



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2012-0047578
(43) 공개일자 2012년05월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 1/378 (2006.01) A61N 1/05 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2010-0109227
(22) 출원일자 2010년11월04일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
경상대학교산학협력단
경상남도 진주시 진주대로 501 (가좌동)
(72) 발명자
조규봉
경상남도 진주시 강남로 45, 114동 1102호 (주약동, 금호석류마을)
남태현
경상남도 진주시 평거동 191번지 들말홍한타운 110동 405호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
정홍식, 김태현, 이현수

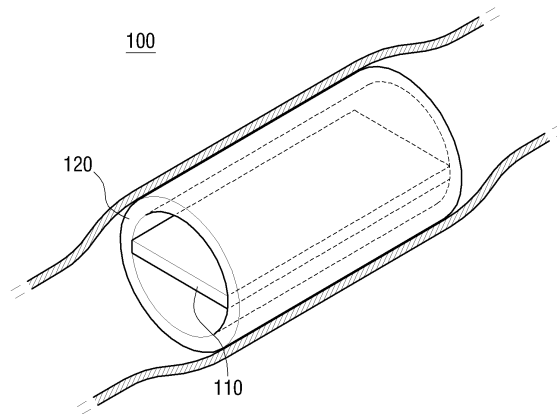
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 튜브형 구조의 생체 삽입 전지

(57) 요약

생체 삽입 전지가 개시된다. 본 생체 삽입 전지는, 양단이 개방된 튜브형 구조를 갖는 지지부, 및 튜브형 구조의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 발생시키고, 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 조절하며, 조절된 전압 또는 전류 밀도를 이용하여 전기 에너지를 충전하여 저장하는 융합 전지부를 포함하며, 지지부는, 융합 전지부를 고정하며, 생체 삽입 전지는, 생체 또는 생체 내의 혈관에 삽입될 수 있다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

김기원

경상남도 진주시 평거동 737 한보타운 101동 1409호

노정필

경상남도 진주시 진주대로 501 (가좌동, 경상대학교)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 03-2010-0168

부처명 교육과학기술부

연구사업명 미래 유망 융합 기술 파이오니어 사업

연구과제명 (총괄)인체이식 가능 융합형 나노배터리/생체연료전지 전원시스템

주관기관 경상대학교

연구기간 2010.04.01 ~ 2011.02.28

특허청구의 범위

청구항 1

생체 삽입 전지에 있어서,

양단이 개방된 튜브형 구조를 갖는 지지부; 및

상기 튜브형 구조의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 발생시키고, 상기 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 조절하며, 상기 조절된 전압 또는 전류 밀도를 이용하여 전기 에너지를 충전하여 저장하는 융합 전지부;를 포함하며,

상기 지지부는, 상기 융합 전지부를 고정하며,

상기 생체 삽입 전지는, 생체 또는 상기 생체 내의 혈관에 삽입되는 것을 특징으로 하는 생체 삽입 전지.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 융합 전지부는,

상기 지지부의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 발생시키는 생체 연료 전지부;

상기 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 조절하는 변압 회로부; 및

상기 조절된 전압 또는 전류 밀도를 이용하여 전기 에너지를 충전하여 저장하는 2차 전지부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 삽입 전지.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 혈액 내의 생체 연료가 통과하는 상기 생체 연료 전지부의 표면을 둘러싸며, 상기 생체 연료를 선택적으로 통과시키는 반투과막;을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 삽입 전지.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 융합 전지부는, 평판 구조를 갖는 것을 특징으로 하는 생체 삽입 전지.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 융합 전지부는,

상기 평판 구조의 일 측면과 상기 일 측면과 마주보는 타 측면이 상기 지지부에 고정되는 것을 특징으로 하는 생체 삽입 전지.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 지지부는, 상기 튜브형 구조의 측면 일 영역에 형성된 개구를 포함하며,

상기 융합 전지부는, 상기 개구에 삽입된 것을 특징으로 하는 생체 삽입 전지.

청구항 7

제2항에 있어서,

상기 생체 연료 전지부는, 상기 혈관 내에 배치되며,

상기 변압 회로부 및 상기 2차 전지부 중 적어도 하나는, 상기 혈관 외부에 배치되는 것을 특징으로 하는 생체 삽입 전지.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 생체 연료 전지부는,

복수 개의 탐침으로 이루어지며, 상기 복수 개의 탐침을 이용하여 상기 혈액 속의 생체 연료로부터 상기 전기 에너지를 발생시키는 것을 특징으로 하는 생체 삽입 전지.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 변압 회로부는,

전류가 인가되면 자기장을 발생시키는 코일;

상기 발생된 자기장을 증가시키는 강자성체; 및

상기 코일에 인가되는 전류를 조절하는 제어부;를 포함하며,

상기 강자성체는, 양단이 개방된 튜브형 구조를 가지며, 상기 코일은 상기 튜브형 구조의 강자성체를 둘러싸도록 감겨있는 것을 특징으로 하는 생체 삽입 전지.

청구항 10

제1항에 있어서

상기 지지부는, 인공 혈관인 것을 특징으로 하는 생체 삽입 전지.

청구항 11

양단이 개방된 튜브형 구조를 갖는 지지부; 및

상기 튜브형 구조의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 발생시키고, 상기 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 조절하며, 상기 조절된 전압 또는 전류 밀도를 이용하여 전기 에너지를 충전하여 저장하는 융합 전지부;를 포함하며,

상기 지지부는, 상기 융합 전지부를 고정하는 것을 특징으로 하는 인공 혈관.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 융합 전지부는,

상기 지지부의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 발생시키는 생체 연료 전지부;

상기 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 조절하는 변압 회로부; 및

상기 조절된 전압 또는 전류 밀도를 이용하여 전기 에너지를 충전하여 저장하는 2차 전지부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 혈관.

청구항 13

제11항에 있어서,

상기 지지부는, 일 단이 생체 혈관의 일 영역과 연결되며, 타 단이 상기 생체 혈관의 타 영역과 연결되며,

상기 혈액은, 상기 인공 혈관과 상기 생체 혈관 중 적어도 하나를 통과하는 것을 특징으로 하는 인공 혈관.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 지지부의 일 단에 배치되며, 상기 혈액 속의 생체 연료를 상기 인공 혈관으로 선택적으로 통과시키는 반투과막;을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 혈관.

청구항 15

제12항에 있어서,

상기 생체 연료 전지부를 둘러싸며, 상기 혈액 속의 생체 연료를 선택적으로 통과시키는 반투과막;을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 혈관.

명세서

기술 분야

[0001] 본 발명은 생체 삽입 전지에 관한 것으로서, 보다 상세하게는, 생체 내의 혈관에 삽입될 수 있는 튜브형 구조의 생체 삽입 전지에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 인공 심장, 심장 박동 조절 장치(pacemaker), 캡슐형 내시경, 진단용 의료센서, 약물 주입 펌프(drug infusion pump) 등의 생체 이식형 의료 기기들은 환자의 상태를 진단하고 치료하는 데 도움을 주고 있다. 그러나, 상기 생체 이식형 의료 기기들은 그 크기가 환자들이 부담을 느낄 정도로 커서 이를 이식받은 많은 환자들이 착용감에 대한 불편함을 호소하고 있다.

[0003] 따라서, 이의 크기를 줄이기 위한 많은 노력이 이루어지고 있으나, 이들 기기에서 약 20 내지 60 부피%의 상당 부분을 차지하는 일차 전지 자체의 부피가 크기 때문에 의료 기기의 크기를 획기적으로 줄이는 데 한계가 있다.

[0004] 특히, 일차 전지는 일정 기간이 지나면 그 수명을 다하므로 외과적 수술을 통하여 주기적으로 이식된 기기를 교체해야만 하는 번거로움도 있다.

[0005] 인체 이식형 2차 전지의 경우에도 이미 많은 발전을 이루어 왔으며, 상업화가 진행되고 있다. 2차 전지의 충전 방식에서도 외부에서 RF(radio frequency)를 이용하여 충전을 하거나 외부로 노출된 단자를 이용하여 유선으로 충전을 하는 방식이 있다. 이런 방식은 외부에서 계속하여 충전을 해주어야 하는 번거로움이 발생하고, 외부단자 노출 방식의 경우에는 환자들이 불편함을 느끼게 된다. 또한 무선충전의 경우에는 안전성에 문제가 있는 것으로 지적되고 있다.

[0006] 한편, 환자들이 착용감에 대한 거부감이 없고 이식시 고통이 거의 없는 수준의 장치의 크기는 0.5cm(길이)×500 μm(폭)×200 μm(두께)로 보고되었다. 따라서, 이를 위해서는 이들의 전원으로 사용하는 전지의 크기를 극소형 규모로 줄여야만 하는데, 이럴 경우 전지의 용량이 함께 줄어들게 되어 장시간 사용이 불가능하게 된다.

[0007] 이와 같은 문제점을 해결하기 위하여 생체 내에 존재하는 글루코오스로부터 전기를 발생하는 마이크로 크기의 인체이식형 생체 연료 전지가 등장하였다.

[0008] 생체 연료 전지는 극소형이지만 인체 내에 존재하는 글루코오스를 산화시켜 자가 발전이 가능하기 때문에 지속적으로 인체 내에서 이식된 기기에 전기를 공급할 수 있다. 그러나 이로부터 발생하는 전압 및 전류밀도가 매우 낮아 인체이식형 기기에 공급하는데 충분한 전원으로서는 실제적 적용이 불가능하다는 문제점이 있다. 또한, 사용자의 편의를 고려하여, 혈관 내에 삽입될 수 있는 초소형 생체 연료 전지가 요청되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명은 생체 내에 삽입될 수 있는 튜브형 구조의 생체 삽입 전지를 제공하는데 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

- [0010] 본 발명의 일 실시 예에 따른 생체 삽입 전지는, 양단이 개방된 튜브형 구조를 갖는 지지부, 및 상기 튜브형 구조의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 발생시키고, 상기 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 조절하며, 상기 조절된 전압 또는 전류 밀도를 이용하여 전기 에너지를 충전하여 저장하는 융합 전지부를 포함하며, 상기 지지부는, 상기 융합 전지부를 고정하며, 상기 생체 삽입 전지는, 생체 또는 상기 생체 내의 혈관에 삽입된다.
- [0011] 상기 융합 전지부는, 상기 지지부의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 발생시키는 생체 연료 전지부, 상기 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 조절하는 변압 회로부, 및 상기 조절된 전압 또는 전류 밀도를 이용하여 전기 에너지를 충전하여 저장하는 2차 전지부를 포함할 수 있다.
- [0012] 상기 혈액 내의 생체 연료가 통과하는 상기 생체 연료 전지부의 표면을 둘러싸며, 상기 생체 연료를 선택적으로 통과시키는 반투과막을 더 포함할 수 있다.
- [0013] 상기 융합 전지부는, 평판 구조를 가질 수 있다.
- [0014] 상기 융합 전지부는, 상기 평판 구조의 일 측면과 상기 일 측면과 마주보는 타 측면이 상기 지지부에 고정될 수 있다.
- [0015] 상기 지지부는, 상기 튜브형 구조의 측면 일 영역에 형성된 개구를 포함하며, 상기 융합 전지부는, 상기 개구에 삽입될 수 있다.
- [0016] 상기 생체 연료 전지부는, 상기 혈관 내에 배치되며, 상기 변압 회로부 및 상기 2차 전지부 중 적어도 하나는, 상기 혈관 외부에 배치될 수 있다.
- [0017] 상기 생체 연료 전지부는, 복수 개의 탐침으로 이루어지며, 상기 복수 개의 탐침을 이용하여 상기 혈액 속의 생체 연료로부터 상기 전기 에너지를 발생시킬 수 있다.
- [0018] 상기 변압 회로부는, 전류가 인가되면 자기장을 발생시키는 코일,
- [0019] 상기 발생된 자기장을 증가시키는 강자성체, 및 상기 코일에 인가되는 전류를 조절하는 제어부를 포함하며, 상기 강자성체는, 양단이 개방된 튜브형 구조를 가지며, 상기 코일은 상기 튜브형 구조의 강자성체를 둘러싸도록 감겨있을 수 있다.
- [0020] 상기 지지부는, 인공 혈관일 수 있다.
- [0021] 한편, 본 발명의 일 실시 예에 따른 인공 혈관은, 양단이 개방된 튜브형 구조를 갖는 지지부, 및 상기 튜브형 구조의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 발생시키고, 상기 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 조절하며, 상기 조절된 전압 또는 전류 밀도를 이용하여 전기 에너지를 충전하여 저장하는 융합 전지부를 포함하며, 상기 지지부는, 상기 융합 전지부를 고정할 수 있다.
- [0022] 상기 융합 전지부는, 상기 지지부의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 발생시키는 생체 연료 전지부, 상기 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 조절하는 변압 회로부, 및 상기 조절된 전압 또는 전류 밀도를 이용하여 전기 에너지를 충전하여 저장하는 2차 전지부를 포함할 수 있다.
- [0023] 상기 지지부는, 일 단이 생체 혈관의 일 영역과 연결되며, 타 단이 상기 생체 혈관의 타 영역과 연결되며, 상기 혈액은, 상기 인공 혈관과 상기 생체 혈관 중 적어도 하나를 통과할 수 있다.
- [0024] 상기 지지부의 일 단에 배치되며, 상기 혈액 속의 생체 연료를 상기 인공 혈관으로 선택적으로 통과시키는 반투과막을 더 포함할 수 있다.
- [0025] 상기 생체 연료 전지부를 둘러싸며, 상기 혈액 속의 생체 연료를 선택적으로 통과시키는 반투과막을 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0026] 본 발명의 다양한 실시 예에 따르면, 생체 내에 삽입되어, 생체 삽입 전지의 중심 통로를 통해 흐르는 혈액을

이용하여 전기 에너지를 발생하여 저장할 수 있는 융합형 생체 삼입 전지를 제공할 수 있으므로, 사용자의 편의를 도모할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0027]

