(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0104762
(43) 공개일자 2011년09월23일

(51) Int. Cl.
A61N 1/378 (2006.01) *A61N 1/39* (2006.01)
H01M 10/04 (2006.01) *H01M 10/02* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2010-0023848
(22) 출원일자 2010년03월17일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
경상대학교산학협력단
경상남도 진주시 가좌동 900
(72) 발명자
조규봉
경상남도 진주시 금산면 장사리 현대아이파크 101동 1002호
노정필
경상남도 마산시 회성동 443-14번지
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
이현수, 김태헌, 정홍식

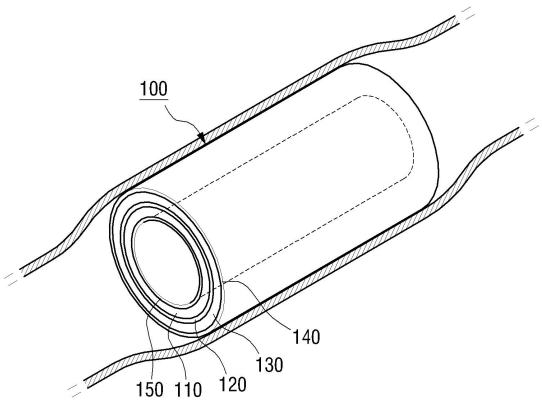
전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 튜브형 구조의 생체 삽입 전지

(57) 요 약

생체 삽입 전지가 개시된다. 본 생체 삽입 전지는, 양단이 개방된 공동(cavity)을 갖는 튜브형 구조를 가지며, 공동으로 통과하는 혈액을 이용하여 전기 에너지를 발생시키는 생체 연료 전지부, 생체 연료 전지부의 외측에 배치되어, 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 조절하는 변압 회로부, 및 변압 회로부의 외측에 배치되어, 조절된 전압 또는 전류 밀도를 이용하여 전기 에너지를 충전하여 저장하는 2차 전지부를 포함하며, 생체 삽입 전지는, 생체 내의 혈관에 삽입된다.

대 표 도 - 도1



(72) 발명자

안효준

경상남도 진주시 신안동 평거2차현대아파트 201동 1303호

안주현

경상남도 진주시 신안동 454-2 평거2차현대아파트 202동 1204호

김기원

경상남도 진주시 평거동 737 한보타운 101동 1409호

남태현

경상남도 진주시 평거동 191번지 들말흥한타운 110동 405호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 03-2009-0381

부처명 교육과학기술부

연구관리전문기관

연구사업명 미래유망 파이오니어 사업

연구과제명 인체이식형 나노배터리 개발

기여율

주관기관 경상대학교

연구기간 2009년 06월 01일 ~ 2010년 03월 31일

특허청구의 범위

청구항 1

튜브형 구조의 생체 삽입 전지에 있어서,

양단이 개방된 공동(cavity)을 갖는 튜브형 구조를 가지며, 상기 공동으로 통과하는 혈액을 이용하여 전기 에너지를 발생시키는 생체 연료 전지부;

상기 생체 연료 전지부의 외측에 배치되어, 상기 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 조절하는 변압 회로부; 및

상기 변압 회로부의 외측에 배치되어, 상기 조절된 전압 또는 전류 밀도를 이용하여 전기 에너지를 충전하여 저장하는 2차 전지부;를 포함하며,

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

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 생체 삽입 전지는,

상기 생체 내의 혈관의 직경을 확장시켜 상기 생체 내의 혈관에 고정되는 것을 특징으로 하는 튜브형 구조의 생체 삽입 전지.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 생체 삽입 전지의 외경은, 상기 혈관의 직경과 동일한 것을 특징으로 하는 튜브형 구조의 생체 삽입 전지.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 생체 삽입 전지를 상기 혈관에 고정하기 위한 적어도 하나의 고정 부재를 갖는 고정부;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 튜브형 구조의 생체 삽입 전지.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 생체 연료 전지부는,

상기 혈액 속의 글루코오스, 피브루산, 젖산, 및 아미노산 중 적어도 하나를 이용하여, 상기 전기 에너지를 발생시키는 것을 특징으로 하는 튜브형 구조의 생체 삽입 전지.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 생체 연료 전지부의 내측 표면에 코팅된 반투과막;을 더 포함하며,

상기 반투과막은, 상기 혈액 속의 상기 글루코오스, 상기 피브루산, 상기 젖산, 및 상기 아미노산 중 적어도 하나를 선택적으로 투과시키는 것을 특징으로 하는 튜브형 구조의 생체 삽입 전지.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 생체 삽입 전지의 단면은 원형인 것을 특징으로 하는 튜브형 구조의 생체 삽입 전지.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 2차 전지부의 외측 표면을 둘러싸는 생체 적합성 코팅막;을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 튜브형 구조의 생체 삽입 전지.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 생체 적합성 코팅막은,

폴리 유산(polylactic acid, PLA), 폴리-베타-하이드록시부티레이트(poly-β-hydroxybutyrate), 키토산(chitosan), 및 실리콘(silicon) 중 적어도 하나로 이루어지는 것을 특징으로 하는 튜브형 구조의 생체 삽입 전지.

청구항 10

양단이 개방된 공동(cavity)을 갖는 튜브형 구조를 가지며, 상기 공동으로 통과하는 혈액을 이용하여 전기 에너지를 발생시키는 생체 연료 전지부;

상기 생체 연료 전지부의 외측에 배치되어, 상기 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 조절하는 변압 회로부;

상기 변압 회로부의 외측에 배치되어, 상기 조절된 전압 또는 전류 밀도를 이용하여 전기 에너지를 충전하여 저장하는 2차 전지부; 및

상기 2차 전지부의 외측 표면을 둘러싸는 피복부;를 포함하는 인공 혈관.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 피복부는, Ploygly colide(PG), Ploygly colic acid(PGA), Polylactide(PL), Polylactic acid(PLA), Polycaprolactone(PCL), Poly(ethylene terephthalate)(PET), expanded poly(tetrafluoroethylene)(ePTFE), 및 Polyureathane(PU) 중 적어도 하나로 이루어지는 생체 적합성 코팅막인 것을 특징으로 하는 인공 혈관.

명 세 서

기 술 분 야

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

배 경 기 술

[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㎛(폭)×200㎛(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 발생되는 전압 및 전류밀도가 매우 낮아 인체이식형 기기에 공급하는데 충분한 전원으로서 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 내의 혈관에 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 공동(cavity)을 갖는 튜브형 구조를 가지며, 상기 공동으로 통과하는 혈액을 이용하여 전기 에너지를 발생시키는 생체 연료 전지부, 상기 생체 연료 전지부의 외측에 배치되어, 상기 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 조절하는 변압 회로부, 및 상기 변압 회로부의 외측에 배치되어, 상기 조절된 전압 또는 전류 밀도를 이용하여 전기 에너지를 충전하여 저장하는 2차 전지부를 포함하며, 상기 생체 삽입 전지는, 생체 내의 혈관에 삽입된다.

[0011] 상기 생체 삽입 전지는 상기 생체 내의 혈관의 직경을 확장시켜 상기 생체 내의 혈관에 고정될 수 있다.

[0012] 상기 생체 삽입 전지의 외경은, 상기 혈관의 직경과 동일할 수 있다.

[0013] 상기 생체 삽입 전지를 상기 혈관에 고정하기 위한 적어도 하나의 고정 부재를 갖는 고정부를 더 포함할 수 있다.

[0014] 상기 생체 연료 전지부는, 상기 혈액 속의 글루코오스, 피브루산, 젖산, 및 아미노산 중 적어도 하나를 이용하여, 상기 전기 에너지를 발생시킬 수 있다.

[0015] 상기 생체 연료 전지부의 내측 표면에 코팅된 반투과막을 더 포함하며, 상기 반투과막은, 상기 혈액 속의 상기 글루코오스, 상기 피브루산, 상기 젖산, 및 상기 아미노산 중 적어도 하나를 선택적으로 투과시킬 수 있다.

[0016] 상기 생체 삽입 전지의 단면은 원형일 수 있다.

[0017] 상기 2차 전지부의 외측 표면을 둘러싸는 생체 적합성 코팅막을 더 포함할 수 있다.

[0018] 상기 생체 적합성 코팅막은, 폴리 유산(polylactic acid, PLA), 폴리-베타-하이드록시부티레이트(poly-β-hydroxybutyrate), 키토산(chitosan), 및 실리콘(silicon) 중 적어도 하나로 이루어질 수 있다.

