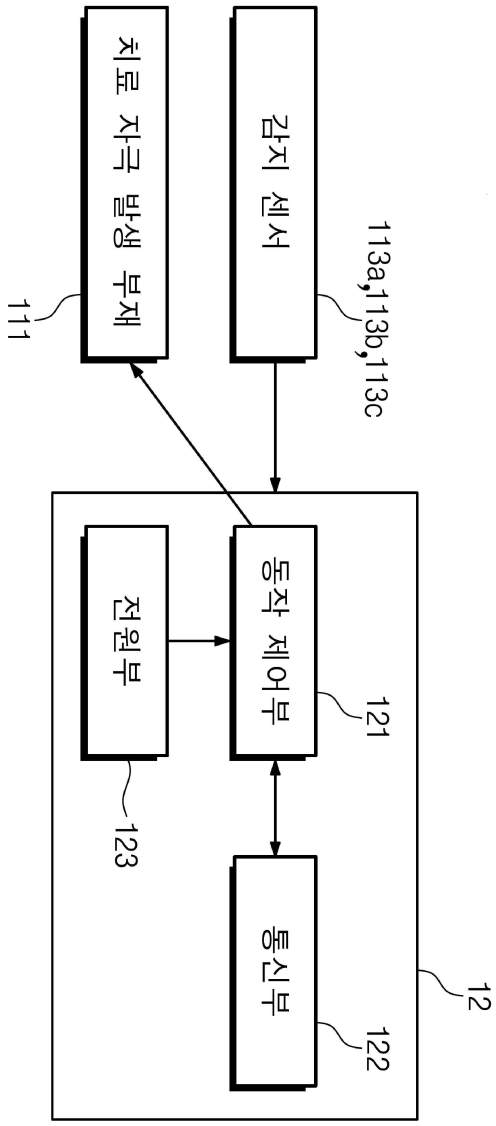
도면6


a)
b)
c)
d)
e)
f)
μ-LED pads
Si Wafer
μ-LED
Ecoflex
EMG
Temp.
Si Wafer
Strain
Transfer