- 도 1은 본 발명의 제1 실시 예에 따른 생체 삼입 전지를 나타내는 도면.
- 도 2는 융합 전지부의 일 예를 나타내는 도면.
- 도 3은 변압 회로부의 일 예를 나타낸 도면.
- 도 4는 도 3의 변압 회로부에서 클록 신호 및 반전 클록 신호에 따라 발생하는 승압 과정을 나타내는 도면.
- 도 5a 내지 5c는 융합 전지부의 일 예를 나타내는 도면.
- 도 6은 생체 연료 전지부의 전극의 일 예를 나타내는 도면.
- 도 7은 나노 구조의 2차 전지부의 일 예를 나타내는 도면.
- 도 8 내지 도 11는 각각 융합 전지부를 구성하는 효소를 개량해서 전자 전달 속도와 발생 전류 밀도를 증가시키는 방법을 나타내는 도면.
- 도 12는 본 발명의 제1 실시 예의 변형 실시 예에 따른 생체 삼입 전지를 나타내는 도면.
- 도 13은 본 발명의 제1 실시 예의 다른 변형 실시 예에 따른 생체 삼입 전지를 나타내는 도면.
- 도 14는 본 발명의 제2 실시 예에 따른 생체 삼입 전지를 나타내는 도면.
- 도 15는 본 발명의 제2 실시 예의 변형 실시 예에 따른 생체 삼입 전지를 나타내는 도면.
- 도 16은 본 발명의 제3 실시 예에 따른 생체 삼입 전지를 나타내는 도면.
- 도 17은 본 발명의 제3 실시 예의 변형 실시 예에 따른 생체 삼입 전지를 나타내는 도면.
- 도 18은 본 발명의 제3 실시 예의 다른 변형 실시 예에 따른 생체 삼입 전지를 나타내는 도면.
- 도 19는 본 발명의 제3 실시 예의 또 다른 변형 실시 예에 따른 생체 삼입 전지를 나타내는 도면.
- 도 20은 본 발명의 제4 실시 예에 따른 생체 삼입 전지를 나타내는 도면.
- 도 21은 본 발명의 제 5 실시 예에 따른 생체 삼입 전지를 나타내는 도면.
- 도 22는 본 발명의 제6 실시 예에 따른 생체 삼입 전지를 나타내는 도면.
- 도 23은 본 발명의 제6 실시 예의 변형 실시 예에 따른 생체 삼입 전지를 나타내는 도면.
- 도 24는 본 발명의 제6 실시 예의 다른 변형 실시 예에 따른 생체 삼입 전지를 나타내는 도면.
- 도 25는 변압 회로부의 일 예를 나타내는 도면.
- 도 26은 생체 연료전지부 및 2차 전지부의 구체적인 구조의 일 예를 나타내는 도면.
- 도 27은 도 26에서 도시된 생체 연료 전지부를 보다 구체적으로 설명하기 위한 도면.
- 도 28은 생체 연료 전지부에서 전기 에너지를 발생시키는 동작 원리를 설명하기 위한 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0028]

이하 도면을 참조하여 본 발명에 대하여 보다 상세하게 살펴보기로 한다.

[0029]

[제1 실시 예에 따른 생체 삼입 전지]

[0030]

도 1은 본 발명의 제1 실시 예에 따른 생체 삼입 전지를 나타내는 도면이다.

[0031]

도 1을 참조하면, 생체 삼입 전지(100)는 융합 전지부(110) 및 지지부(120)를 포함한다.

[0032]

융합 전지부(110) 및 지지부(120)는 혈관 내에 포함된다.

[0033]

융합 전지부(110)는 지지부(120)의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 발생

시키고, 발생된 전기 에너지의 전압 또는 전류 밀도를 조절하여, 전기 에너지를 충전하여 저장한다.

- [0034] 융합 전지부(110)는 생체 연료 전지부, 변압 회로부, 및 2차 전지부가 나란하게 배치된 평판(flat plate) 형태의 구조일 수 있다.
- [0035] 여기서, 생체 연료는 혈액 속의 글루코오스, 피브루산, 젖산, 및 아미노산 중 적어도 하나일 수 있다.
- [0036] 지지부(120)는 양단이 개방된 속이 빈 원통형 구조 또는 튜브형 구조이며, 융합 전지부(110)를 지지부(120)에 고정하여 내부 공간으로 혈액을 통과시킨다.
- [0037] 생체 삽입 전지(100)는 혈액 속의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 생성하고, 생성된 전기 에너지를 변환하여 저장함으로써, 생체 내의 기기(미도시)에 전기 에너지를 제공할 수 있다.
- [0038] 생체 삽입 전지(100)는 마이크로 카테터(catheter) 또는 전달 튜브 등을 이용하여 통해 혈관의 특정 부분으로 이동시키거나, 외과적 수술을 통해 혈관 또는 생체의 특정 부분에 위치시킬 수 있다.
- [0039] 생체 삽입 전지(100)는 생체 내의 혈관에 삽입될 수 있으므로, 융합 전지부(110) 및 지지부(120)는 생체 적합성이 우수한 재료를 포함하는 생체 적합성 코팅막으로 코팅될 수 있다.
- [0040] 생체 삽입 전지(100)는 생체 내의 혈관에 삽입될 수 있으므로, 이에 따라 생체 삽입 전지(100)를 구성하는 적어도 하나의 구성 요소는 플렉서블(flexible) 회로, 플렉서블 기기, 플렉서블 레이어(layer) 등으로 구현될 수 있다.
- [0041] 생체 삽입 전지(100)는 생체 내의 인공 장기 및 센서 등과 같은 다양한 전자 기기에 전기 에너지를 제공할 수 있다. 생체 삽입 전지(100)는 MEMS(Micro Electro Mechanical Systems) 기술, 더 나아가 NEMS(Nano Electro Mechanical Systems) 기술이 적용될 수 있다.
- [0042] 생체 삽입 전지(100)의 양단은 개방되며, 양단이 개방된 공동은 그 단면이 다각형 구조일 수 있으나, 혈액 속의 혈행을 방해하지 않으면서도 생체 내 원료를 가장 잘 흡수하기 위해서는 양단이 개방된 공동은 그 단면이 원형 또는 타원형인 것이 바람직하다. 여기서, 단면이란, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)의 양쪽 개구 사이를 절단한 면일 수 있다.
- [0043] 생체 삽입 전지(100)는, 약물 주입 펌프, 인체 삽입용 나노 로봇, 능동형 약물 전달 시스템, 심장 박동 조절 장치, 신경 자극 장치, 바이오 센서, 및 바이오 칩 중 적어도 하나에서 선택되는 생체 이식용 기기 등의 다양한 분야에 적용될 수 있다.
- [0044] 일 예로서, 생체 삽입 전지(100)를 이용하여, 현재 시판 중인 당뇨병 치료용 외장형 인슐린 주입 펌프의 크기를 대폭 줄여 내장형 인슐린 주입 펌프도 제조할 수 있다.
- [0045] 또한, 생체 삽입 전지(100)는 현재 사용 중인 인체 삽입형 의료 기기의 전원, 및 미래에 개발될 진단 및 수술용 인체 이식형 로봇의 전원으로도 사용가능하다.
- [0046] 한편, 도 1에서 도시된 것과 달리, 융합 전지부(110)의 2차 회로부는 혈관 외부에 배치될 수도 있다. 이 경우, 2차 회로부는 생체 보호막으로 코팅될 수 있다.
- [0047] 융합 전지부(110)의 구체적인 구조 및 동작 원리에 대해서는 후술하는 도 2 내지 도 2 내지 도 11을 참조하여, 보다 상세하게 설명하기로 한다.
- [0048] 도 2는 융합 전지부의 일 예를 나타내는 도면이다.
- [0049] 도 2를 참조하면, 융합 전지부(200)는 생체 연료 전지부(210), 2차 전지부(220), 변압 회로부(230), 및 생체 적합성 코팅막(240)을 포함한다.
- [0050] 생체 연료 전지부(210)는 단위 연료 전지(211)를 직렬로 연결하는 스택 구조로 구성하거나, 여러 쌍의 전극을 직렬로 사용하여 전압을 높일 수 있다.
- [0051] 또한, 2차 전지부(220)는 낮은 전류에서도 충전 가능하도록 활물질의 양이 적은 박막 전지 또는 나노 전극 형태일 수 있다. 또한, 융합 전지부(200)의 전압 및 전류 밀도를 조절할 수 있는 변압 회로부(230)를 이용하여 생체 연료 전지부(210)와 2차 전지부(220)를 연결하는 것도 바람직하다.
- [0052] 생체 연료 전지부(210)에서 발생된 전압은 1V 이하인 경우가 많으므로, 생체 연료 전지부(210)에서 발생된 전기 에너지는 실제 생체 내의 전자 기기(미도시)에 적용되기에는 부족하다. 따라서, 변압 회로부(230)는 생체 연료

전지부(210)에서 발생된 전압을 승압하여 실제 생체 내의 전자 기기(미도시)에 사용될 수 있는 형태로 전류 밀도를 변형할 수 있다. 또는, 변압 회로부(230)는 전압을 승압하는 것이 아니라, 전류 밀도를 조절하여 실제 생체 내의 전자 기기(미도시)에 사용될 수 있는 형태로 전류 밀도를 변형할 수 있다.

- [0053] 한편, 생체 내에서 사용하려면 하므로, 융합 전지부(200)를 생체 적합성이 우수한 재료를 포함하는 생체 적합성 코팅막(240)으로 둘러싸는 것이 바람직하다. 특히, 2차 전지부(220)나 커패시터(도시하지 않음)는 생체의 물질과 완전히 차단하여도 된다.
- [0054] 생체 적합성 코팅막(240)은 현재 사용되는 방법이면 어느 것이나 사용 가능하며, 특히 생체 적합성이 우수한 코팅막 재료로는 폴리 유산(poly(lactic acid, PLA), 폴리-베타-하이드록시부티레이트(poly-β-hydroxybutyrate), 키토산(chitosan), 또는 실리콘(silicon) 등을 이용할 수 있다.
- [0055] 또한, 코팅된 막의 견고성과 방습성을 증가시키기 위하여, 티타늄, 또는 니켈과 같은 금속, 지르코니아 등과 같은 세라믹 재료, 카본, 및 이들의 조합으로 이루어진 군에서 선택되는 물질 등으로 1차 코팅하고, 생체 적합성이 우수한 재료로 2차 코팅하는 방식도 가능하다.
- [0056] 단, 생체 연료 전지부(210)는 생체 내의 연료를 이용하여 발전하므로, 생체 적합성 코팅막(240) 중 일 영역에는 생체 내의 연료가 생체 연료 전지부(210)로 통과할 수 있도록 하는 반투과막(250)이 형성되는 것이 바람직하다. 생체 연료 전지부(210)의 전극은 생체 내의 단백질 등에 의하여 퇴화가 가능하므로, 반투과막(250)은 생체 내의 연료만을 통과시키는 것이 바람직하다.
- [0057] 반투과막(250)은 셀룰로오스(cellulose), 폴리메틸메타크릴레이트(polymethylmethacrylate, PMMA), 폴리술폰(polysulfone), 폴리(에틸렌-비닐아세테이트) 공중합체(poly(ethylene-covinylacetate)), 및 이들의 조합으로 이루어진 군에서 선택되는 물질을 포함하여 이루어지는 것이 바람직하다.
- [0058] 도 3은 변압 회로부의 일 예를 나타낸 도면이다.
- [0059] 도 3에 도시된 바와 같이, 변압 회로부(230)는 5 개의 PMOS 트랜지스터(M1-M5), 5개의 커패시터(C1-C5), 및 5개의 CMOS 트랜지스터(CM1-5)를 포함한다. 5 개의 CMOS 트랜지스터(CM1-5) 각각은 하나의 NMOS 트랜지스터(MN1-5) 및 하나의 PMOS 트랜지스터(MP1-5)로 구성된다. 본 발명의 일 실시 예에서는 5개의 CMOS 트랜지스터(CM1-5)를 포함하는 것으로 도시하였으나, 입력 전압(Vin)을 소정 범위의 출력 전압(Vout) 범위로 조절하기 위해 적절한 개수의 CMOS 트랜지스터를 사용할 수 있다.
- [0060] 클럭 신호(c1k) 및 반전 클럭 신호(c1kb)는 변압 회로부(230) 내부의 오실레이터(미도시)로부터 생성될 수 있으며, 오실레이터(미도시)의 필요한 전압은 생체 연료 전지부(210)로부터 입력되는 전압 범위로 동작할 수 있다.
- [0061] CMOS 트랜지스터(CM1-5)의 NMOS 트랜지스터와 PMOS 트랜지스터가 연결되는 각 노드에 PMOS 트랜지스터(M1-M5) 각각의 게이트 전극이 연결되어 있다. 입력 전압(Vin)은 PMOS 트랜지스터(M1)의 소스 전극에 입력되고, 출력 전압(Vout)은 커패시터(C5)에 충전된 전압이다.
- [0062] 변압 회로부(230)는 입력 전압(Vin)을 승압시키기 위해 제어신호로서 클럭 신호(c1k)와 이를 반전시킨 반전 클럭 신호(c1kb)를 사용한다. 반전 클럭 신호(c1kb)는 CMOS 트랜지스터(CM2,4)를 구성하는 NMOS 트랜지스터(MN2, 4) 및 CMOS 트랜지스터(MP2, 4)의 게이트 전극으로 인가된다. 클럭 신호(c1k)는 PMOS 트랜지스터(MP1,3,5)를 구성하는 NMOS 트랜지스터(MN1,3,5) 및 PMOS 트랜지스터(MP1, 3, 5)의 게이트 전극으로 인가된다.
- [0063] 커패시터(C1)는 NMOS 트랜지스터(MN3)의 드레인 전극에 일단이 연결되고, 타단에 반전 클럭 신호(c1kb)가 인가된다. 커패시터(C2)는 NMOS 트랜지스터(MN3)의 드레인 전극과 NMOS 트랜지스터(MN4)의 드레인 전극에 일단이 연결되고, 타단에 클럭 신호(c1k)가 인가된다. 커패시터(C3)는 NMOS 트랜지스터(MN4)의 드레인 전극과 NMOS 트랜지스터(MN5)의 드레인 전극에 일단이 연결되고, 타단에 반전 클럭 신호(c1kb)가 인가된다. 커패시터(C4)는 NMOS 트랜지스터(MN5)의 드레인 전극에 일단이 연결되고, 타단에 반전 클럭 신호(c1kb)가 인가된다. 커패시터(C5)는 PMOS 트랜지스터(MP5)의 드레인 전극과 접지 사이에 연결되며, 출력 전압(Vout)은 커패시터(C5)에 충전된 전압에 의해 결정된다.
- [0064] 이하, 도 4를 참조하여 구체적인 승압 과정을 설명한다.
- [0065] 도 4는 도 3의 변압 회로부에서 클럭 신호 및 반전 클럭 신호에 따라 발생하는 승압 과정을 나타내는 도면이다.
- [0066] 먼저, 시점 T1에서, 클럭 신호(c1k)가 하이 레벨 및 반전 클럭 신호(c1kb)가 로우 레벨이 되면, NMOS 트랜지스터(MN1)가 턴온되어, PMOS 트랜지스터(M1)가 턴온된다. 클럭 신호(c1k) 및 반전 클럭 신호(c1kb)의 하이 레벨 및