[0019] 한편, 본 발명의 일 실시 예에 따른 인공 혈관은, 양단이 개방된 공동(cavity)을 갖는 튜브형 구조를 가지며, 상기 공동으로 통과하는 혈액을 이용하여 전기 에너지를 발생시키는 생체 연료 전지부, 상기 생체 연료 전지부의 외측에 배치되어, 상기 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 조절하는 변압 회로부, 상기 변압 회로부의 외측에 배치되어, 상기 조절된 전압 또는 전류 밀도를 이용하여 전기 에너지를 충전하여 저장하는 2차 전지부, 및 상기 2차 전지부의 외측 표면을 둘러싸는 피복부를 포함한다.

[0020] 여기서, 상기 피복부는, Ploy glycolide(PG), Ploy glycolic acid(PGA), Polylactide(PL), Polylactic acid(PLA), Polycaprolactone(PCL), Poly(ethylene terephthalate)(PET), expanded poly(tetrafluoroethylene)(ePTFE), 및 Polyureathane(PU) 중 적어도 하나로 이루어지는 생체 적합성 코팅막일 수 있다.

발명의 효과

[0021] 본 발명의 다양한 실시 예에 따르면, 생체 내의 혈관에 삽입되어, 생체 삽입 전지의 중심 개구를 통해 흐르는 혈액을 이용하여 전기 에너지를 발생할 수 있는 융합형 생체 삽입 전지를 제공할 수 있으므로, 사용자의 편의를 도모할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0022] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 튜브형 구조의 생체 삽입 전지를 나타내는 도면.

도 2a 내지 도 2c는 본 발명의 일 실시 예에 따른 튜브형 구조의 생체 삽입 전지의 다양한 예를 나타내는 도면.

도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 튜브형 구조의 생체 삽입 전지에 대하여 보다 구체적으로 설명하기 위한 도면.

도 4는 변압 회로부의 일 예를 나타낸 도면.

도 5는 도 4의 변압 회로부에서 클록 신호 및 반전 클록 신호에 따라 발생하는 승압 과정을 나타낸 도면.

도 6a 내지 6c는 생체 삽입 전지의 일 예를 나타내는 도면.

도 7은 생체 연료 전지부의 전극의 일 예를 나타내는 도면.

도 8은 나노 구조의 2차 전지부의 일 예를 나타내는 도면.

도 9 내지 도 12는 생체 삽입 전지를 구성하는 효소를 개량해서 전자 전달 속도와 발생 전류 밀도를 증가시키는 방법을 나타내는 도면.

도 13은 본 발명의 일 실시 예에 따른 인공 혈관을 나타내는 도면.

도 14a 및 도 14b는 본 발명의 다른 실시 예에 따른 튜브형 구조의 생체 삽입 전지의 일 예를 나타내는 도면.

도 15는 본 발명의 일 실시 예에 따른 생체 연료 전지부를 나타내는 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0023] 이하, 첨부한 도면을 참조하여 본 발명에 대하여 보다 상세하게 설명하기로 한다.

[0024] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 튜브형 구조의 생체 삽입 전지를 나타내는 도면이다. 도 1을 참조하면, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)는, 생체 연료 전지부(110), 변압 회로부(120), 2차 전지부(130), 및 생체 적합성 코팅막(140)을 포함한다.

[0025] 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)는 생체 내의 혈관에 삽입될 수 있으며, 이에 따라 플렉서블(flexible) 회로, 플렉서블 기기, 플렉서블 레이어(layer) 등으로 구현될 수 있다.

[0026] 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)는 생체 내의 인공 장기 및 센서 등과 같은 다양한 전자 기기에 전기 에너지를 제공할 수 있다. 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)는 MEMS(Micro Electro Mechanical Systems) 기술, 더 나아가 NEMS(Nano Electro Mechanical Systems) 기술이 적용될 수 있다.

[0027] 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)는 속이 빈 튜브 형태의 구조를 가지며, 내측에 속이 빈 튜브형 구조의 생체 연료 전지부(110)가 배치되며, 그 외측에 변압 회로부(120)가 배치되며, 그 외측에 2차 전지부(130)가 순차적으로 배치되는 구조일 수 있다. 또는, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)는 양단이 개방된 공동을 갖는 원기둥 구조일 수 있다. 여기서, 공동은 개구일 수 있다.

[0028] 생체 연료 전지부(110)와 2차 전지부(130)의 전극은 전자발생을 위한 반응 효율을 증대시키기 위하여, 반응을 하는 전극의 크기는 마이크로 이하의 크기를 갖는 것이 바람직하며, 습식성장(졸겔, 전해, 무전해 도금) 또는 건식 성장(화학적 기상법, 물리적 기상법)을 이용하여 생체 연료 전지부(110)와 2차 전지부(130)의 전극을 제조할 수 있다.

[0029] 2차 전지부(130)의 전극 중 양극은 리튬금속산화물로써 금속은 Co, Ni, Mn, Fe 또는 인산계 물질을 포함할 수 있다. 음극은 리튬과의 가역반응을 일으킬 수 있는 물질, 리튬 금속과 가역적으로 화합물을 형성할 수 있는 물질, C, Na, K, Rb, Cs, Fr, Be, Mg, Ca, Sr, Ba, Ra, Ti, Ag, Zn, Cd, Al, Ga, In, Si, Ge, Sn, Pb, Sb, Ni,

Bi 또는 이들의 조합으로 이루어진 군에서 선택되거나, 이들의 산화물 또는 질화물을 사용할 수 있다. 또한 음극은 상술한 물질들과 리튬 합금을 포함하는 음극 활물질로 제조된 것을 사용한다. 아울러, 음극은 리튬의 탈리(분해)반응이 리튬전극을 기준으로 2.5V(Li/Li^+) 이하인 물질을 사용할 수 있다.

[0030] 전해질로는 액체 전해질 또는 고체 전해질이 이용될 수 있다. 용액은 헥사플루오로인산 리튬, 테트라플루오로인산 리튬, 테트라플루오로붕산 리튬 등의 리튬염을 프로필렌카보네이트, 에틸렌카보네이트, 디에틸카보네이트, 메틸에틸카보네이트, γ-부티로락톤 등과 혼합하여 이용할 수 있다.

[0031] 고체 전해질로서는, 폴리(불화비닐리덴), 테트라플루오로에틸렌중합체 등의 불소수지 또는 메틸셀룰로스, 카르복시메틸셀룰로스 등의 셀룰로스류, 폴리비닐알콜 등의 폴리비닐계 물질 등과 리튬염을 혼합하여 사용가능하다. 또한 고체 전해질로서는, Li-P-O-N계 또는 유황계 고체전해질을 이용할 수 있다.

[0032] 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)는 2차 전지부(130)의 외측에 생체 적합성 코팅막(140)이 배치되며, 생체 연료 전지부(100)의 내측에 반투과막(150)이 배치되는 구조일 수 있다.

[0033] 생체 연료 전지부(110)는 양단이 개방된 공동(cavity)을 갖는 튜브형 구조를 가지며, 공동으로 통과하는 혈액을 이용하여 자체적으로 전기 에너지를 발생시킨다.

[0034] 생체 연료 전지부(110)는 생체 내 원료로서, 혈액 속의 글루코오스, 피브루산, 젖산, 및 아미노산 중 적어도 하나를 이용하여 전기 에너지를 발생할 수 있다. 상술한 글루코오스, 피브루산, 젖산, 및 아미노산 등이 변형된 물질을 생체 내 원료로 이용할 수도 있다.

[0035] 생체 연료 전지부(110)의 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 원형인 것이 바람직하다.

[0036] 여기서, 단면이란, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)의 양쪽 개구 사이를 절단한 면일 수 있다.

[0037] 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)의 공동의 단면 뿐만 아니라, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)의 단면은 원형 또는 다각형일 수 있다.

[0038] 변압 회로부(120)는 생체 연료 전지부(110)의 외측에서 생체 연료 전지부(110)를 둘러싸는 형태의 튜브형 구조를 형성하며, 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 조절한다.

[0039] 생체 연료 전지부(110)에서 발생된 전압은 1V 이하인 경우가 많으므로, 생체 연료 전지부(110)에서 발생된 전기 에너지는 실제 생체 내의 전자 기기(미도시)에 적용되기에는 부족하다. 따라서, 변압 회로부(120)는 생체 연료 전지부(110)에서 발생된 전압을 승압하여 실제 생체 내의 전자 기기(미도시)에 사용될 수 있는 형태로 전류 밀도를 변형할 수 있다. 또는, 변압 회로부(120)는 전압을 승압하는 것이 아니라, 전류 밀도를 조절하여 실제 생체 내의 전자 기기(미도시)에 사용될 수 있는 형태로 전류 밀도를 변형할 수 있다.