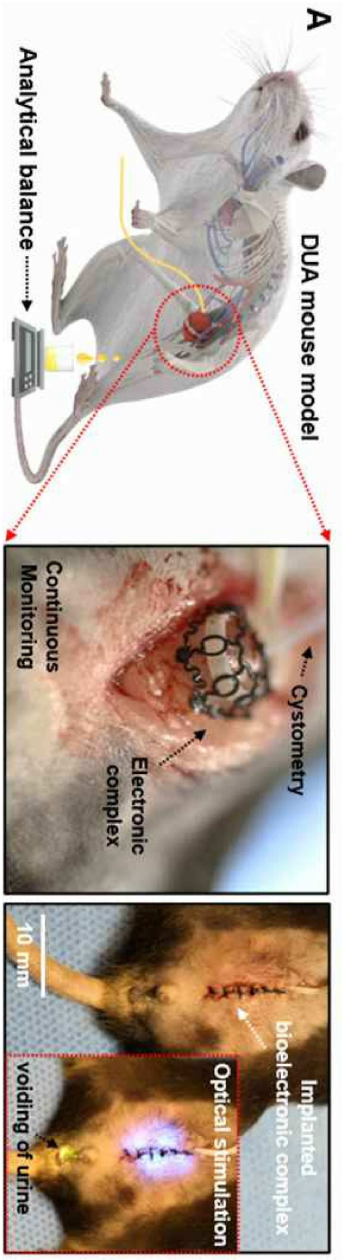
도면7



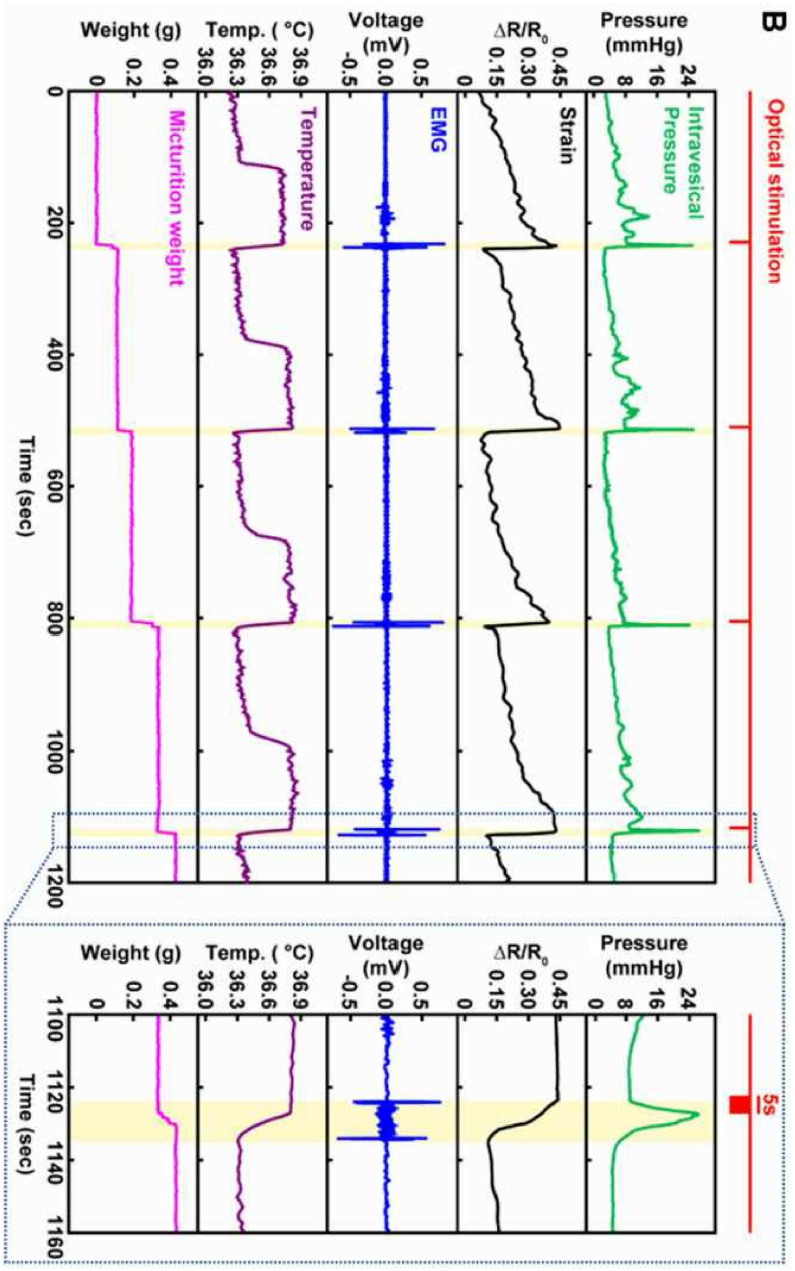
도면8



도면9

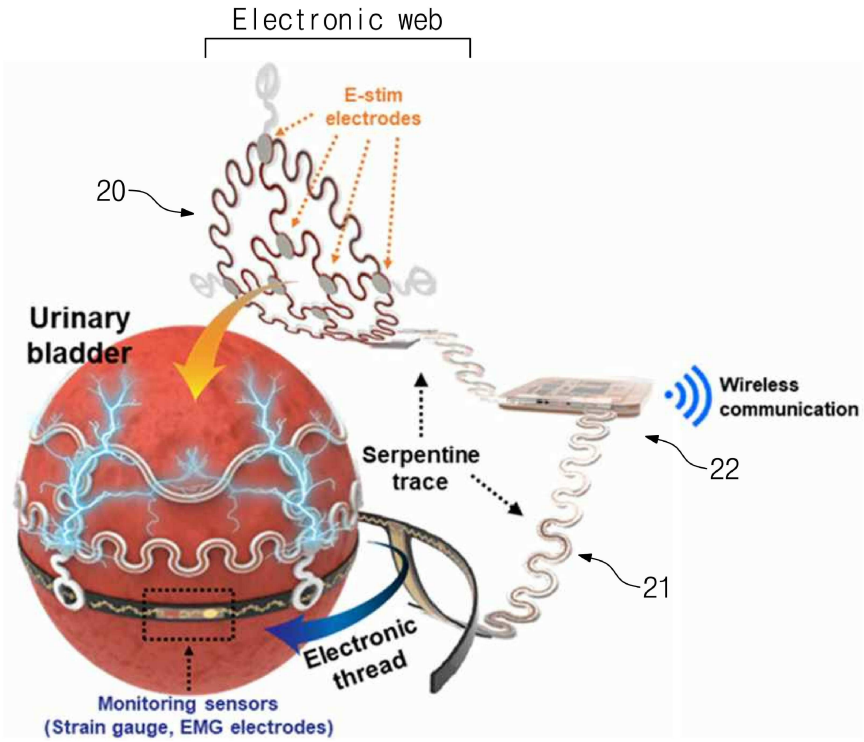

A
DUA mouse model
Analytical balance
Cystometry
Electronic complex
Continuous Monitoring
Implanted bioelectronic complex
Optical stimulation
voiding of urine
10 mm