로우 레벨은 NMOS 트랜지스터(MN1-5), PMOS 트랜지스터(M1-5, MP1-5)를 턴온시키기에 충분할 레벨이다. PMOS 트랜지스터(M1)가 턴온되면, 접점(a)의 전압은 입력 전압(V_{in})과 동일해지고, 이때, 커패시터(C1)의 타단에는 로우 레벨의 전압이 인가되어 있으므로, 커패시터(C1)의 양단에는 입력 전압(V_{in})과 로우 레벨의 차에 해당하는 전압(이하, 제1 전압(V_1))이 충전된다. 로우 레벨은 접지 전압으로 제1 전압(V_1)과 입력 전압(V_{in})은 동일한 레벨이다.

[0067] 다음, 시점 T2에서 반전 클록 신호(clk)가 하이 레벨이 되고 클록 신호(clk)가 로우 레벨이 되면, 커패시터(C1)의 타단의 전압이 로우 레벨에서 하이 레벨로 상승하여 상승분의 전압(이하, 상승 전압(ΔV))만큼 접점(a)의 전압이 증가한다. 그러면 접점(a)의 전압은 전압($V_1 + \Delta V$) 레벨이 된다. 이때, 전압(V_{DD})은 전압($V_1 + \Delta V$)과의 전압과의 차이가 NMOS 트랜지스터(MN2)의 문턱 전압보다 크도록 로우 레벨의 전압으로 설정된다. 따라서 NMOS 트랜지스터(MN2)가 턴온되어 로우 레벨의 전압(V_{DD})이 PMOS 트랜지스터(M2)의 게이트 전극에 인가되어 PMOS 트랜지스터(M2)가 턴온된다. 그러면 접점(b)의 전압은 전압($V_1 + \Delta V$)이 되고, 커패시터(C2)의 타단에는 로우 레벨의 전압이 인가되어 있으므로, 커패시터(C2)의 양단에는 전압($V_1 + \Delta V$)이 충전된다.

[0068] 다음, 시점 T3에서 반전 클록 신호(clk)가 로우 레벨이 되고 클록 신호(clk)가 하이 레벨이 되면, 커패시터(C2)의 타단의 전압이 로우 레벨에서 하이 레벨로 상승하여 상승분의 전압(이하, 상승 전압(ΔV))만큼 접점(b)의 전압이 증가한다. 그러면 접점(b)의 전압은 전압($V_1 + 2\Delta V$) 레벨이 된다. 이때, NMOS 트랜지스터(MN3)는 하이 레벨의 전압($V_1 + 2\Delta V$)에 의해 턴온되고, PMOS 트랜지스터(M3)의 게이트 전극과 소스 전극의 전압차는 전압(ΔV)이 되며, 전압(ΔV)은 PMOS 트랜지스터(M3)의 문턱전압의 절대값 보다 크게 설정된다. 따라서 PMOS 트랜지스터(M3)가 턴온된다. 이때, 접점(c)의 전압은 전압($V_1 + 2\Delta V$)이 된다. 커패시터(C3)의 일단에는 전압($V_1 + 2\Delta V$)이 인가되고, 타단에는 로우 레벨의 전압이 인가되므로, 커패시터(C3) 양단에 전압($V_1 + 2\Delta V$)이 충전된다.

[0069] 다음, 시점 T4에서 반전 클록 신호(clk)가 하이 레벨이 되고 클록 신호(clk)가 로우 레벨이 되면, 커패시터(C3)의 타단의 전압이 로우 레벨에서 하이 레벨로 상승하여 상승분의 상승 전압(ΔV))만큼 접점(c)의 전압이 증가한다. 그러면 접점(c)의 전압은 전압($V_1 + 3\Delta V$) 레벨이 된다. 이때, NMOS 트랜지스터(MN4)는 하이 레벨의 전압($V_1 + 3\Delta V$)에 의해 턴 온되고, PMOS 트랜지스터(M4)의 게이트 전극과 소스 전극의 전압차는 전압(ΔV)이 되어 턴 온 된다. 이때, 접점(d)의 전압은 전압($V_1 + 3\Delta V$)이 된다. 커패시터(C4)의 일단에는 전압($V_1 + 3\Delta V$)이 인가되고, 타단에는 로우 레벨의 전압이 인가되므로, 커패시터(C4) 양단에 전압($V_1 + 3\Delta V$)이 충전된다.

[0070] 다음, 시점 T5에서 반전 클록 신호(clk)가 로우 레벨이 되고 클록 신호(clk)가 하이 레벨이 되면, 커패시터(C4)의 타단의 전압이 로우 레벨에서 하이 레벨로 상승하여 상승분의 상승 전압(ΔV))만큼 접점(d)의 전압이 증가한다. 그러면 접점(d)의 전압은 전압($V_1 + 4\Delta V$) 레벨이 된다. 이때, NMOS 트랜지스터(MN5)는 하이 레벨의 전압($V_1 + 4\Delta V$)에 의해 턴 온 되고, PMOS 트랜지스터(M5)의 게이트 전극과 소스 전극의 전압차는 전압(ΔV)이 되어 턴 온 된다. 이때, 커패시터(C5)의 일단의 전압은 전압($V_1 + 4\Delta V$)이 된다. 커패시터(C5)의 타단은 접지 전압이므로 출력 전압은 전압($V_1 + 4\Delta V$))으로 결정된다. 이와 같은 방식으로 변압 회로부(230)는 입력 전압(V_{in})을 승압시켜 출력 전압(V_{out})을 전압($V_1 + 4\Delta V$) 레벨까지 상승시킨다.

[0071] 결국, 이러한 과정을 거쳐 입력 전압은 승압되어 출력될 수 있다.

[0072] 도 5a 내지 5c는 융합 전지부의 일 예를 나타내는 도면이다. 도 5a 내지 5c는 각각 생체 연료 전지부, 2차 전지부, 및 변압 회로부 연결 위치에 따른 다양한 형태의 융합 전지부를 나타낸다.

[0073] 도 5a를 참조하면, 융합 전지부(200)는 단일층으로 변압 회로부(230)를 형성하고, 변압 회로부(230) 위에 생체 연료 전지부(210)와 2차 전지부(220)를 함께 단일층으로 집적하여 제조할 수 있다.

[0074] 변압 회로부(230)는 실리콘 등의 기판 위에 CMOS 공정 등을 이용하여 구성할 수 있다. 또한, 변압 회로부(230)와 생체 연료 전지부(210) 또는 2차 전지부(220) 사이에는 전기적인 절연을 위하여 패시베이션층(passivation layer)을 코팅하고, 전기가 통하는 통로만 알루미늄 등의 금속으로 채울 수도 있다.

[0075] 한편, 기판은 폴리이미드 등의 재료를 기판으로 사용하여 유연성을 확보할 수 있으며, 기판을 포함한 변압 회로부(230), 더 나아가 융합 전지부(200)는 굽힘 변형이 가능하다.

[0076] 융합 전지부(200)의 외부에는 생체 적합성 코팅막(240)을 형성하고, 생체 연료 전지부(210) 주위는 생체 내의 연료가 통과할 수 있는 반투과막(250)으로 둘러싼다.

[0077] 도 5b를 참조하면, 융합 전지부(200)는 단일층의 변압 회로부(230) 아래에 단일층의 2차 전지부(220)를 제조하고, 단일층의 생체 연료 전지부(210)를 변압 회로부(230) 위에 집적하여 제조할 수 있다. 또한, 융합 전지부

(200)의 외부에는 생체 적합성 코팅막(240)을 형성하고, 생체 연료 전지부(210) 주위는 생체 내의 연료가 통과할 수 있는 반투과막(250)으로 둘러싼다.

- [0078] 도 5c를 참조하면, 융합 전지부(200)는 단일층에 변압 회로부(230)를 형성하고, 생체 연료 전지부(210)와 2차 전지부(220)를 상술한 단일층에 함께 제조한 후, 변압 회로부(230)와 연결하여 제조할 수 있다. 또한, 융합 전지부(200)의 외부에는 생체 적합성 코팅막(240)을 형성하고, 생체 연료 전지부(210) 주위는 생체 내의 연료가 통과할 수 있는 반투과막(250)으로 둘러싼다.
- [0079] 도 6은 생체 연료 전지부의 전극의 일 예를 나타내는 도면이다.
- [0080] 도 6을 참조하면, 생체 연료 전지부(210)의 전극(600)은 집전체(610) 위에 금 등의 나노 입자(620) 시드를 형성한 후, 카본 나노 튜브(630)를 성장시키고, 카본 나노 튜브(630)에 효소(640)를 고정화하여 제조할 수 있다.
- [0081] 다만, 효소(640)는 모든 종류의 전도성 나노 튜브, 또는 전도성 나노 와이어에 형성될 수 있다.
- [0082] 음극의 경우, 글루코오스 산화 효소, 피루브산 산화 효소, 젖산 산화 효소, 아미노산 산화 효소 등의 음극 효소를 고정화하여 제조한다. 양극의 경우, 라케이즈, 빌리루빈 산화 효소 등의 양극 효소를 고정화하여 제조한다.
- [0083] 도 7은 나노 구조의 2차 전지부의 일 예를 나타내는 도면이다. 도 7을 참조하면, 양극 집전체(740) 위에 형성된 나노 구조의 양극(710)과 음극 집전체(750) 위에 형성된 나노 구조의 음극(720)을 서로 어긋나게 배치하여 크기가 작고, 고에너지 밀도인 나노 구조의 2차 전지부(700)를 제조할 수 있다.
- [0084] 2차 전지부(700)로는 일반적인 형태의 2차 전지나 커패시터가 모두 사용 가능하지만, 생체 연료 전지부(210)의 낮은 전류 밀도에서 충전하기 위해서는 박막 형태의 전극 또는 3차원 나노 형태의 전극으로 구성하는 것이 바람직하다.
- [0085] 3차원 나노 형태의 전극은 카본 나노 튜브 등과 같은 나노 튜브, 또는 나노 와이어에 전극 활물질을 코팅하거나, 전극 활물질 자체를 나노 튜브나 나노 와이어 형태로 제조하여 구성할 수 있다.
- [0086] 도 8 내지 도 11은 각각 융합 전지부를 구성하는 효소를 개량해서 전자 전달 속도와 발생 전류 밀도를 증가시키는 방법을 나타내는 도면이다.
- [0087] 도 8b를 참조하면, 전자 발생에 관여하는 효소의 활성부위가 효소 내부에 감추어져 있는 경우, 전달 속도가 감소되어 발전량이 부족한 경우를 나타낸다.
- [0088] 반면, 도 8a를 참조하면, 효소의 활성부위를 덮고 있는 효소의 불필요한 부분을 절단해서 전자 발생 활성 부위가 전극표면에 바로 접촉하도록 함으로써 전자 전달 속도를 증가시키는 경우를 나타낸다.
- [0089] 도 9b를 참조하면, 효소 고정화시에 전극 표면에 효소가 무질서하게 배열되어 발전량이 부족한 경우를 나타낸다.
- [0090] 반면, 도 9a를 참조하면, 히스티딘-태그(his-tag) 또는 시스테인 아미노산 잔기(cysteine amino acid residue)를 효소 단백질 표면의 특정 위치에 발현시키는 경우를 나타낸다. 히스티딘-태그(his-tag) 또는 시스테인 아미노산 잔기(cysteine amino acid residue)를 통하여, 효소가 전극 표면에 규칙적으로 배열되게 함으로써, 효소 집적량을 증가시킬 수 있다.
- [0091] 도 10은 효소의 기질에 대한 반응속도를 증가시키기 위해서 효소의 기질 결합 부위를 개질시켜서 기질 친화도를 증가시키는 방법을 나타낸다.
- [0092] 도 11은 분자 진화 기술의 일종인 패밀리 디엔에이 셔플링(family DNA shuffling) 기술을 이용하여, 유사한 기능을 가지는 효소들의 전자 발생에 관여하는 촉매 부위와 전자 전달 부위를 조합해서 생체 연료 전지에 적합한 최적의 촉매 부위와 전자 전달 부위를 갖는 인공 효소를 제조하는 방법을 나타낸다.
- [0093] [제1 실시 예의 변형 실시 예에 따른 생체 삽입 전지]
- [0094] 도 12는 본 발명의 제1 실시 예의 변형 실시 예에 따른 생체 삽입 전지를 나타내는 도면이다.
- [0095] 도 12를 참조하면, 생체 삽입 전지(1200)는 생체 연료 전지부(1210), 변압 회로부(1220), 및 2차 전지부(1230)를 포함한다.
- [0096] 생체 연료 전지부(1210)는 양단이 개방된 튜브형 구조의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 발생시킨다.