[0040] 2차 전지부(130)는 변압 회로부(120)의 외측에서 변압 회로부(120)를 둘러싸는 튜브형 구조를 형성하며, 조절된 전압 또는 전류 밀도를 이용하여 전기 에너지를 충전하여 저장한다. 그 후, 생체 내 전자 기기(미도시)에서 전기 에너지가 필요할 때에 충전된 전기에너지를 생체 내 전자 기기(미도시)로 제공함으로써, 방전될 수 있다.

[0041] 2차 전지부(130)는 충전 또는 방전이 가능한 2차 전지로 구현되는 것이 바람직하나, 1 이상의 커패시터를 이용하여 구현될 수도 있다.

[0042] 생체 적합성 코팅막(140)은 2차 전지부(130)의 외측 표면을 둘러싸는 얇은 막 형태일 수 있다. 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)의 가장 외측에 배치되는 생체 적합성 코팅막(140)은 생체 내의 혈관과 직접 접촉하는 부분이므로, 폴리 유산(polylactic acid, PLA), 폴리-베타-하이드록시부티레이트(poly-β-hydroxybutyrate), 키토산(chitosan), 및 실리콘(silicon) 중 적어도 하나로 이루어질 수 있다.

[0043] 반투과막(150)은 생체 연료 전지부(110)의 내측 표면에 코팅된다. 반투과막(150)은 아주 얇은 막으로서, 반투과막(150)이 배치되는 경우, 생체 삽입 전지(100)의 공동의 직경(diameter)은 줄어들 수 있다.

[0044] 반투과막(150)은 생체 내 원료로 사용되는 글루코오소, 피브루산, 젖산, 및 아미노산 중 적어도 하나를 선택적으로 투과시키며, 생체 내 원료 이외의 물질은 투과할 수 없도록 한다.

[0045] 생체 연료 전지부(110), 변압 회로부(120), 2차 전지부(130), 및 생체 적합성 코팅막(140)은 각각 단일 층

(single layer) 구조로 형성될 수 있다.

[0046] 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)는 마이크로 카테터(catheter) 또는 전달 튜브 등을 이용하여 통해 혈관의 특정 부분으로 이동시키거나, 외과적 수술을 통해 혈관의 특정 부분에 위치시킬 수 있다.

[0047] 생체 삽입 전지(100)는 생체 연료 전지부(110), 변압 회로부(120), 및 2차 전지부(130)를 고집적화하여, 융합형 전지를 제공할 수 있다.

[0048] 도 2a 내지 도 2c는 본 발명의 일 실시 예에 따른 튜브형 구조의 생체 삽입 전지의 다양한 예를 도시하고 있다.

[0049] 도 2a를 참조하면, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)는 주변 혈관을 확장시키지 않고, 주변 혈관에 삽입된 구조를 갖는다. 여기서, 생체 삽입 전지(100)의 외경(external diameter)은, 혈관의 직경과 동일하다. 즉, 생체 연료 전지부(110)의 공동의 직경은 혈관의 직경 보다 작을 수 있다.

[0050] 도 2b를 참조하면, 주변 혈관을 확장시켜 튜브형 구조의 생체 삽입 전지가 삽입된 구조를 갖는다. 본 생체 삽입 전지(100)는 생체 내의 혈관의 직경을 확장시켜 생체 내의 혈관에 고정될 수 있다.

[0051] 구체적으로, 도 2b에서 도시된 것처럼, 생체 연료 전지부(110)의 공동의 직경과 혈관의 직경을 동일하게 함으로써, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)의 주변에 혈전이 쌓이는 문제점을 해결할 수 있다.

[0052] 본 생체 삽입 전지(100)의 생체 내의 혈관의 직경을 확장되는 경우, 도시된 도 2b와 달리, 생체 연료 전지부(110)의 공동의 직경은, 혈관의 직경보다 작을 수도 있으며, 혈관의 직경보다 클 수도 있다.

[0053] 물론, 생체 연료 전지부(110)의 내부에 반투과막(150)이 더 포함된 경우에는, 반투과막(150) 내측 공동의 직경과 혈관의 직경을 동일하게 할 수 있다. 하지만, 반투과막(150)은 아주 얇기 때문에, 생체 연료 전지부(110)의 내측 직경과 반투과막(150)의 내측 직경은 거의 동일할 수 있다.

[0054] 도 2c는 도 2b에 고정부(160)를 더 포함한 구조를 갖는다. 도 2c에서 도시된 것처럼, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)는, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)를 혈관의 특정 부분에 고정하기 위한 적어도 하나의 고정 부재를 갖는 고정부(160)를 더 포함할 수 있다.

[0055] 고정부(160)는 도시된 것처럼, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)의 2차 전지부(130)에 체결구를 결합하여, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)를 혈관의 특정 부분에 부착할 수 있다. 또는, 혈관 외벽에 자석을 부착함으로써, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)를 혈관의 특정 부분에 고정시킬 수 있다. 또는, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)는, 고정부(160)를 통해 Ploy glycolide(PG), Ploy glycolic acid(PGA), Polylactide(PL), Polylactic acid(PLA), Polycaprolactone(PCL), Poly(ethylene terephthalate)(PET), expanded poly(tetrafluoroethylene)(ePTFE), Polyureathane(PU) 등으로 이루어진 인공 혈관에 미리 부착되어 제작된 후, 혈관에 이식될 수 있다.

[0056] 한편, 본 발명의 일 실시 예에 따른, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)는 생체 연료 전지부(110), 변압 회로부(120), 및 2차 전지부(130)의 배치에 따라 다양한 실시 예가 도출될 수 있다.

[0057] 일 예로서, 2차 전지부(130)가 가장 외측에 단일 층으로 배치되고, 그 내측에 생체 연료 전지부(110) 및 변압 회로부(120)가 단일 층에 함께 배치되는 형태일 수 있다.

[0058] 다른 예로서, 변압 회로부(120)가 가장 외측에 단일 층으로 배치되고, 그 내측에 생체 연료 전지부(110) 및 2차 전지부(130)가 단일층에 함께 배치되는 형태일 수 있다.

[0059] 또 다른 예로서, 생체 연료 전지부(110), 변압 회로부(120), 및 2차 전지부(130)가 단일층에서 함께 배치되는 형태일 수 있다.

[0060] 상술한 다양한 실시 예에 따라 다양한 형태의 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)를 형성할 수 있으나, 도 1에서 도시된 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)가, 생체 연료 전지부(110)에서 혈액과 접촉하는 표면적이 가장 넓어 생체 내 원료를 가장 잘 흡수할 수 있다.

[0061] 상술한 다양한 실시 예 및 각각의 실시 예에서의 각 구성요소의 기능은 거의 동일하므로, 이하 후술하는 도면을 참조하여 생체 삽입 전지(100)의 동작 원리에 대하여 보다 구체적으로 살펴보기로 한다.

[0062] 도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 튜브형 구조의 생체 삽입 전지에 대하여 보다 구체적으로 설명하기 위한 도면이다. 도 3에서 도시된 형태의 생체 삽입 전지(300)를 제작한 후, 속이 빈 튜브형 구조로 형성함으로써, 본 발명의 일 실시 예에 따른 튜브형 구조의 생체 삽입 전지를 생성될 수 있다. 또는, 도시된 것과 달리, 처음부터

속이 빈 튜브형 구조의 생체 삽입 전지를 제작할 수도 있다.

[0063] 도 3을 참조하면, 생체 삽입 전지(300)는 생체 연료 전지부(310), 2차 전지부(320), 변압 회로부(330), 및 생체 적합성 코팅막(340)을 포함한다.

[0064] 생체 연료 전지부(310)는 단위 연료 전지(311)를 직렬로 연결하는 스택 구조로 구성하거나, 여러 쌍의 전극을 직렬로 사용하여 전압을 높이는 것이 바람직하다. 또한, 2차 전지부(320)는 적은 전류에서도 충전 가능하도록 활물질의 양이 적은 박막 전지나 나노 전극 형태로 구성하는 것이 바람직하다. 또한, 일반적인 형태의 생체 삽입 전지의 전압 및 전류 밀도를 조절할 수 있는 변압 회로부(330)를 이용하여 생체 연료 전지부(310)와 2차 전지부(320)를 연결하는 것도 바람직하다.

[0065] 한편, 생체 내에서 사용하여야 하므로, 생체 삽입 전지(300)를 생체 적합성이 우수한 재료를 포함하는 생체 적합성 코팅막(340)으로 둘러싸는 것이 바람직하다. 특히, 2차 전지부(320)나 커패시터(도시하지 않음)는 생체의 물질과 완전히 차단하여도 된다.

[0066] 생체 적합성 코팅막(350)은 현재 사용되는 방법이면 어느 것이나 사용 가능하며, 특히 생체 적합성이 우수한 코팅막 재료로는 폴리 유산(polylactic acid, PLA), 폴리-베타-하이드록시부티레이트(poly-β-hydroxybutyrate), 키토산(chitosan), 또는 실리콘(silicon) 등을 이용할 수 있다.