도면10

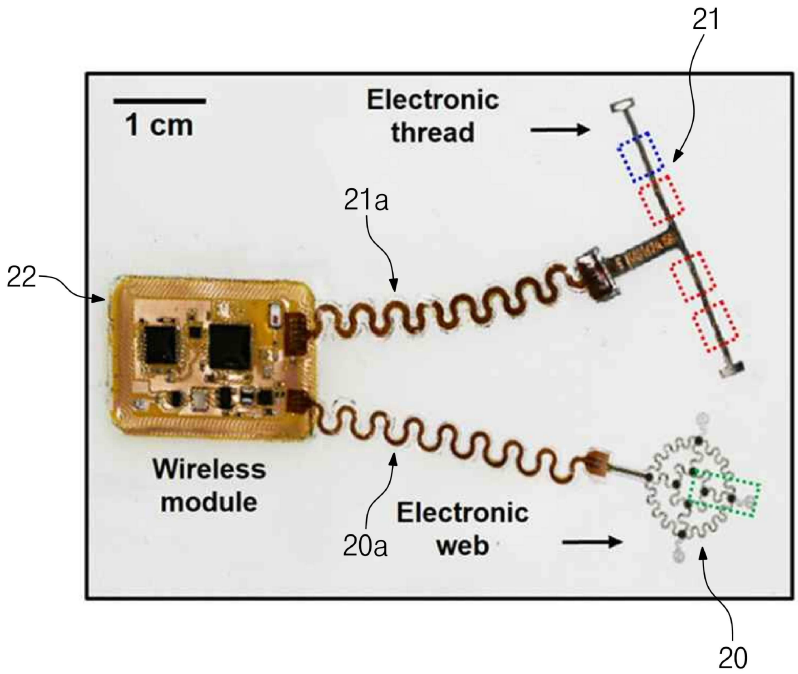

B
Optical stimulation
Intravesical Pressure
Pressure (mmHg)
Strain
ΔR/R0
EMG
Voltage (mV)
Temperature
Temp. (°C)
Micturition weight
Weight (g)
Time (sec)
5s

도면11

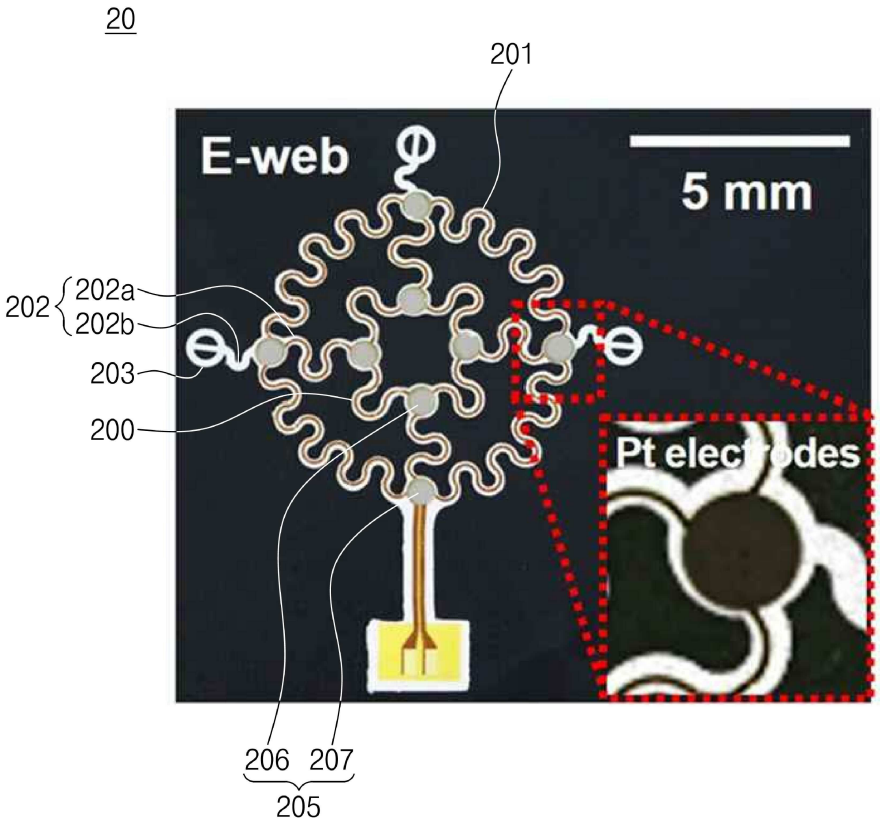
2


Electronic web
E-stim electrodes
20
Urinary bladder
Wireless communication
Serpentine trace
22
21
Electronic thread
Monitoring sensors
(Strain gauge, EMG electrodes)