- [0097] 변압 회로부(1220)는 발생된 전기 에너지의 전압 또는 전류 밀도를 조절한다.
- [0098] 2차 전지부(1230)는 전압 또는 전류 밀도가 조절된 전기 에너지를 충전하여 저장한다.
- [0099] 한편, 생체 삽입 전지(1200)는 혈액 내의 생체 연료가 통과하는 생체 연료 전지부(1210)의 표면을 둘러싸며, 혈액 내의 생체 연료를 선택적으로 통과시킬 수 있는 반투과막(미도시)을 포함할 수 있다. 이에 따라, 생체 삽입 전지(1200)는 혈액에 포함된 글루코오스가 생체 연료 전지부(1210)의 효소와 반응하도록 할 수 있다.
- [0100] 생체 연료 전지부(1210)는 양단이 개방된 튜브형 구조 또는 튜브형 구조를 가지며, 생체 연료 전지부(1210)의 내측 공간에서 변압 회로부(1220)와 연결되며, 생체 연료 전지부(1210)의 외측에서 2차 전지부(1230)와 연결된다. 변압 회로부(1220)는 평면 형태의 구조를 형성한다. 2차 전지부(1230)는 생체 연료 전지부(1210)의 외측에서 생체 연료 전지부(1210)를 둘러싸는 형태의 튜브형 구조를 형성한다.
- [0101] 한편, 도 12에서 도시된 생체 삽입 전지(1200)는 생체 연료 전지부(1210) 및 2차 전지부(1230)가 변압 회로부(1220)를 고정하는 지지부의 기능을 수행할 수 있다. 이와 달리, 생체 삽입 전지(1200)는 2차 전지부(1230)의 외측에서 2차 전지부(1230)를 둘러싸는 형태의 튜브형 구조의 지지부(미도시)를 더 포함할 수 있다.
- [0102] 또한, 도 12에서 도시된 생체 삽입 전지(1200)와 달리, 생체 삽입 전지(1200)의 2차 전지부(1230)는 혈관 외부에 배치될 수 있다. 이 경우, 2차 전지부(1230)는 생체 보호막으로 코팅될 수 있다.
- [0103] 생체 삽입 전지(1200)는 생체 연료 전지부(1210), 변압 회로부(1220), 및 2차 전지부(1230)가 생체 보호막으로 코팅되는 것이 바람직하다.
- [0104] 도 12에 도시된 생체 삽입 전지(1200)는, 생체 연료 전지부, 변압 회로부, 및 2차 전지부를 포함하는 융합 전지부(110)가 평면 형태의 구조를 갖는 도 1에서 도시된 생체 삽입 전지(100)와 달리 변압 회로부(1220)만이 평면 형태의 구조를 가질 수 있다. 이에 따라, 본 생체 삽입 전지(1200)는 튜브 형태로 제작이 용이하지 않은 변압 회로부(1220)를 용이하게 제조할 수 있으며, 생체 연료 전지부(1210)와 혈액 내의 생체 물질과의 접촉 면적을 증가시킬 수 있다.
- [0105] 도 2 내지 도 11에서의 내용은 도 12의 생체 삽입 전지(1200)에서 동일하게 적용될 수 있으므로, 이하 중복되는 부분에 대한 설명은 생략하기로 한다.
- [0106] [제1 실시 예의 다른 변형 실시 예에 따른 생체 삽입 전지]
- [0107] 도 13은 본 발명의 제1 실시 예의 다른 변형 실시 예에 따른 생체 삽입 전지를 나타내는 도면이다.
- [0108] 도 13을 참조하면, 생체 삽입 전지(1300)는 생체 연료 전지부(1310), 변압 회로부(1320), 및 2차 전지부(1330)를 포함한다.
- [0109] 생체 연료 전지부(1310)는 양단이 개방된 튜브형 구조의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 발생시킨다.
- [0110] 변압 회로부(1320)는 발생된 전기 에너지의 전압 또는 전류 밀도를 조절한다.
- [0111] 2차 전지부(1330)는 전압 또는 전류 밀도가 조절된 전기 에너지를 충전하여 저장한다.
- [0112] 한편, 생체 삽입 전지(1300)는 양단이 개방된 속이 빈 튜브형 구조의 일단에 배치되며, 혈액 속의 생체 연료를 선택적으로 통과시킬 수 있는 반투과막을 더 포함할 수 있다.
- [0113] 생체 연료 전지부(1310)는 양단이 개방된 튜브형 구조를 가지며, 생체 연료 전지부(1310)의 내측 빈공간에서 변압 회로부(1320) 및 2차 전지부(1330)와 각각 연결된다. 변압 회로부(1320) 및 2차 전지부(1330)는 서로 접촉되며, 평면 형태의 구조를 각각 형성한다.
- [0114] 한편, 도 13에서 도시된 생체 삽입 전지(1300)는 생체 연료 전지부(1310)가 변압 회로부(1320)를 고정하는 지지부의 기능을 수행할 수 있다. 이와 달리, 생체 삽입 전지(1300)는 생체 연료 전지부(1310)의 외측에서 생체 연료 전지부(1310)를 둘러싸는 형태의 튜브형 구조의 지지부(미도시)를 더 포함할 수 있다.
- [0115] 또한, 도 13에서 도시된 생체 삽입 전지(1300)와 달리, 생체 삽입 전지(1300)의 2차 전지부(1330)는 혈관 외부에 배치될 수 있다. 이 경우, 2차 전지부(1330)는 생체 보호막으로 코팅될 수 있다.
- [0116] 생체 삽입 전지(1300)는 생체 연료 전지부(1310), 변압 회로부(1320), 및 2차 전지부(1330)가 생체 보호막으로

코팅되는 것이 바람직하다.

- [0117] 도 13에 도시된 생체 삽입 전지(1300)는, 변압 회로부(1220)만 평면 형태의 구조를 갖는 도 12에서 도시된 생체 삽입 전지(1200)와 달리, 변압 회로부(1320) 및 2차 전지부(1330)가 평면 형태의 구조를 가질 수 있다. 이에 따라, 본 생체 삽입 전지(1300)는 생체 연료 전지부(1310)의 직경이 증가할 수 있으므로, 생체 연료 전지부(1310)와 혈액 내의 생체 물질과의 접촉 면적을 더욱 증가시킬 수 있다.
- [0118] 도 2 내지 도 11에서의 내용은 도 13의 생체 삽입 전지(1300)에서 동일하게 적용될 수 있으므로, 이하 중복되는 부분에 대한 설명은 생략하기로 한다.
- [0119] [제2 실시 예에 따른 생체 삽입 전지]
- [0120] 도 14는 본 발명의 제2 실시 예에 따른 생체 삽입 전지를 나타내는 도면이다.
- [0121] 도 14를 참조하면, 생체 삽입 전지(1400)는 생체 연료 전지부(1410), 변압 회로부(1420), 및 2차 전지부(1430)를 포함한다.
- [0122] 생체 연료 전지부(1410)는 양단이 개방된 튜브형 구조의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 발생시킨다.
- [0123] 변압 회로부(1420)는 발생된 전기 에너지의 전압 또는 전류 밀도를 조절한다.
- [0124] 2차 전지부(1430)는 전압 또는 전류 밀도가 조절된 전기 에너지를 충전하여 저장한다.
- [0125] 한편, 생체 삽입 전지(1400)는 양단이 개방된 속이 빈 튜브형 구조의 일단에 배치되며, 혈액 속의 생체 연료를 선택적으로 통과시킬 수 있는 반투과막을 더 포함할 수 있다.
- [0126] 생체 삽입 전지(1400)는 튜브형 구조의 가장 내측에 위치한 생체 연료 전지부(1410)를 포함하며, 생체 연료 전지부(1410)의 외주를 둘러싸는 튜브형 구조의 2차 전지부(1430)를 포함할 수 있다.
- [0127] 변압 회로부(1420)는 서로 나란하게 형성된 생체 연료 전지부(1410) 및 2차 전지부(1430)의 일 측에서, 생체 연료 전지부(1410) 및 2차 전지부(1430)와 각각 직렬로 연결될 수 있다.
- [0128] 한편, 도 14에서 도시된 것과 달리, 생체 삽입 전지(1400)는, 생체 연료 전지부(1410) 및 2차 전지부(1430)와 동일한 구조를 갖는 새로운 생체 연료 전지부(미도시) 및 새로운 2차 전지부(미도시)가 변압 회로부(1420)의 타 측에서 변압 회로부(1420)와 각각 직렬로 연결될 수도 있다.
- [0129] 이에 따라, 변압 회로부(1420)는 생체 연료 전지부(1410) 또는 새로운 생체 연료 전지부(미도시)로부터 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 제어할 수 있다.
- [0130] 다만, 생체 삽입 전지(1400)는 상술한 것에 한정되지 않고, 새로운 생체 연료 전지부(미도시) 및 새로운 2차 전지부(미도시)의 일 측에 변압 회로부(1420)가 각각 직렬로 연결되고, 새로운 생체 연료 전지부(미도시) 및 새로운 2차 전지부(미도시)의 타 측에 새로운 변압 회로부(미도시)가 각각 직렬로 연결될 수도 있다.
- [0131] [제2 실시 예의 변형 실시 예에 따른 생체 삽입 전지]
- [0132] 도 15는 본 발명의 제2 실시 예의 변형 실시 예에 따른 생체 삽입 전지를 나타내는 도면이다.
- [0133] 도 15를 참조하면, 생체 삽입 전지(1500)는 생체 연료 전지부(1510), 변압 회로부(1520), 및 2차 전지부(1530)를 포함한다.
- [0134] 생체 연료 전지부(1510)는 양단이 개방된 튜브형 구조의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 발생시킨다.
- [0135] 변압 회로부(1520)는 발생된 전기 에너지의 전압 또는 전류 밀도를 조절한다.
- [0136] 2차 전지부(1530)는 전압 또는 전류 밀도가 조절된 전기 에너지를 충전하여 저장한다.
- [0137] 한편, 생체 삽입 전지(1500)는 양단이 개방된 속이 빈 튜브형 구조의 일단에 배치되며, 혈액 속의 생체 연료를 선택적으로 통과시킬 수 있는 반투과막을 더 포함할 수 있다.
- [0138] 생체 삽입 전지(1500)는 생체 연료 전지부(1510) 및 2차 전지부(1530)는 혈관 내부에 배치될 수 있다.
- [0139] 반면, 변압 회로부(1520)는 혈관 외부에 배치될 수 있다. 변압 회로부(1520)는, 일 예로서, 혈관 외부에서 평면

형태의 구조를 가질 수 있다. 변압 회로부(1520)는 연결부(C)를 통해 생체 연료 전지부(1510)와 연결될 수 있다. 도 15에서는 단일 연결부(C)가 도시되어 있으나, 이에 한정되지 않는다. 또한, 변압 회로부(1520)는 생체 적합성 코팅막으로 코팅될 수 있다.

- [0140] 한편, 도 15에서 도시된 것과 달리, 생체 삽입 전지(1500)는 생체 연료 전지부(1510)만 혈관 내에 배치되고, 변압 회로부(1520) 및 2차 전지부(1530)가 혈관 외부에 배치될 수도 있다.
- [0141] [제3 실시 예에 따른 생체 삽입 전지]
- [0142] 도 16은 본 발명의 제3 실시 예에 따른 생체 삽입 전지를 나타내는 도면이다.
- [0143] 도 16을 참조하면, 생체 삽입 전지(1600)는 융합 전지부(1610) 및 지지부(1620)를 포함한다.
- [0144] 융합 전지부(1610) 및 지지부(1620)는 혈관 내에 포함된다.
- [0145] 융합 전지부(1610)는 지지부(1620)의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 발생시키고, 발생된 전기 에너지의 전압 또는 전류 밀도를 조절하여, 전기 에너지를 충전하여 저장한다.
- [0146] 융합 전지부(1610)는 도 2에서 도시된 것과 같이, 생체 연료 전지부(210), 2차 전지부(220), 변압 회로부(230), 생체 적합성 코팅막(240), 및 반투과막(250)을 포함할 수 있으며, 도 2 내지 도 11에서 설명된 내용이 동일하게 적용될 수 있다.
- [0147] 지지부(1620)는 플렉서블 소재로 제조될 수 있으며, 양단이 개방된 튜브형 구조를 가질 수 있다.
- [0148] 또한, 지지부(1620)는 측면의 일 영역에 개구가 형성될 수 있으며, 지지부(1620)의 개구에 융합 전지부(1610)가 삽입(부착)될 수 있다. 이에 따라, 융합 전지부(1610)는 지지부(1620)의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 발생시킬 수 있다.
- [0149] 한편, 생체 삽입 전지(1600)는 양단이 개방된 속이 빈 튜브형 구조의 일단에 배치되며, 혈액 속의 생체 연료를 선택적으로 통과시킬 수 있는 반투과막을 더 포함할 수 있다.
- [0150] 또는, 지지부(1620)의 개구에 융합 전지부(1610)가 삽입(부착)될 수 있으므로, 융합 전지부(1610)의 일 측면(생체 연료와 접촉할 수 있는 측면)에 혈액 속의 생체 연료를 선택적으로 통과시킬 수 있는 반투과막을 더 포함할 수 있다.
- [0151] 구체적으로, 도 2에 도시된 반투과막(250)이 지지부(1620)의 튜브형 구조 내부를 통과하는 혈액 내의 생체 연료와 접촉할 수 있는 형태로 배치될 수 있다. 이 경우, 융합 전지부(1610)는 도 5a 내지 도 5c에서 도시된 것과 같은 다양한 구조를 가질 수 있다.
- [0152] 또는, 지지부(1620)는 혈관 내부에 배치되며, 융합 전지부(1610)는 혈관 외부의 생체에 삽입될 수도 있다.
- [0153] [제3 실시 예의 변형 실시 예에 따른 생체 삽입 전지]
- [0154] 도 17은 본 발명의 제3 실시 예의 변형 실시 예에 따른 생체 삽입 전지를 나타내는 도면이다.
- [0155] 도 17을 참조하면, 생체 삽입 전지(1700)는 융합 전지부(1710) 및 지지부(1720)를 포함한다.
- [0156] 생체 삽입 전지(1700)는 지지부(1720)의 내주 단면이 도 16에서 도시된 지지부(1620)의 내주 단면과 같이 원형일 수 있으나, 지지부(1720)의 외주 단면이 도 16에서 도시된 지지부(1620)의 외주 단면과 달리 다각형일 수 있다. 이에 따라, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(1700)는 다각 기둥 형태일 수 있다.
- [0157] 이 경우, 융합 전지부(1710)는 지지부(1720)의 일 면에 평면 형태로 삽입(부착)될 수 있다.
- [0158] 생체 삽입 전지(1700)는 도 16에서 도시된 생체 삽입 전지(1600)와 동일하게 동작할 수 있다.
- [0159] 한편, 도 17에서 도시된 것과 달리, 지지부(1720)는 혈관 내부에 배치되며, 융합 전지부(1710)는 혈관 외부의 생체에 삽입될 수도 있다.
- [0160] [제3 실시 예의 다른 변형 실시 예에 따른 생체 삽입 전지]
- [0161] 도 18은 본 발명의 제3 실시 예의 다른 변형 실시 예에 따른 생체 삽입 전지를 나타내는 도면이다.
- [0162] 도 18을 참조하면, 생체 삽입 전지(1800)는 도 17에서 도시된 생체 삽입 전지(1700)와 동일하게 동작할 수 있다.