[0067] 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.

[0068] 단, 생체 연료 전지부(310)는 생체 내의 연료를 이용하여 발전하므로, 생체 적합성 코팅막(340)은 생체 내의 연료가 통과할 수 있도록 하는 반투과막(350)을 포함하는 것이 바람직하다. 생체 연료 전지부(310)의 전극은 생체 내의 단백질 등에 의하여 퇴화가 가능하므로, 반투과막(350)은 생체 내의 연료만을 통과시키는 것이 바람직하다.

[0069] 반투과막(350)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.

[0070] 도 4는 변압 회로부의 일 예를 나타낸 도면이다.

[0071] 도 4에 도시된 바와 같이, 변압 회로부(330)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.

[0072] 클록 신호(clk) 및 반전 클록 신호(clkb)는 변압 회로부(330) 내부의 오실레이터(미도시)로부터 생성될 수 있으며, 오실레이터(미도시)의 필요한 전압은 생체 연료 전지부(310)로부터 입력되는 전압 범위로 동작할 수 있다.

[0073] 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.

[0074] 변압 회로부(330)는 입력 전압(Vin)을 승압시키기 위해 제어신호로서 클록 신호(clk)와 이를 반전시킨 반전 클록 신호(clk)를 사용한다. 반전 클록 신호(clk)는 CMOS 트랜지스터(CM2,4)를 구성하는 NMOS 트랜지스터(MN2, 4) 및 CMOS 트랜지스터(MP2, 4)의 게이트 전극으로 인가된다. 클록 신호(clk)는 PMOS 트랜지스터(MP1,3,5)를 구성하는 NMOS 트랜지스터(MN1,3,5) 및 PMOS 트랜지스터(MP1, 3, 5)의 게이트 전극으로 인가된다.

[0075] 커패시터(C1)는 NMOS 트랜지스터(MN3)의 드레인 전극에 일단이 연결되고, 타단에 반전 클록 신호(clk)가 인가된다. 커패시터(C2)는 NMOS 트랜지스터(MN3)의 드레인 전극과 NMOS 트랜지스터(MN4)의 드레인 전극에 일단이 연결되고, 타단에 클록 신호(clk)가 인가된다. 커패시터(C3)는 NMOS 트랜지스터(MN4)의 드레인 전극과 NMOS 트랜지스터(MN5)의 드레인 전극에 일단이 연결되고, 타단에 반전 클록 신호(clk)가 인가된다. 커패시터(C4)는 NMOS 트랜지스터(MN5)의 드레인 전극에 일단이 연결되고, 타단에 반전 클록 신호(clk)가 인가된다. 커패시터(C5)는 PMOS 트랜지스터(MP5)의 드레인 전극과 접지 사이에 연결되며, 출력 전압(Vout)은 커패시터(C5)에 충전된 전압

에 의해 결정된다.

[0076] 이하, 도 5를 참조하여 구체적인 승압 과정을 설명한다.

[0077] 도 5는 도 4의 변압 회로부에서 클록 신호 및 반전 클록 신호에 따라 발생하는 승압 과정을 나타낸 도면이다.

[0078] 먼저, 시점 T1에서, 클록 신호(clk)가 하이 레벨 및 반전 클록 신호(clk)가 로우 레벨이 되면, NMOS 트랜지스터(MN1)가 턴온되어, PMOS 트랜지스터(M1)가 턴온된다. 클록 신호(clk) 및 반전 클록 신호(clk)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(Vin)과 동일해지고, 이때, 커패시터(C1)의 타단에는 로우 레벨의 전압이 인가되어 있으므로, 커패시터(C1)의 양단에는 입력 전압(Vin)과 로우 레벨의 차에 해당하는 전압(이하, 제1 전압(V1))이 충전된다. 로우 레벨은 접지 전압으로 제1 전압(V1)과 입력 전압(Vin)은 동일한 레벨이다.

[0079] 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(△V))만큼 접점(a)의 전압이 증가한다. 그러면 접점(a)의 전압은 전압(V1 + △V) 레벨이 된다. 이때, 전압(VDD)은 전압(V1 + △V)과의 전압과의 차가 NMOS 트랜지스터(MN2)의 문턱 전압보다 크도록 로우 레벨의 전압으로 설정된다. 따라서 NMOS 트랜지스터(MN2)가 턴온되어 로우 레벨의 전압(VDD)이 PMOS 트랜지스터(M2)의 게이트 전극에 인가되어 PMOS 트랜지스터(M2)가 턴온된다. 그러면 접점(b)의 전압은 전압(V1 + △V)이 되고, 커패시터(C2)의 타단에는 로우 레벨의 전압이 인가되어 있으므로, 커패시터(C2)의 양단에는 전압(V1 + △V)이 충전된다.

[0080] 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(△V))만큼 접점(b)의 전압이 증가한다. 그러면 접점(b)의 전압은 전압(V1 + 2△V) 레벨이 된다. 이때, NMOS 트랜지스터(MN3)는 하이 레벨의 전압(V1+ 2△V)에 의해 턴온되고, PMOS 트랜지스터(M3)의 게이트 전극과 소스 전극의 전압차는 전압(△V)이 되며, 전압(△V)는 PMOS 트랜지스터(M3)의 문턱전압의 절대값 보다 크게 설정된다. 따라서 PMOS 트랜지스터(M3)가 턴온된다. 이때, 접점(c)의 전압은 전압(V1 + 2△V)이 된다. 커패시터(C3)의 일단에는 전압(V1+ 2△V)이 인가되고, 타단에는 로우 레벨의 인가되므로, 커패시터(C3) 양단에 전압(V1 + 2△V)이 충전된다.

[0081] 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(△V))만큼 접점(c)의 전압이 증가한다. 그러면 접점(c)의 전압은 전압(V1 + 3△V) 레벨이 된다. 이때, NMOS 트랜지스터(MN4)는 하이 레벨의 전압(V1+ 3△V)에 의해 턴 온되고, PMOS 트랜지스터(M4)의 게이트 전극과 소스 전극의 전압차는 전압(△V)이 되어 턴 온 된다. 이때, 접점(d)의 전압은 전압(V1 + 3△V)이 된다. 커패시터(C4)의 일단에는 전압(V1 + 3△V)이 인가되고, 타단에는 로우 레벨의 전압이 인가되므로, 커패시터(C4) 양단에 전압(V1 + 3△V)이 충전된다.

[0082] 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(△V))만큼 접점(d)의 전압이 증가한다. 그러면 접점(d)의 전압은 전압(V1 + 4△V) 레벨이 된다. 이때, NMOS 트랜지스터(MN5)는 하이 레벨의 전압(V1+ 4△V)에 의해 턴 온 되고, PMOS 트랜지스터(M5)의 게이트 전극과 소스 전극의 전압차는 전압(△V)이 되어 턴 온 된다. 이때, 커패시터(C5)의 일단의 전압은 전압(V1 + 4△V)이 된다. 커패시터(C5)의 타단은 접지 전압이므로 출력 전압은 전압(V1 + 4△V))으로 결정된다. 이와 같은 방식으로 변압 회로부(330)는 입력 전압(Vin)을 승압시켜 출력 전압(Vout)을 전압(V1 + 4△V) 레벨까지 상승시킨다.

[0083] 결국, 이러한 과정을 거쳐 입력 전압은 승압되어 출력될 수 있다.

[0084] 도 6a 내지 6c는 생체 삽입 전지의 일 예를 나타내는 도면이다. 도 6a 내지 6c는 각각 생체 연료 전지부, 2차 전지부, 및 변압 회로부 연결 위치에 따른 다양한 형태의 생체 삽입 전지를 나타낸다.

[0085] 도 6a를 참조하면, 생체 삽입 전지(300)는 단일층으로 변압 회로부(330)를 형성하고, 변압 회로부(330) 위에 생체 연료 전지부(310)와 2차 전지부(320)를 함께 단일층으로 집적하여 제조할 수 있다.

[0086] 변압 회로부(330)는 실리콘 등의 기판 위에 CMOS 공정 등을 이용하여 구성할 수 있다. 또한, 변압 회로부(330)와 생체 연료 전지부(310) 또는 2차 전지부(320) 사이에는 전기적인 절연을 위하여 패시베이션층(passivation layer)을 코팅하고, 전기가 통하는 통로만 알루미늄 등의 금속으로 채울 수도 있다.

[0087] 한편, 기판은 폴리이미드 등의 재료를 기판으로 사용하여 유연성을 확보할 수 있으며, 기판을 포함한 변압 회로

부(330), 더 나아가 생체 삽입 전지(300)는 굽힘 변형이 가능하다.