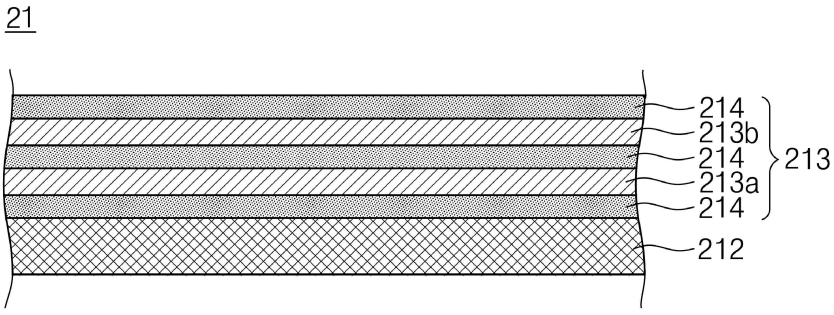
도면12


21
1 cm
Electronic thread
21a
22
Wireless module
20a
Electronic web
20

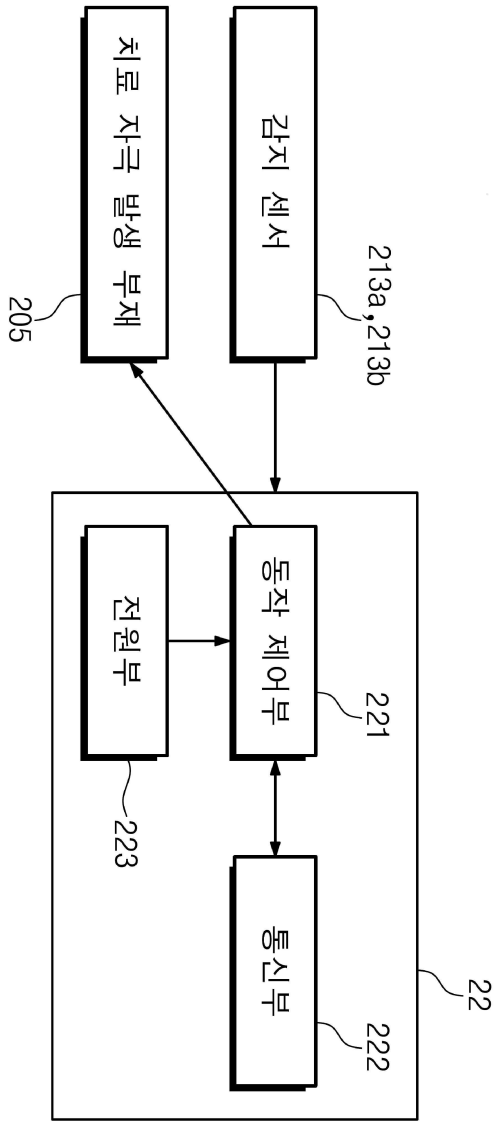
도면13


20
201
E-web
5 mm
202
202a
202b
203
200
Pt electrodes
206
207
205

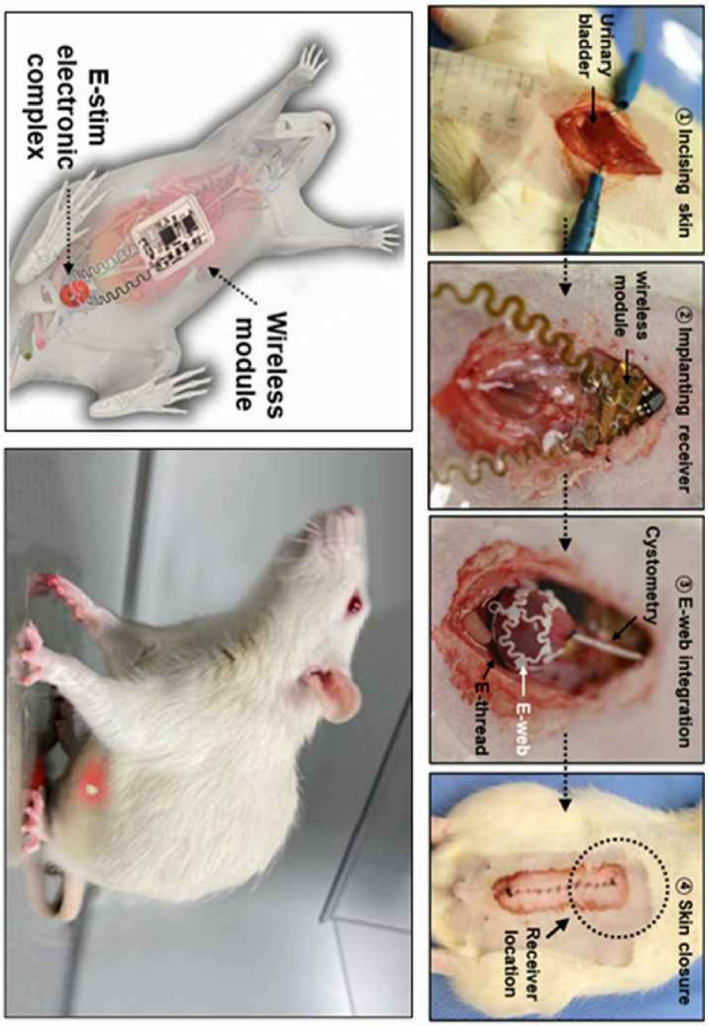
도면14


21
214
213b
214
213a
214
213
212

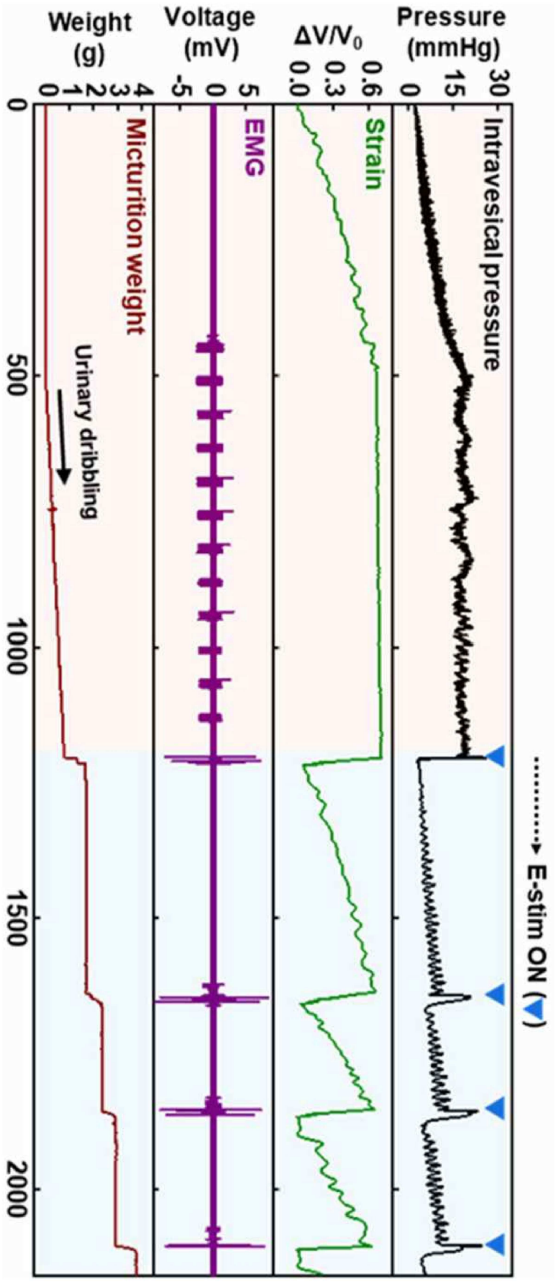
도면15



도면16


① Incising skin
Urinary bladder
② Implanting receiver
wireless module
③ E-web integration
Cystometry
E-web
E-thread
④ Skin closure
Receiver location
Wireless module
E-stim electronic complex

도면17


Pressure (mmHg)
Intravesical pressure
ΔV/V0
Strain
Voltage (mV)
EMG
Weight (g)
Micturition weight
Urinary dribbling
E-stim ON (▼)
0
500
1000
1500
2000