- [0163] 다만, 생체 삽입 전지(1800)는, 도 17에서 도시된 것과 달리, 지지부(1820)의 각 면에 생체 연료 전지부(1810), 변압 회로부(1830), 및 2차 전지부(1840)가 각각 배치될 수도 있다. 생체 연료 전지부(1810), 변압 회로부(1830), 및 2차 전지부(1840)는 융합 전지부를 구성할 수 있다.
- [0164] [제3 실시 예의 또 다른 변형 실시 예에 따른 생체 삽입 전지]
- [0165] 도 19는 본 발명의 제3 실시 예의 또 다른 변형 실시 예에 따른 생체 삽입 전지를 나타내는 도면이다.
- [0166] 도 19를 참조하면, 생체 삽입 전지(1900)는 도 17에서 도시된 생체 삽입 전지(1700)와 동일하게 동작할 수 있다.
- [0167] 다만, 생체 삽입 전지(1900)는, 도 17에 도시된 것과 달리, 지지부(1920)의 일 면에 생체 연료 전지부(1910), 변압 회로부(1930), 및 2차 전지부(1940)가 배치될 수 있다. 생체 연료 전지부(1910), 변압 회로부(1930), 및 2차 전지부(1940)는 융합 전지부를 구성할 수 있다.
- [0168] [제4 실시 예에 따른 생체 삽입 전지]
- [0169] 도 20은 본 발명의 제4 실시 예에 따른 생체 삽입 전지를 나타내는 도면이다.
- [0170] 도 20을 참조하면, 생체 삽입 전지(2000)는 생체 연료 전지부(2010), 지지부(2020), 변압 회로부(2030), 2차 전지부(2040), 및 반투과막(2050)을 포함한다.
- [0171] 생체 연료 전지부(2010), 지지부(2020), 및 반투과막(2050)는 혈관 내에 포함될 수 있으나, 변압 회로부(2030) 및 2차 전지부(2040)는 혈관 외부의 생체에 삽입될 수 있다.
- [0172] 생체 연료 전지부(2010)는 지지부(2020)의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료를 이용하여 전기 에너지를 발생시킬 수 있다. 생체 연료 전지부(2010)는 튜브형 구조의 지지부(2020)의 일 영역에 부착되어, 지지부(2020)에 고정될 수 있다. 생체 연료 전지부(2010)는 튜브형 구조의 지지부(2020)의 내주 면에서 튜브형 구조의 중심 방향으로 돌출되며, 도시된 육면체 형태 이외의 다양한 형태를 가질 수 있다.
- [0173] 또한, 생체 연료 전지부(2010)는 반투과막(2050)으로 둘러싸일 수 있다. 생체 연료 전지부(2010)는 반투과막(2050)을 이용하여, 글루코오스 등과 같은 혈액 내의 생체 연료만을 선택적으로 투과시킬 수 있다.
- [0174] 지지부(2020)는 플렉서블 소재로 제조될 수 있으며, 양단이 개방된 튜브형 구조를 가질 수 있다.
- [0175] 지지부(2020)는 측면의 일 영역에 개구가 형성될 수 있으며, 지지부(2020)의 개구를 통해 생체 연료 전지부(2010)와 변압 회로부(2030)가 연결될 수 있다. 이 경우, 생체 연료 전지부(2010)와 변압 회로부(2030)가 직접 연결될 수도 있으며, 생체 연료 전지부(2010)와 변압 회로부(2030)가 연결 부재(미도시)를 이용하여 연결될 수도 있다.
- [0176] 변압 회로부(2030)는 혈관 외부의 생체에 삽입되며, 생체 연료 전지부(2010)에서 발생된 전기 에너지의 전압 또는 전류 밀도를 조절할 수 있다.
- [0177] 2차 전지부(2040)는 혈관 외부에서 변압 회로부(2030)와 연결되며, 전압 또는 전류 밀도를 조절된 전기 에너지를 충전하여 저장할 수 있다.
- [0178] 변압 회로부(2030) 및 2차 전지부(2040)는 평판(flat plate) 형태일 수 있다. 또는, 도시된 것과 달리, 변압 회로부(2030) 및 2차 전지부(2040)는 복층 구조가 아니라 단일 층으로 형성될 수도 있다.
- [0179] 생체 삽입 전지(2000)는 튜브형 구조의 지지부(2020)에 의해 생체 연료 전지부(2010)가 혈관 내에서 고정되며, 생체 연료 전지부(2010)에 반투과막(2050)이 코팅될 수 있다면, 변압 회로부(2030) 및 2차 전지부(2040)는 형태, 구조, 및 배치 위치 등은 다양하게 변경될 수 있다.
- [0180] 한편, 도시된 것과 달리, 생체 삽입 전지(2000) 자체가 인공 혈관이거나, 생체 삽입 전지(2000)의 지지부(2020)만이 인공 혈관일 수도 있다.
- [0181] [제5 실시 예에 따른 생체 삽입 전지]
- [0182] 도 21은 본 발명의 제5 실시 예에 따른 생체 삽입 전지를 나타내는 도면이다.
- [0183] 도 21을 참조하면, 생체 삽입 전지(2100)는 생체 연료 전지부(2110), 지지부(2120), 변압 회로부(2130), 2차 전지부(2140), 및 반투과막(2150)을 포함한다.

- [0184] 생체 삽입 전지(2100)는 도 20에서 도시된 생체 삽입 전지(2000)와 동일하게 동작할 수 있다.
- [0185] 다만, 생체 삽입 전지(2100)는 생체 연료 전지부(2110)의 형태가 도 20에서 도시된 생체 연료 전지부(2010)와 상이하다.
- [0186] 구체적으로, 생체 연료 전지부(2110)는 복수 개의 탐침을 포함하며, 복수 개의 탐침을 이용하여, 지지부(2120)의 내부 공간을 통과하는 혈액 내의 생체 연료로부터 전기 에너지를 발생시킬 수 있다.
- [0187] 여기서, 탐침이란, 생체 연료 전지부(2110)를 구성하는 양극 및 음극 중 적어도 하나가 복수 개의 돌출된 구조로 이루어질 때, 돌출된 구조 각각을 나타낸다.
- [0188] 또한, 생체 연료 전지부(2110)는 반투과막(2150)으로 둘러싸일 수 있다. 생체 연료 전지부(2110)는 반투과막(2150)을 이용하여, 글루코오스 등과 같은 혈액 내의 생체 연료만을 선택적으로 투과시킬 수 있다.
- [0189] 한편, 도시된 것과 달리, 생체 삽입 전지(2100) 자체가 인공 혈관으로 구현하거나, 생체 삽입 전지(2100)의 지지부(2120)만을 인공 혈관으로 구현할 수 있다.
- [0190] 이하, 도 20에서 도시된 생체 삽입 전지(2000)와 중복되는 부분에 대한 설명은 생략하기로 한다.
- [0191] [제6 실시 예에 따른 생체 삽입 전지]
- [0192] 도 22는 본 발명의 제6 실시 예에 따른 생체 삽입 전지를 나타내는 도면이다.
- [0193] 도 22를 참조하면, 생체 삽입 전지(2200)는 생체 내의 혈관에서 혈액의 흐름이 분기되도록 생체 내의 혈관과 병렬로 연결될 수 있다. 생체 삽입 전지(2200)는 인공 혈관으로 구현될 수 있다. 구체적으로, 인공 혈관 전체가 생체 삽입 전지(2200)일 수 있다. 다만, 도 22에서 도시된 생체 삽입 전지(2200)와 달리, 인공 혈관의 일부가 생체 삽입 전지로 구현될 수도 있다.
- [0194] 생체 삽입 전지(2200)는 생체 내의 혈관의 제1 영역 및 제2 영역을 개방하고, 개방된 제1 영역 및 제2 영역을 튜브형 구조의 인공 혈관으로 연결함으로써, 생체 내에 이식될 수 있다.
- [0195] 생체 삽입 전지(2200)는 이전 제1 내지 제5 실시 예에서 상술한 다양한 구조를 갖는 생체 삽입 전지가 적용될 수 있다.
- [0196] 생체 내의 혈관과 연결되는 생체 삽입 전지(2200)의 튜브형 구조의 일 단에는 반투과막(L1)이 구비될 수 있다. 따라서, 생체 삽입 전지(2200)에 이전 제1 내지 제5 실시 예에서 상술한 생체 삽입 전지가 적용되는 경우, 이전 제1 내지 제5 실시 예의 생체 삽입 전지에서의 반투과막은 구비되지 않아도 좋다.
- [0197] 반투과막(L1)은 글루코오스 등과 같은 혈액 내의 생체 연료만을 선택적으로 통과시킬 뿐, 혈액 내의 백혈구 또는 적혈구 등을 통과시키지 않는다.
- [0198] 이에 따라, 글루코오스 등과 같은 혈액 내의 생체 연료만이 생체 삽입 전지(2200)로 통과할 수 있을 뿐, 백혈구 또는 적혈구 등은 생체 내의 혈관으로 통과할 수 있으므로, 생체 삽입 전지(2200)는 생체 내의 생체 연료를 효율적으로 이용할 수 있다.
- [0199] 반투과막(L1)은 혈액 내의 세포가 침투할 수 없는 친수성 필터(hydrophilic filter)로 구현될 수 있다. 혈액 흐름에 의한 전단 응력(shear stress)에 따라, 혈액 내의 외부 물질은 반투과막(L1)에 흡착될 수 없다.
- [0200] 한편, 반투과막(L1)은 혈관이 종류(동맥 또는 정맥)를 고려하여 생체 삽입 전지(2200)의 일 단 및 타 단 중 어느 하나에 마련될 수 있으며, 혈행의 전단에 마련되는 것이 바람직하다.
- [0201] [제6 실시 예의 변형 실시 예에 따른 생체 삽입 전지]
- [0202] 도 23은 본 발명의 제6 실시 예의 변형 실시 예에 따른 생체 삽입 전지를 나타내는 도면이다.
- [0203] 도 23을 참조하면, 전체 인공 혈관(2320)의 일부분에 생체 삽입 전지(2300)가 구비되며, 인공 혈관(2320)의 일 단에 반투과막(L1)이 형성될 수 있다. 생체 삽입 전지(2300)는, 도 22에 도시된 생체 삽입 전지(2200)와 동일한 동작을 수행할 수 있다.
- [0204] 한편, 인공 혈관(2320)의 일 단에 반투과막(L1)이 형성되지 않고, 도 23에서 도시된 것과 달리, 생체 삽입 전지(2300)의 일 단에 반투과막이 형성될 수도 있다.
- [0205] 생체 삽입 전지(2300)는 이전 제1 내지 제5 실시 예에서 상술한 다양한 구조를 갖는 생체 삽입 전지가 적용될

수 있다.