[0088] 생체 삽입 전지(300)의 외부에는 생체 적합성 코팅막(340)을 형성하고, 생체 연료 전지부(310) 주위는 생체 내의 연료가 통과할 수 있는 반투과막(350)으로 둘러싼다.

[0089] 도 6b를 참조하면, 생체 삽입 전지(300)는 단일층의 변압 회로부(330) 아래에 단일층의 2차 전지부(320)를 제조하고, 단일층의 생체 연료 전지부(310)를 변압 회로부(330) 위에 집적하여 제조할 수 있다. 또한, 생체 삽입 전지(300)의 외부에는 생체 적합성 코팅막(340)을 형성하고, 생체 연료 전지부(310) 주위는 생체 내의 연료가 통과할 수 있는 반투과막(350)으로 둘러싼다.

[0090] 도 6c를 참조하면, 생체 삽입 전지(300)는 단일층에 변압 회로부(330)를 형성하고, 생체 연료 전지부(310)와 2차 전지부(320)를 상술한 단일층에 함께 제조한 후, 변압 회로부(330)와 연결하여 제조할 수 있다. 또한, 생체 삽입 전지(300)의 외부에는 생체 적합성 코팅막(340)을 형성하고, 생체 연료 전지부(310) 주위는 생체 내의 연료가 통과할 수 있는 반투과막(350)으로 둘러싼다.

[0091] 도 6a 내지 도 6c에서 도시된 생체 삽입 전지(300)를 굽힘 변형함으로써, 속이 빈 원기둥 형태로 만드는 경우, 생체 연료 전지부(310)의 표면을 통해 혈액이 지나갈 수 있으며, 이에 따라, 생체 연료 전지부(310)는 혈액 속의 생체 내 연료를 이용하여 전기 에너지를 생성할 수 있다.

[0092] 도 7은 생체 연료 전지부의 전극의 일 예를 나타내는 도면이다.

[0093] 도 7을 참조하면, 생체 연료 전지부(310)의 전극(700)은 집전체(710) 위에 금 등의 나노 입자(720) 시드를 형성한 후, 카본 나노 튜브(730)를 성장시키고, 카본 나노 튜브(730)에 효소(740)를 고정화하여 제조할 수 있다.

[0094] 다만, 효소(740)는 모든 종류의 전도성 나노 튜브, 또는 전도성 나노 와이어에 형성될 수 있다.

[0095] 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.

[0096] 도 8은 나노 구조의 2차 전지부의 일 예를 나타내는 도면이다. 도 8을 참조하면, 양극 집전체(840) 위에 형성된 나노 구조의 양극(810)과 음극 집전체(850) 위에 형성된 나노 구조의 음극(820)을 서로 어긋나게 배치하여 크기가 작고, 고에너지 밀도인 나노 구조의 2차 전지부(800)를 제조할 수 있다.

[0097] 2차 전지부(800)로는 일반적인 형태의 2차 전지나 커패시터가 모두 사용 가능하지만, 생체 연료 전지부(310)의 낮은 전류 밀도에서 충전하기 위해서는 박막 형태의 전극 또는 3차원 나노 형태의 전극으로 구성하는 것이 바람직하다.

[0098] 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.

[0099] 도 9 내지 도 12는 각각 생체 연료 전지를 구성하는 효소를 개량해서 전자 전달 속도와 발생 전류 밀도를 증가시키는 방법을 나타내는 도면이다.

[0100] 도 9b를 참조하면, 전자 발생에 관여하는 효소의 활성부위가 효소 내부에 감추어져 있는 경우, 전달 속도가 감소되어 발전량이 부족한 경우를 나타낸다.

[0101] 반면, 도 9a를 참조하면, 효소의 활성부위를 덮고 있는 효소의 불필요한 부분을 절단해서 전자 발생 활성 부위가 전극표면에 바로 접촉하도록 함으로써 전자 전달 속도를 증가시키는 경우를 나타낸다.

[0102] 도 10b를 참조하면, 효소 고정화시에 전극 표면에 효소가 무질서하게 배열되어 발전량이 부족한 경우를 나타낸다.

[0103] 반면, 도 10a를 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.

[0104] 도 11은 효소의 기질에 대한 반응속도를 증가시키기 위해서 효소의 기질 결합 부위를 개질시켜서 기질 친화도를 증가시키는 방법을 나타낸다.

[0105] 도 12는 분자 진화 기술의 일종인 페밀리 디엔에이 셔플링(family DNA shuffling) 기술을 이용하여, 유사한 기

능을 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.

[0106] 본 발명의 일 실시 예에 따른 튜브형 구조의 생체 삽입 전지는, 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.

[0107] 일 예로서, 본 발명의 일 실시 예에 따른 튜브형 구조의 생체 삽입 전지를 이용하면 현재 시판 중인 당뇨병 치료용 외장형 인슐린 주입 펌프의 크기를 대폭 줄여 내장형 인슐린 주입 펌프도 제조할 수 있다.

[0108] 또한, 현재 사용 중인 인체 삽입형 의료 기기의 전원, 및 미래에 개발될 진단 및 수술용 인체 이식형 로봇의 전원으로도 사용가능하다.

[0109] 도 13은 본 발명의 일 실시 예에 따른 인공 혈관을 나타내는 도면이다.

[0110] 도 13을 참조하면, 인공 혈관(1300)은, 양단이 개방된 공동(cavity)을 갖는 튜브형 구조를 가지며, 공동으로 통과하는 혈액을 이용하여 전기 에너지를 발생시키는 생체 연료 전지부, 생체 연료 전지부의 외측에 배치되어, 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 조절하는 변압 회로부, 변압 회로부의 외측에 배치되어, 조절된 전압 또는 전류 밀도를 이용하여 전기 에너지를 충전하여 저장하는 2차 전지부, 및 2차 전지부의 외측 표면을 둘러싸는 피복부를 포함한다.

[0111] 여기서, 피복부는, Ploy glycolide(PG), Ploy glycolic acid(PGA), Polylactide(PL), Polylactic acid(PLA), Polycaprolactone(PCL), Poly(ethylene terephthalate)(PET), expanded poly(tetrafluoroethylene)(ePTFE), 및 Polyureathane(PU) 중 적어도 하나로 이루어지는 생체 적합성 코팅막일 수 있다.

[0112] 인공 혈관(1300)은 생체 내에서 독성이 없으며, 혈전 형성을 최소화할 수 있으며, 주변 조직에 감염, 염증, 및 면역 반응을 일으키지 않는 것이 바람직하다. 또한, 수축 및 팽창에 견딜 수 있어야 하며, 변형 또는 변질되지 않는 것이 바람직하다.

[0113] 전술한 것처럼, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100)는 미리 제작된 인공 혈관에 부착될 수도 있으며, 튜브형 구조의 생체 삽입 전지(100) 그 자체가 인공 혈관(1300)일 수 있다.

[0114] 이에 따라, 도 13에서 도시된 것처럼, 생체 내 혈관의 일 영역이 제거된 후, 인공 혈관(1300)이 이식될 수 있다. 이식을 위해서는 혈관우회술 또는 직접 수술이 적용될 수 있다.

[0115] 이하, 중복되는 부분에 대한 설명은 생략하기로 한다.

[0116] 도 14a 및 도 14b는 본 발명의 다른 실시 예에 따른 생체 삽입 전지를 나타내는 도면이다.

[0117] 도 14a를 참조하면, 생체 삽입 전지(1400)는 피복부(1410) 및 복수 개의 셀(1420)을 포함한다.

[0118] 피복부(1410)는 양 단이 개방된 개구를 갖는 튜브형 구조이다.

[0119] 복수 개의 셀(1420)은 피복부(1410)의 일 단에서 타 단 방향으로 직렬로 배치된다.

[0120] 이에 따라, 본 생체 삽입 전지(1400)는 피복부(1410) 내부에 길이 방향으로 직렬로 배치된 복수 개의 셀(1420)을 이용하여, 전압을 승압시킬 수 있다.

[0121] 도 14b는 도 14a에서 도시된 생체 삽입 전지(1400)를 보다 구체적으로 도시하고 있다. 복수 개의 셀 각각(1420a, 1420b, 1420c, 1420d 중 어느 하나)은, 양단이 개방된 공동(cavity)을 갖는 튜브형 구조를 가지며, 공동으로 통과하는 혈액을 이용하여 전기 에너지를 발생시키는 생체 연료 전지부, 생체 연료 전지부의 외측에 배치되어, 발생된 전기 에너지를 이용하여 전압 또는 전류 밀도를 조절하는 변압 회로부, 및 변압 회로부의 외측에 배치되어, 조절된 전압 또는 전류 밀도를 이용하여 전기 에너지를 충전하여 저장하는 2차 전지부를 포함한다. 생체 삽입 전지(1400)는 생체 내의 혈관에 삽입될 수 있다.

[0122] 도 14a 및 도 14b에서는, 설명의 편의상, 생체 연료 전지부, 변압 회로부, 및 2차 전지부를 구분하지 않고 도시하였다.

[0123] 도 14a 및 도 14b에 따르면, 복수 개의 셀(1420) 각각이 1V의 전압을 발생시킬 수 있다면, 일 예로서, 4개의 셀을 직렬로 연결하는 경우, 4V의 전압으로 승압시킬 수 있다.

[0124] 도 14a 및 도 14b에서는 복수 개의 셀(1420)이 4개인 것으로 도시되어 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0125] 복수 개의 셀 각각(1420a, 1420b, 1420c, 1420d 중 어느 하나)의 동작은 이미 상세히 설명되었으므로, 중복되는 부분에 대한 설명은 생략하기로 한다.

[0126] 한편, 본 발명의 다른 실시 예에 따른 인공 혈관 또한, 도 14a 및 도 14b와같은 구조를 가질 수 있다. 이에 따라, 본 인공 혈관은 바디부 내부에 길이 방향으로 직렬로 배치된 복수 개의 셀을 이용하여, 전압을 승압시킬 수 있다.

[0127] 한편, 도 1 내지 2c 및 도 14a 및 도 14b의 튜브형 구조의 생체 삽입 전지의 생체 연료 전지부는 분리막을 생략하여 개략적으로 도시되었다.

[0128] 도 15는 본 발명의 일 실시 예에 따른 생체 연료 전지부를 나타내는 도면이다. 도 15를 참조하면, 생체 연료 전지부(1500)는 음극부(1510), 양극부(1520), 및 분리막(1530)을 포함할 수 있다.

[0129] 음극부(1510)는 변압회로부(미도시) 내측에 배치되어, 개구를 통해 유입되는 혈액로부터 전자를 포집할 수 있다.

[0130] 양극부(1520)는 변압회로부의 내측에 배치되어, 전자를 전달받는다.

[0131] 음극부(1510) 및 양극부(1520)는 흑연 부직포, 다공성 탄소, 백금 및 유리상탄소 등과 같은 물질로 이루어질 수 있다.

[0132] 분리막(1530)은 변압회로부(미도시)의 내측에서, 음극부(1510)와 양극부(1520)를 분리시킨다. 분리막(140)은 기공을 포함하는 글래스 울, 글래스 비드, 흑연 펠트, 및 모래 등으로 이루어질 수 있다.

[0133] 한편, 본 발명의 다른 실시 예에 따른 생체 연료 전지부(1500)는 분리막(1530) 없이 음극부(1510) 및 양극부(1520)로 구현될 수도 있다.

[0134] 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 발명의 요지를 벗어나지 않는다면 다양한 변형 실시가 가능할 것이며, 이러한 변형 실시들은 본 발명의 기술적 사상이나 전망으로부터 개별적으로 이해되어져서는 안될 것이다.

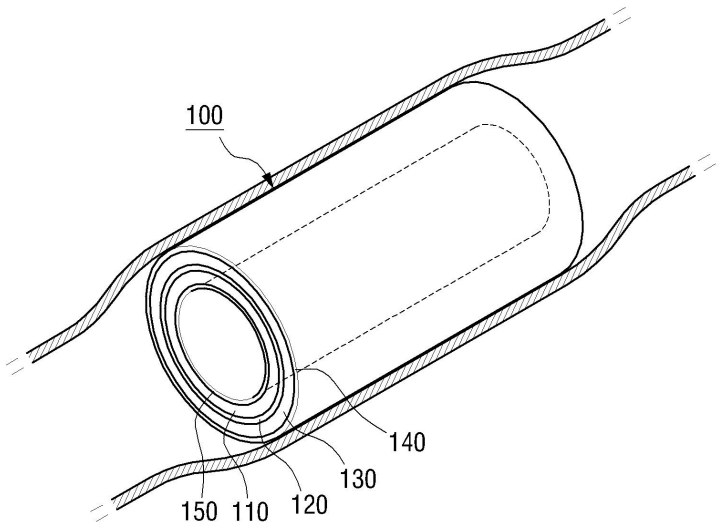
부호의 설명

[0135]

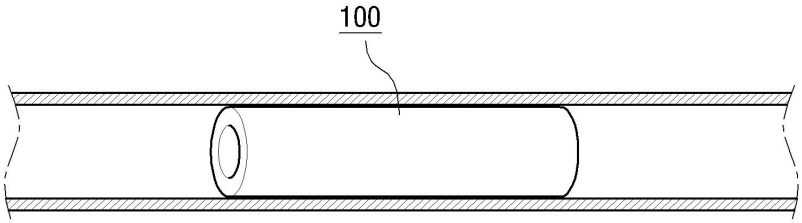
100 : 생체 삽입 전지	110 : 생체 연료 전지부
120 : 변압 회로부	130 : 2차 전지부
140 : 생체 적합성 코팅막	150 : 반투과막
160 : 고정부	1300 : 인공 혈관