- [0206] 이하, 도 22에서 도시된 생체 삽입 전지(2200)와 중복되는 부분에 대한 설명은 생략하기로 한다.
- [0207] [제6 실시 예의 다른 변형 실시 예에 따른 생체 삽입 전지]
- [0208] 도 24는 본 발명의 제6 실시 예의 다른 변형 실시 예에 따른 생체 삽입 전지를 나타내는 도면이다.
- [0209] 도 24를 참조하면, 생체 혈관과 인공 혈관(2400)이 연결되며, 인공 혈관(2400)은 제1 인공 혈관(2410) 및 제2 인공 혈관(2420)을 포함한다.
- [0210] 제2 인공 혈관(2420)는 제1 인공 혈관(2410)과 병렬로 연결된다. 이에 따라, 제1 인공 혈관(2410)으로 유입되는 혈액은 제1 인공 혈관(2410) 및 제2 인공 혈관(2420)으로 분기될 수 있다.
- [0211] 제1 인공 혈관(2410) 및 제2 인공 혈관(2420) 중 적어도 하나는 생체 삽입 전지(미도시)로 구현될 수 있다. 이 경우, 생체 삽입 전지(미도시)는 이전 제1 내지 제5 실시 예에서 상술한 다양한 구조를 갖는 생체 삽입 전지가 적용될 수 있다.
- [0212] 또는, 제1 인공 혈관(2410) 및 제2 인공 혈관(2420) 중 적어도 하나의 일부분에 생체 삽입 전지가 구비될 수 있다. 이 경우, 생체 삽입 전지(미도시)는 이전 제1 내지 제5 실시 예에서 상술한 다양한 구조를 갖는 생체 삽입 전지가 적용될 수 있다.
- [0213] 다만, 인공 혈관(2400)은 제1 인공 혈관(2410) 및 제2 인공 혈관(2420)이 병렬로 연결된 것으로 도시되어 있지만, 이에 한정되지 않고 복수 개의 인공 혈관이 병렬로 연결될 수도 있다.
- [0214] 도 24에서 설명하고 있는 생체 삽입 전지는, 도 22 및 도 23에서 도시된 생체 삽입과 동일하게 동작할 수 있으며, 이하 중복된 부분에 대한 설명은 생략하기로 한다.
- [0215] [변압 회로부의 일 예]
- [0216] 도 25는 변압 회로부의 일 예를 나타내는 도면이다.
- [0217] 이전 제1 내지 제6 실시 예에서 상술한 생체 삽입 전지에서의 변압 회로부는 기판에 다양한 기능 소자들을 부착하여 패키징하거나, 칩에 다양한 기능 소자를 집적하는 형태로 구현될 수 있다. 이와 같이, 변압 회로부는 평판 형태로 구현될 수 있다.
- [0218] 한편, 생체 삽입 전지가 튜브형 구조를 갖기 때문에, 변압 회로부(2500)는 도 25에서 도시된 것과 같이, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지의 외주면을 둘러싸는 형태의 코일로 구현될 수도 있다.
- [0219] 도 25를 참조하면, 변압 회로부(2500)는 코일(2510), 강자성체(2520), 및 제어부(2530)를 포함한다.
- [0220] 코일(2510)은 전류가 인가되면 자기장을 형성한다. 강자성체(2520)는 양단이 개방된 튜브형 구조를 가지며, 코일(2520)이 형성하는 자기장을 더욱 증가시킬 수 있다. 제어부(2530)는 코일(2510)에 전류를 인가하거나, 변압 회로부(2500)를 동작시키기 위한 전압을 생성할 수 있다.
- [0221] 이전 제1 내지 제6 실시 예의 생체 삽입 전지에서, 변압 회로부(2500)가 각 실시 예에 따른 생체 삽입 전지에 적용될 수 있다.
- [0222] 도 26은 생체 연료 전지부 및 2차 전지부의 구체적인 구조의 일 예를 나타내는 도면이다.
- [0223] 도 26을 참조하면, 생체 삽입 전지(2600)는 생체 연료 전지부(2610)와 2차 전지부(2630)를 포함하며, 설명의 편의상 변압 회로부는 생략되었다. 생체 연료 전지부(2610) 및 2차 전지부(2630)는 튜브형 구조이다.
- [0224] 생체 연료 전지부(2610)는 양극(2610A)과 음극(2610B)이 서로 분리된 구조일 수 있다. 다만, 생체 연료 전지부(2610)는 양극(2610A)과 음극(2610B)이 서로 분리될 수 있다면, 도시된 구조에 한정되지 않고 다양한 형태일 수 있다.
- [0225] 2차 전지부(2630)는 음극(2630A), 전해질(2630B), 및 양극(2630C)을 포함하며, 음극(2630A), 전해질(2630B), 및 양극(2630C) 각각은 튜브형 구조일 수 있다. 구체적으로, 2차 전지부(2630)는 음극(2630A), 전해질(2630B), 및 양극(2630C)이 생체 연료 전지부(2610)를 순차적으로 둘러싸는 구조일 수 있다. 다만, 설명의 편의상, 2차 전지부(2630)를 구성하는 집전체에 대한 설명은 생략하기로 한다.
- [0226] 한편, 도 26에서는 생체 연료 전지부(2610)가 분리막(미도시)을 포함하지 않는 것으로 도시되어 있으나, 생체

연료 전지부(2610)는 분리막(미도시)을 더 포함할 수 있으며, 생체 연료 전지부(2610)는 양극(2610A)과 음극(2610B)이 분리막(미도시)에 의해 분리되는 구조를 가질 수도 있다.

- [0227] 도 26의 생체 연료 전지부(2610) 및 2차 전지부(2630)와 관련된 내용은 생체 연료 전지부 및 2차 전지부가 튜브형 구조를 갖는 도 12, 도 14, 및 도 15에서 도시된 생체 삽입 전지들에 적용될 수 있다.
- [0228] 도 27은 도 26에서 도시된 생체 연료 전지부를 보다 구체적으로 설명하기 위한 도면이다.
- [0229] 도 27을 참조하면, 생체 연료 전지부(2610)의 혈액이 통과할 수 있는 영역은 반투과막으로 둘러싸일 수 있다. 이에 따라, 생체 연료 전지부(2610)는 혈액 내의 생체 연료만을 선택적으로 투과할 수 있다.
- [0230] 또한, 도 27에서 도시된 것과 같이, 생체 연료 전지부(2610)의 양극(2610A) 및 음극(2610B) 중 적어도 하나는, 표면에 복수 개의 돌기(protrusion)가 형성될 수 있다. 또한, 복수 개의 돌기에는 도 8 및 도 9에서 구체적으로 도시되어 있는 것처럼, 효소가 고정화될 수 있다.
- [0231] 이에 따라, 생체 연료 전지부(2610)를 둘러싸는 반투과막을 통해 선택적으로 투과된 글루코오스와 같은 생체 연료가 효소와 반응하는 면적을 증가시킬 수 있다.
- [0232] 한편, 도 27에서 도시된 것과 달리, 생체 연료 전지부(2610)는 도 6에서 도시된 것과 같은 카본 나노 튜브에 효소를 고정화한 구조일 수도 있다.
- [0233] 도 27의 생체 연료 전지부(2610)와 관련된 내용은 이전 제1 내지 제6 실시 예에 따른 생체 삽입 전지에서 적용될 수 있다.
- [0234] 도 28은 생체 연료 전지부에서 전기 에너지를 발생시키는 동작 원리를 설명하기 위한 도면이다.
- [0235] 혈액 속의 글루코오스(Glucose)가 글루코산(Gluconic acid)으로 변하면서 전자를 방출하고, 방출된 전자가 생체 연료 전지부의 애노드에서 포집될 수 있다. 애노드에서 포집된 전자가 전선을 통해 캐소드로 전달된다. 그 후, 캐소드에서는 전달받은 전자를 이용하여 시토크롬c 및 시트크롬산화효소 중 어느 하나를 물로 환원시킬 수 있다. 이러한 과정이 반복적으로 수행됨에 따라, 생체 연료 전지부에서 전기 에너지를 발생시킬 수 있다.
- [0236] 한편, 도 28에서는 생체 내 연료로서 글루코오스를 일 예로서 설명하였지만, 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 한편, 도 28에서는 생체 연료 전지부가 분리막을 포함하지 않는 것으로 도시되어 있으나, 생체 연료 전지부는 분리막을 포함할 수도 있다.
- [0237] 또한, 도 28과 관련된 생체 연료 전지부에서 전기 에너지를 발생시키는 동작 원리는 이전 제1 내지 제6 실시 예에 따른 생체 삽입 전지에서 적용될 수 있다.
- [0238] 한편, 본 발명의 다양한 실시 예들에 있어서, 생체 연료 전지부와 2차 전지부 사이의 연결, 생체 연료 전지부와 변압 회로부 사이의 연결, 변압 회로부와 2차 전지부 사이의 연결을 위해 반도체 패키징 분야의 다양한 기술이 적용될 수 있다.
- [0239] 일 예로서, 각 구성들을 단순 적층함으로써 각 구성들의 연결 단자가 서로 연결되도록 하는 방법, 상술한 연결 후에 열처리를 수행하는 방법, 각 구성들의 연결 단자를 와이어링 기술을 이용하여 연결하는 방법, 미세 와이어, 비드볼, 및 접속 커넥터 등을 이용하여 각 구성들을 연결하는 방법, 및 각 구성들의 연결 라인을 패터닝하는 방법 등과 같은 다양한 기술이 적용될 수 있다.
- [0240] 또한, 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 튜브형 구조의 생체 삽입 전지는 혈관의 특정 부분에 생체 삽입 전지를 고정하기 위한 적어도 하나의 고정 부재를 갖는 고정부(미도시)를 더 포함할 수 있다.
- [0241] 튜브형 구조의 생체 삽입 전지의 고정부(미도시)는 체결구로 구현될 수 있으며, 이에 따라, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지를 혈관의 특정 부분에 부착할 수 있다. 또는, 혈관 외벽에 자석을 부착함으로써, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지를 혈관의 특정 부분에 고정시킬 수 있다. 또는, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)는, 고정부(160)를 통해 Ployglycolide(PG), Ployglycolic acid(PGA), Polylactide(PL), Polylactic acid(PLA), Polycaprolactone(PCL), Poly(ethylene terephthalate)(PET), expanded poly(tetrafluoroethylene)(ePTFE), Polyurethane(PU) 등으로 이루어진 인공 혈관에 미리 부착되어 제작된 후, 혈관에 이식될 수 있다.
- [0242] 이상에서는 본 발명의 바람직한 실시 예에 대하여 도시하고 설명하였지만, 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면, 누구든지 본 발명의 기술적 사상 및 범위를 벗어나지 않는 범주 내에서 본 발명의 바람직한 실시 예를 다양하게 변경할 수 있음은 물론이다. 따라서 본 발명은 특허청구범위에서 청구하는 본 발명

의 요지를 벗어나지 않는다면 다양한 변형 실시가 가능할 것이며, 이러한 변형 실시들은 본 발명의 기술적 사상이나 전망으로부터 개별적으로 이해되어져서는 안될 것이다.

부호의 설명

[0243]