도면

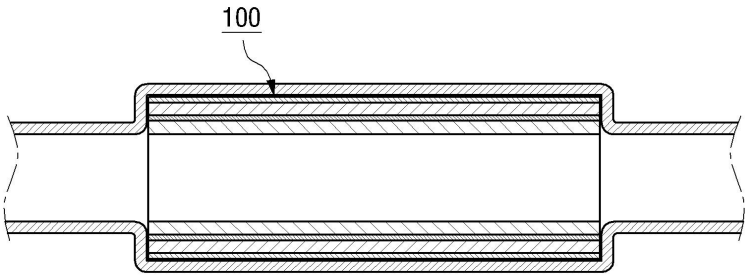
도면1



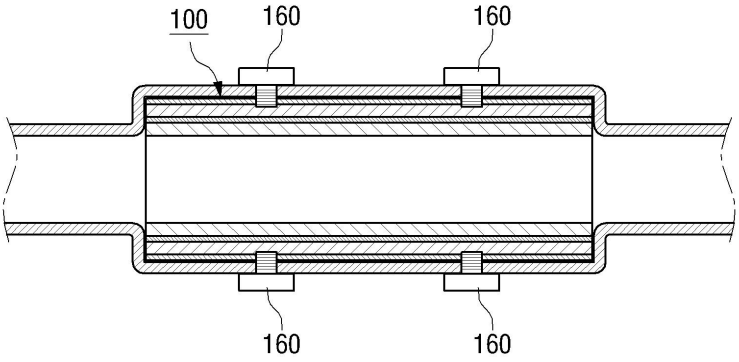
도면2a



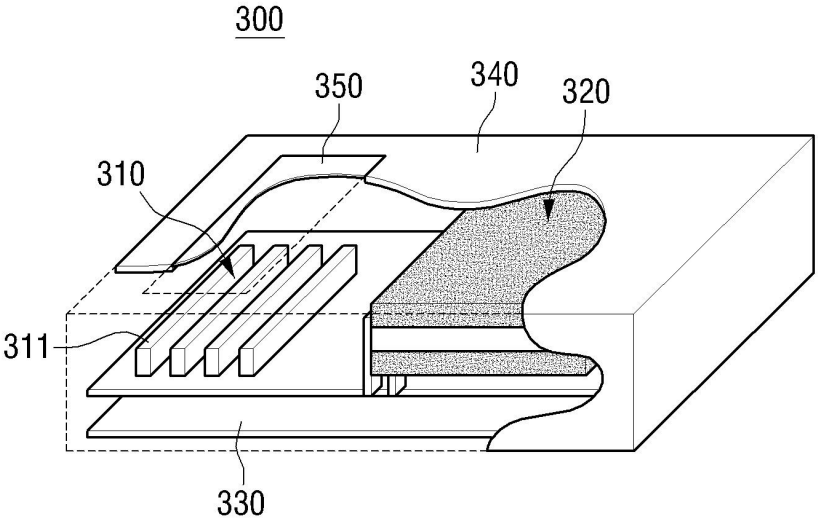
도면2b



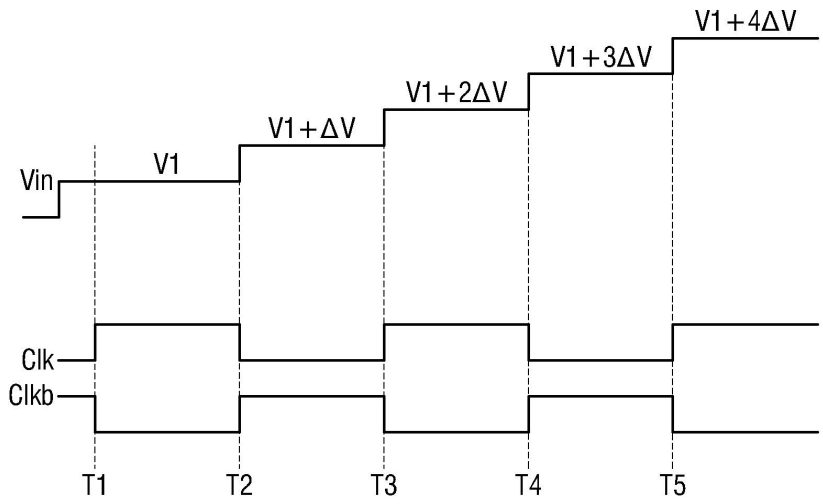
도면2c


100
160
160
160
160

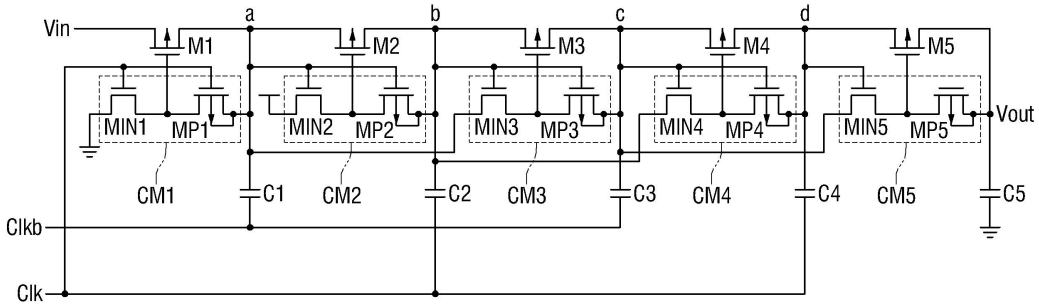
도면3


300
350
340
320
310
311
330

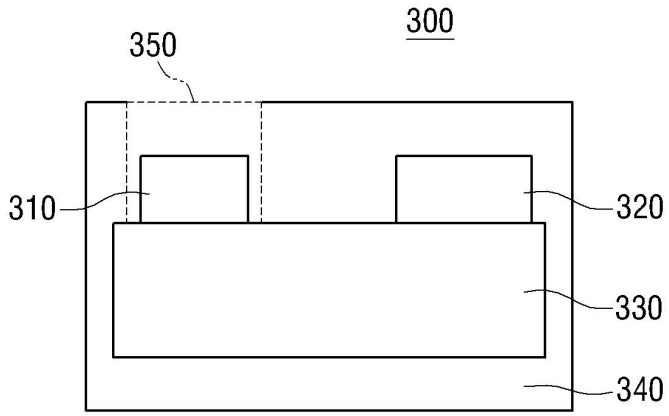
도면4


V1+4ΔV
V1+3ΔV
V1+2ΔV
V1+ΔV
V1
Vin
Clk
Clkb
T1
T2
T3
T4
T5

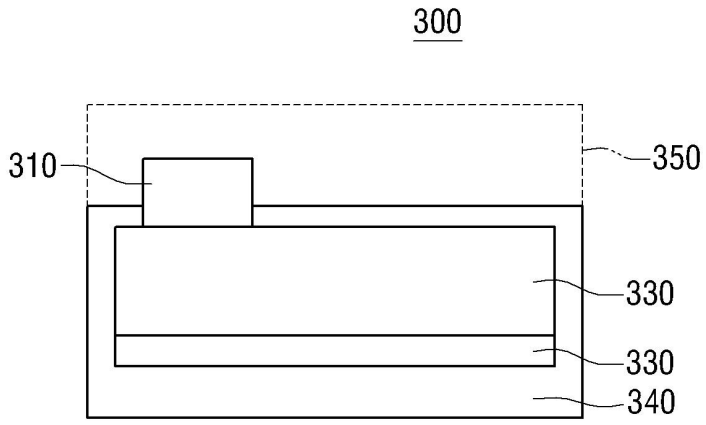
도면5



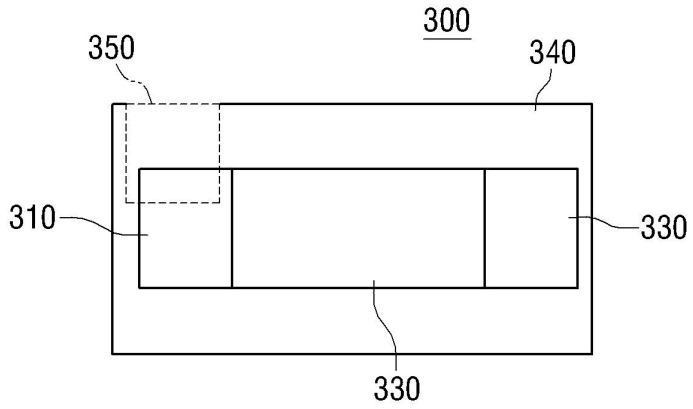
도면6a



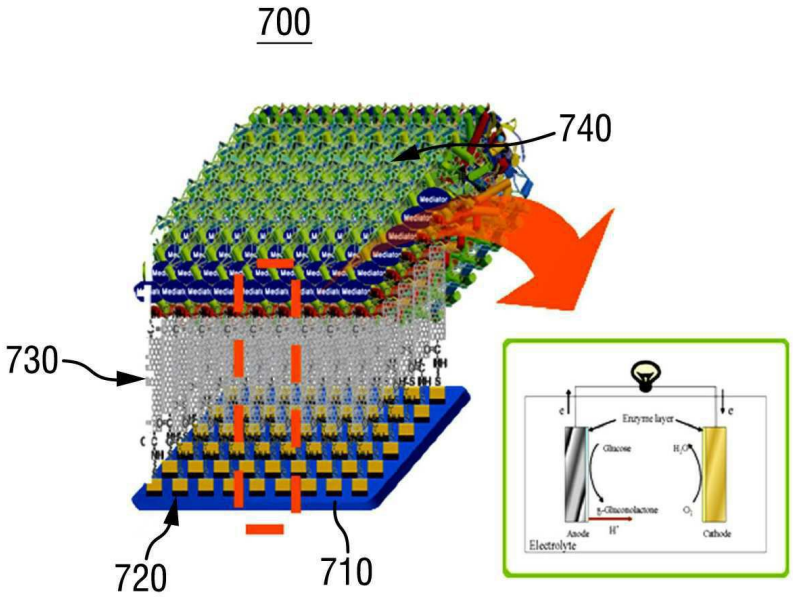
도면6b



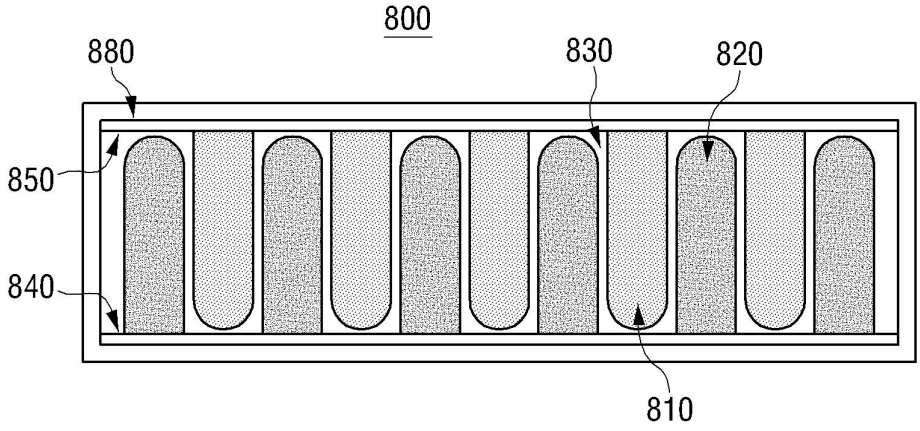
도면6c


300
350
340
310
330
330