100 : 생체 삽입 전지
110 : 융합 전지부

120 : 지지부

1200, 1300, 1400, 1500 : 생체 삽입 전지

1210, 1310, 1420, 1520 : 생체 연료 전지부

1220, 1320, 1420, 1520 : 변압 회로부

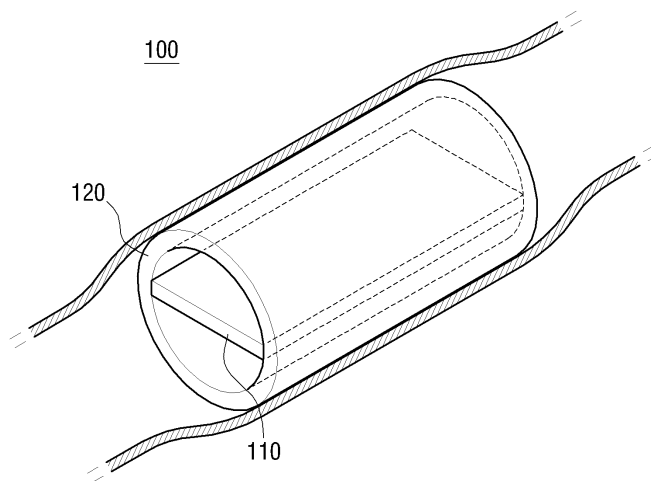
1230, 1330, 1430, 1530 : 2차 전지부

1600 : 생체 삽입 전지
1610 : 융합 전지부

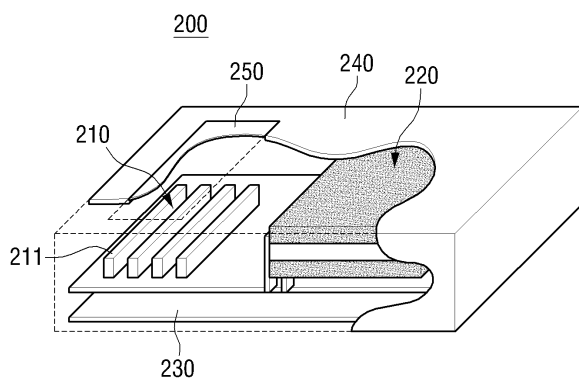
1620 : 지지부

도면

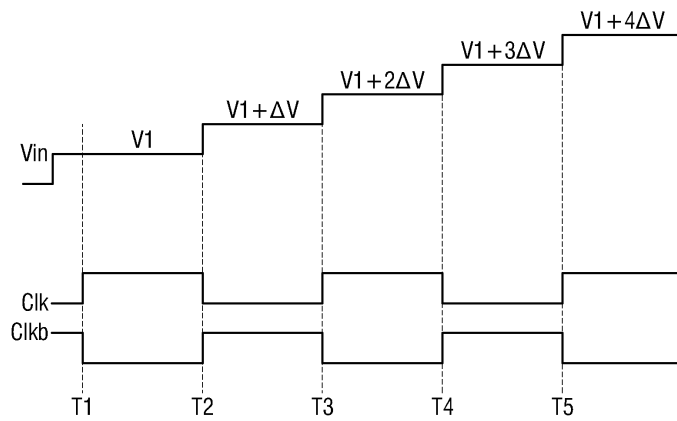
도면1



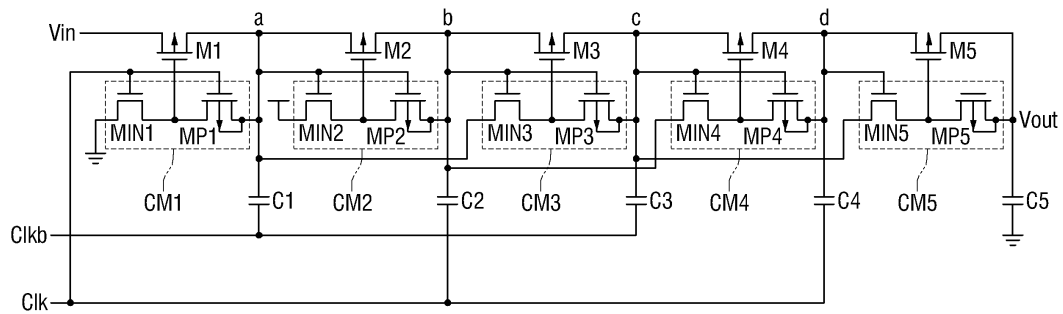
도면2



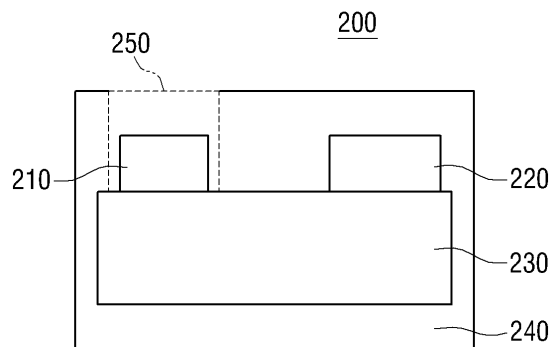
도면3



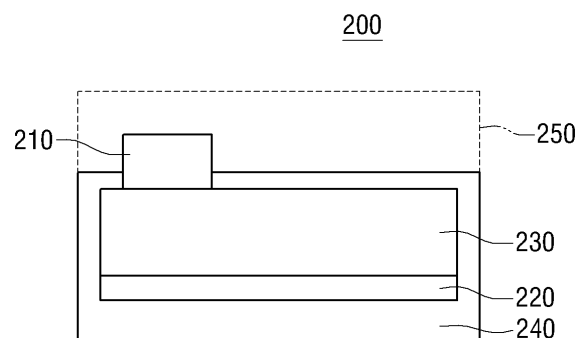
도면4



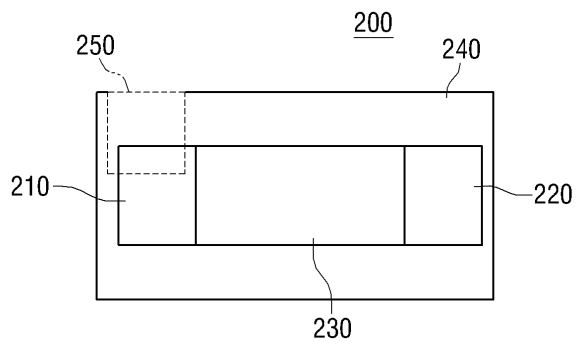
도면5a



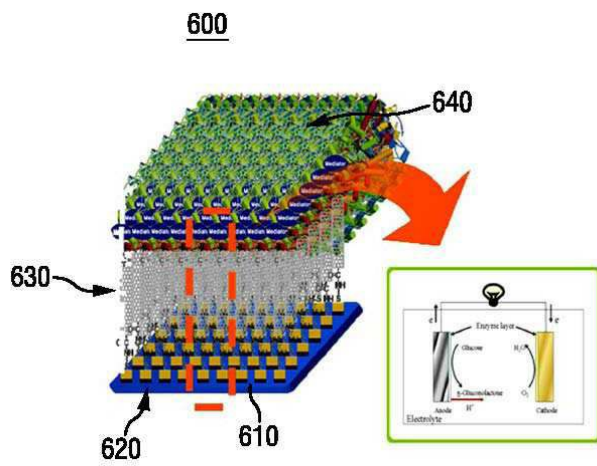
도면5b



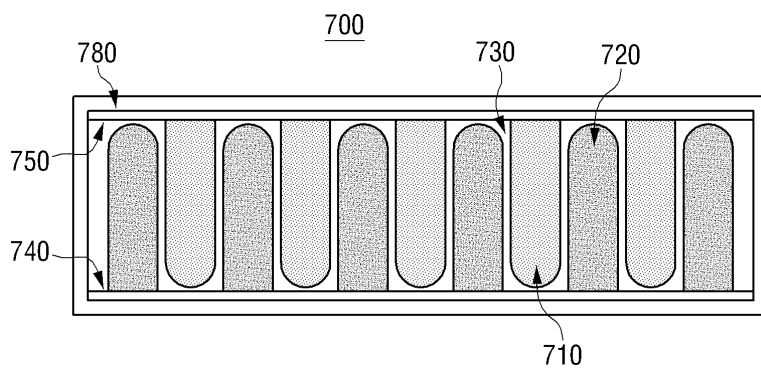
도면5c



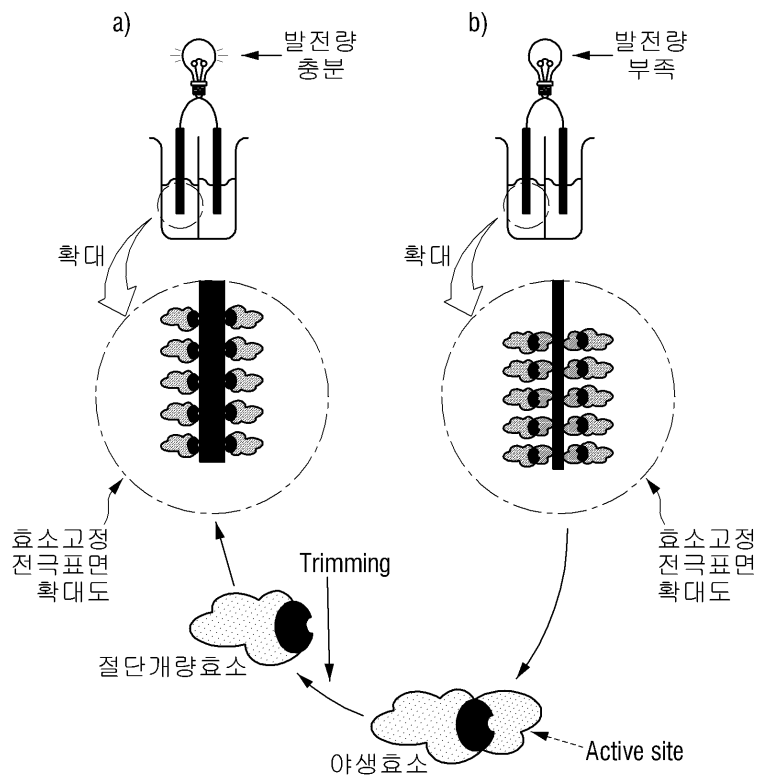
도면6



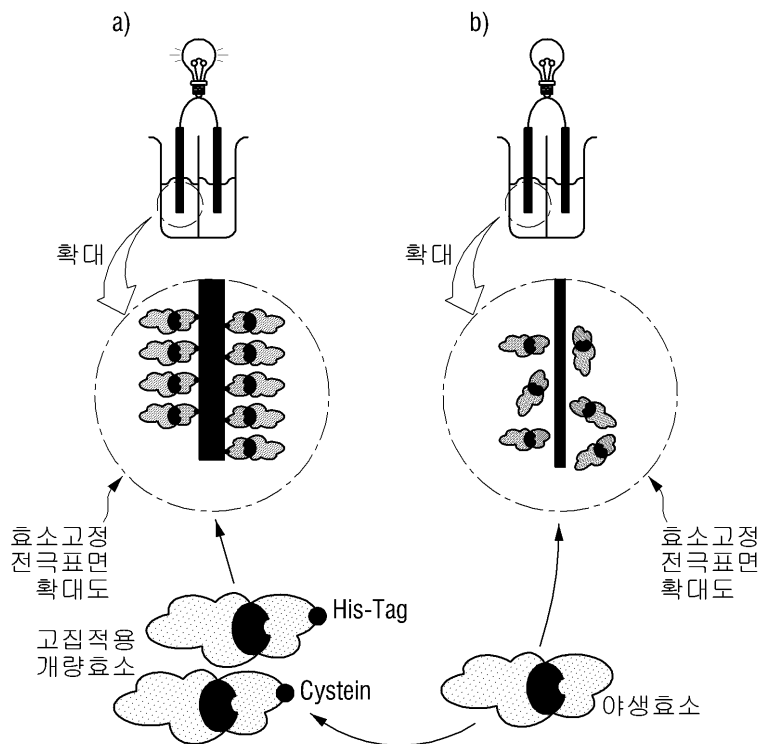
도면7



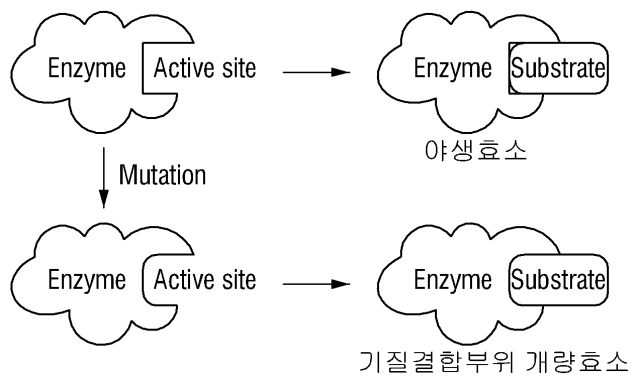
도면8



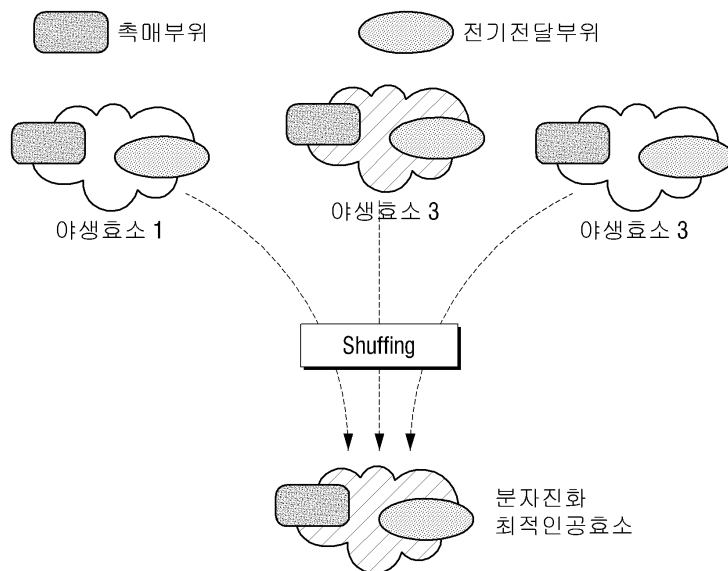
도면9



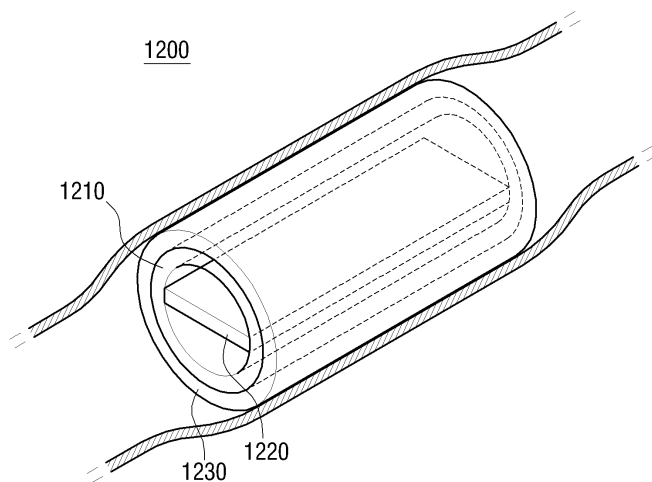
도면10



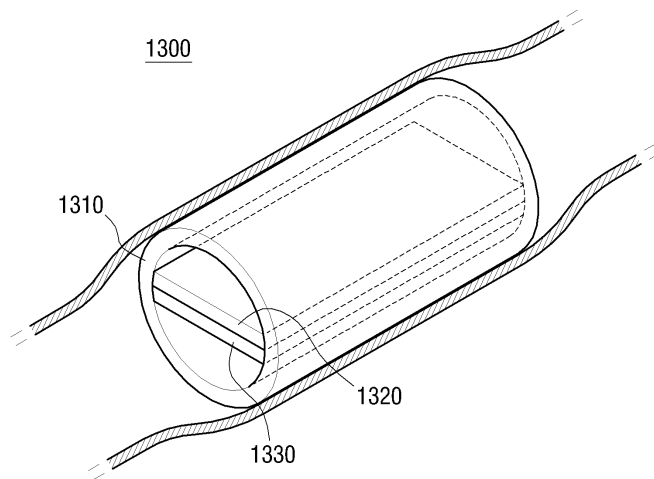
도면11



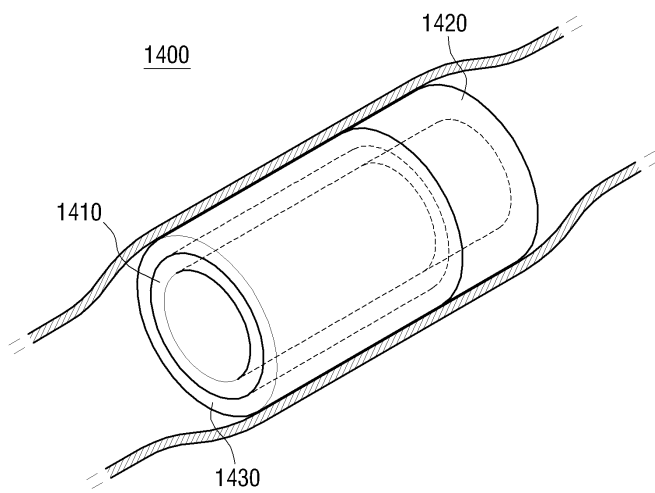
도면12



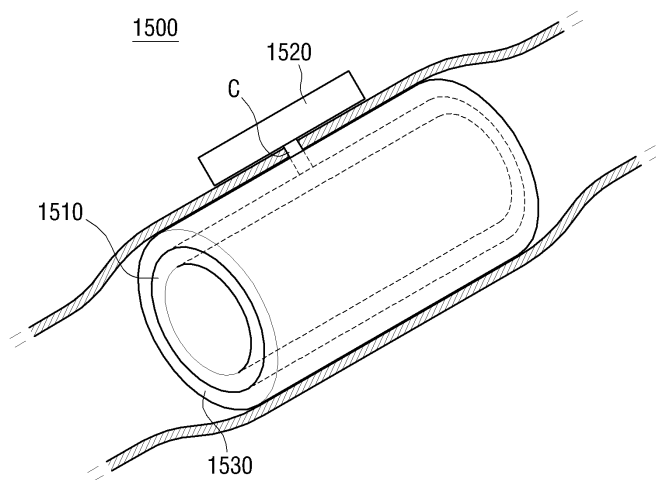
도면13



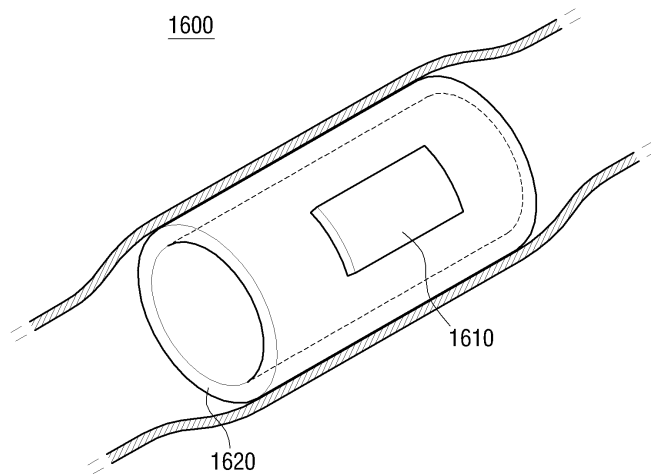
도면14



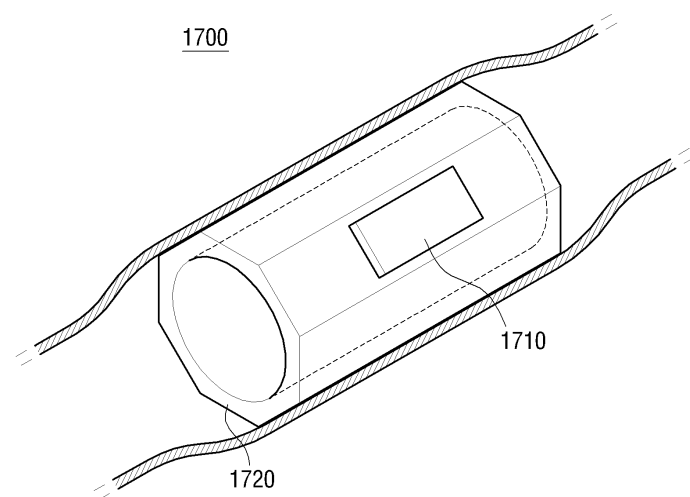
도면15



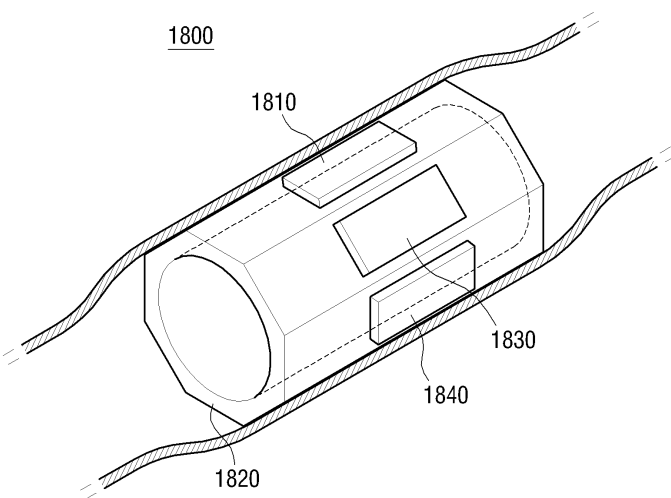
도면16



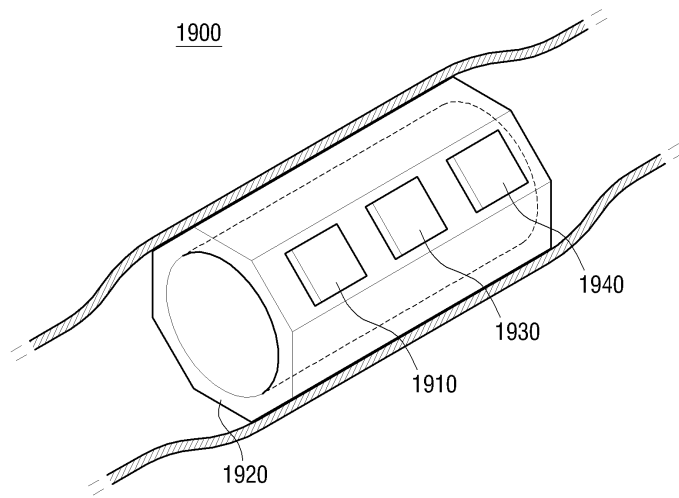
도면17



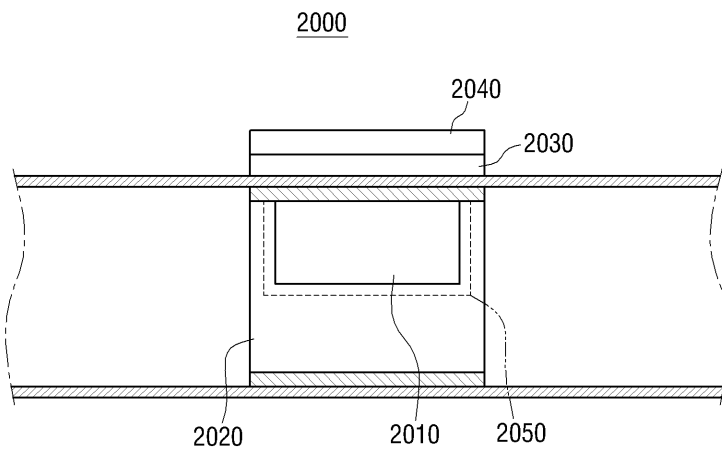
도면18



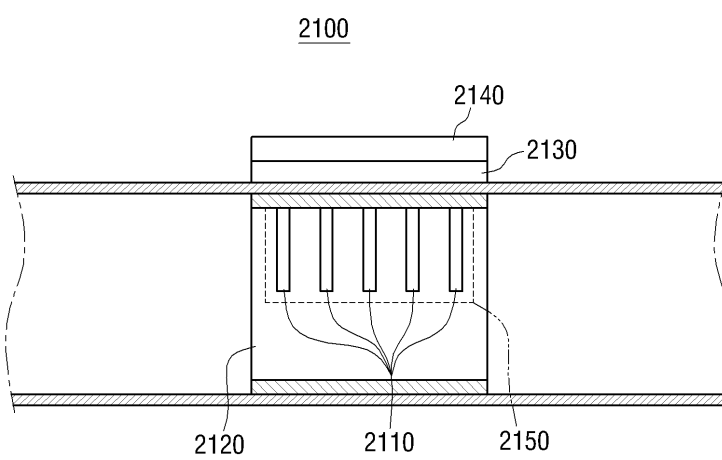
도면19



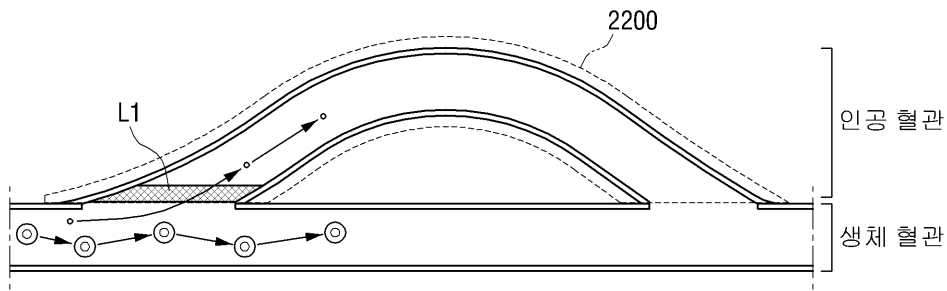
도면20



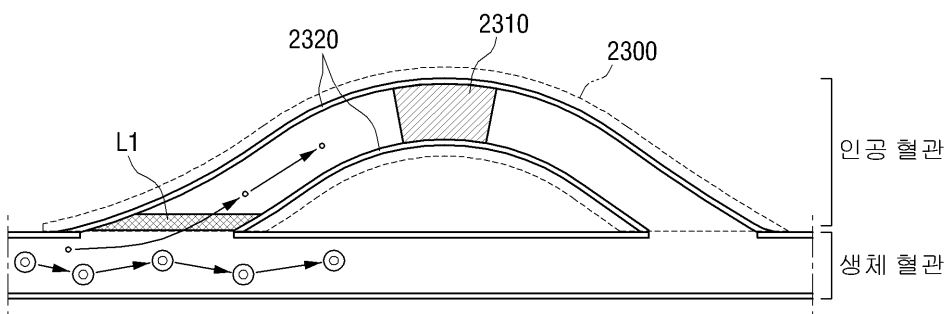
도면21



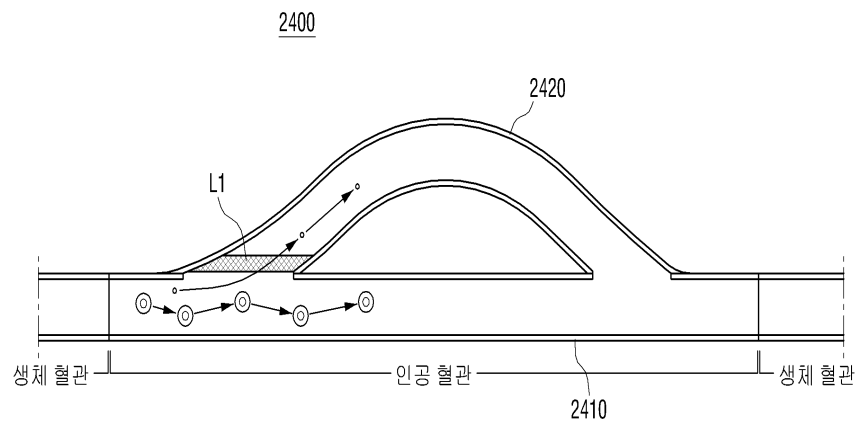
도면22



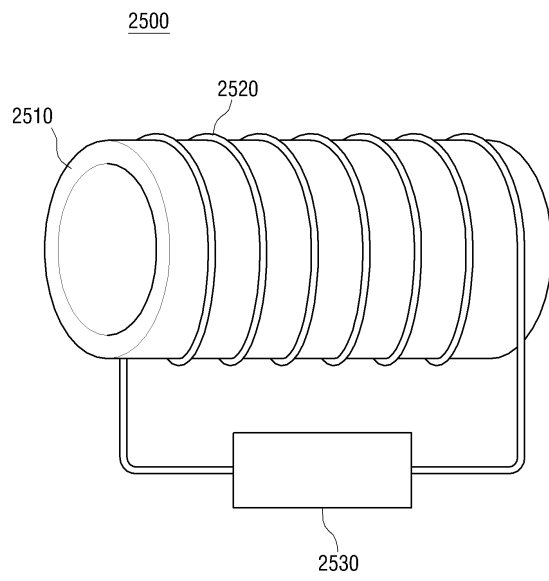
도면23



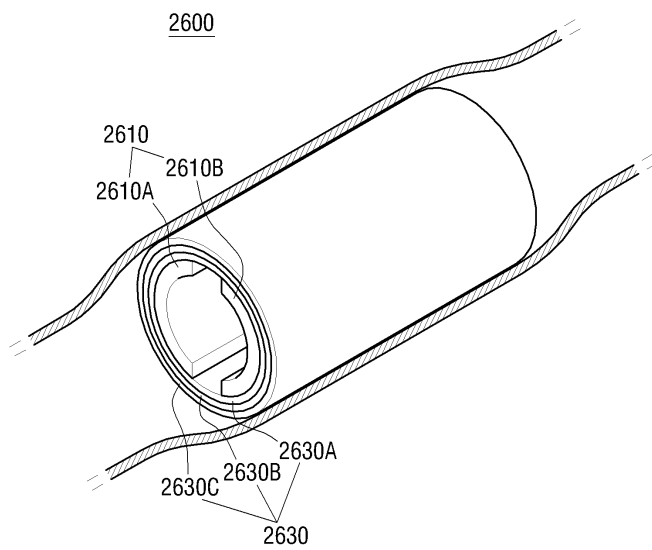
도면24



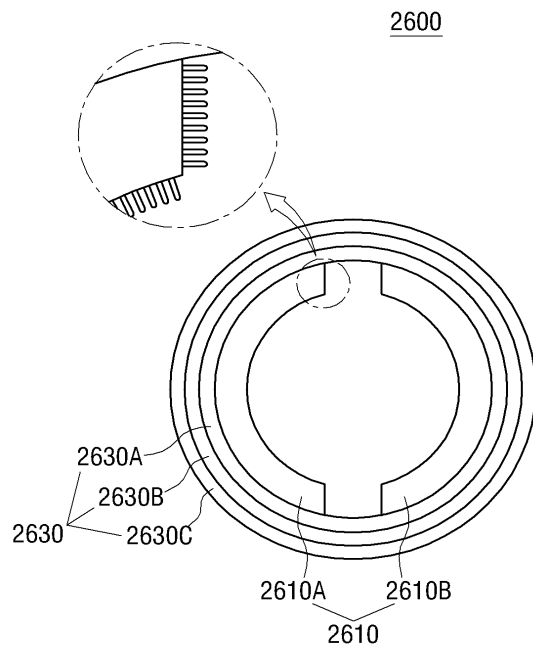
도면25



도면26



도면27



도면28