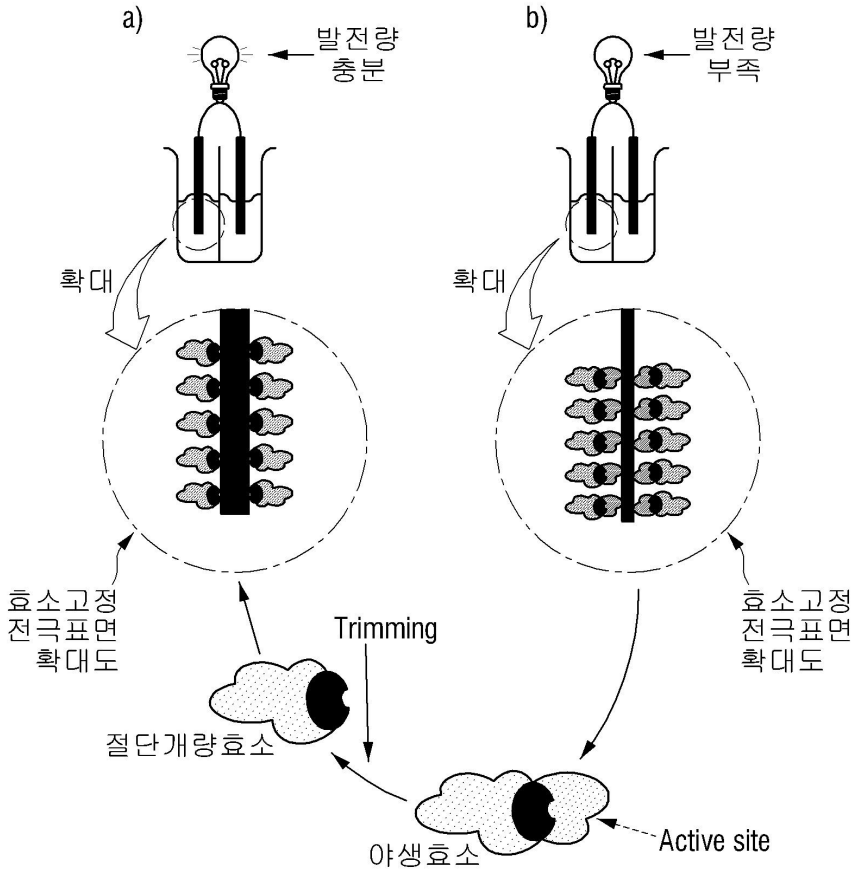
도면7


700
740
730
720
710
Enzyme layer
Glucose
Anode
Cathode
Electrolyte

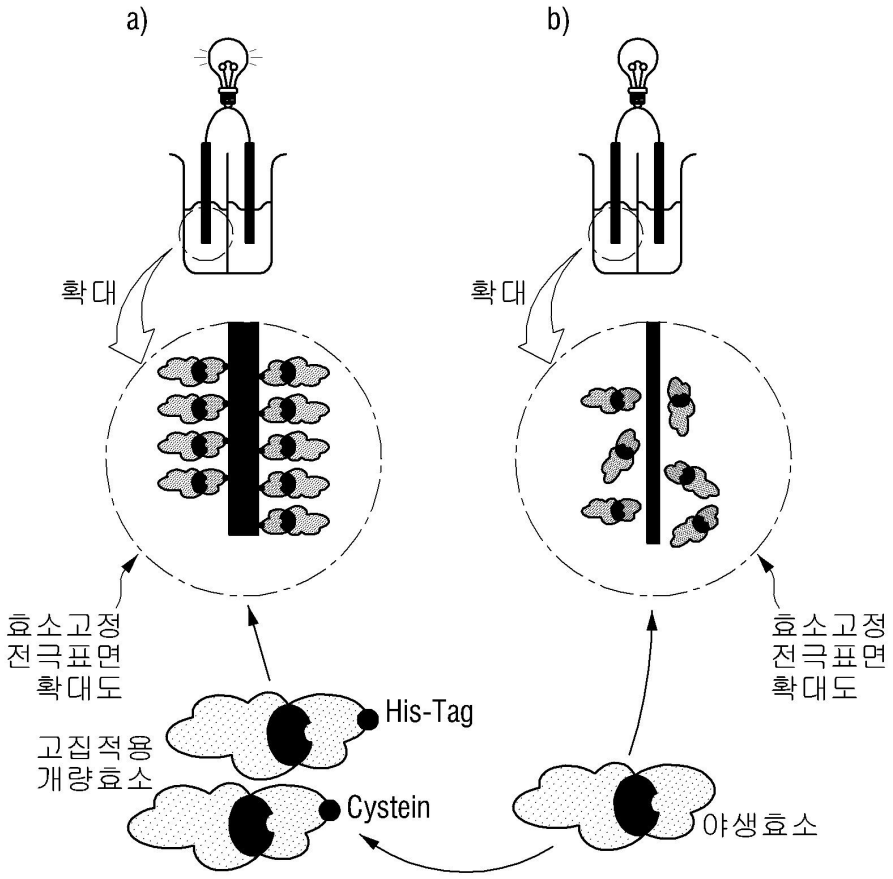
도면8


800
880
830
820
850
840
810

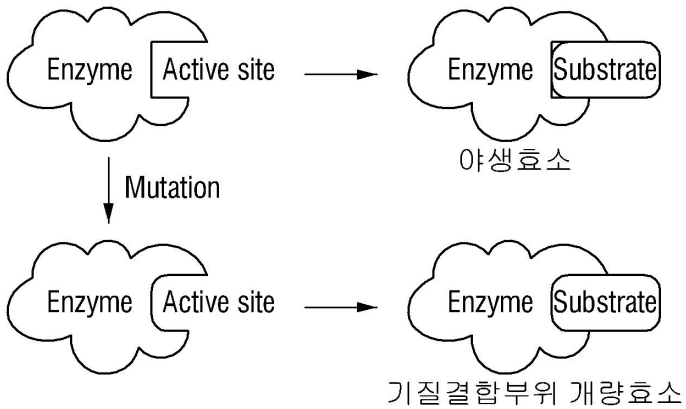
도면9


a)
발전량
충분
확대
효소고정
전극표면
확대도
Trimming
절단개량효소
b)
발전량
부족
확대
효소고정
전극표면
확대도
야생효소
Active site

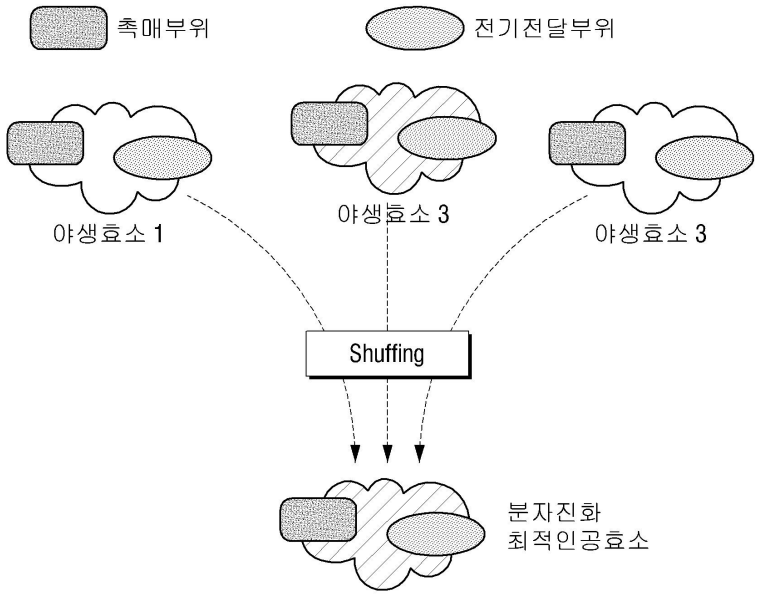
도면10


a)
b)
확대
확대
효소고정
전극표면
확대도
효소고정
전극표면
확대도
His-Tag
고집적용
개량효소
Cystein
야생효소

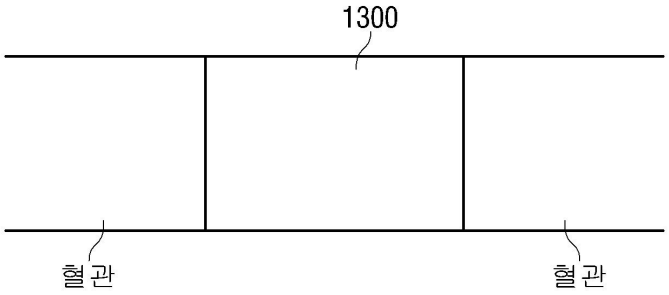
도면11


Enzyme
Active site
Enzyme
Substrate
야생효소
Mutation
Enzyme
Active site
Enzyme
Substrate
기질결합부위 개량효소

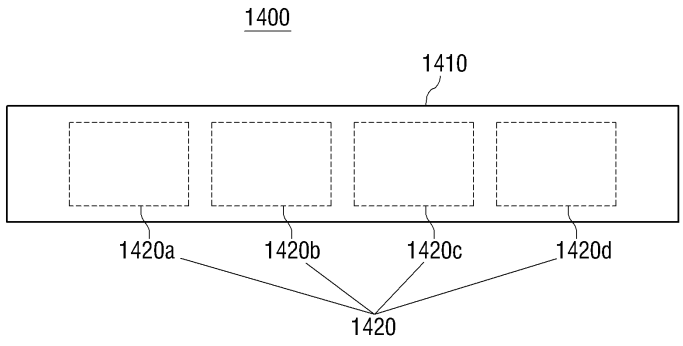
도면12



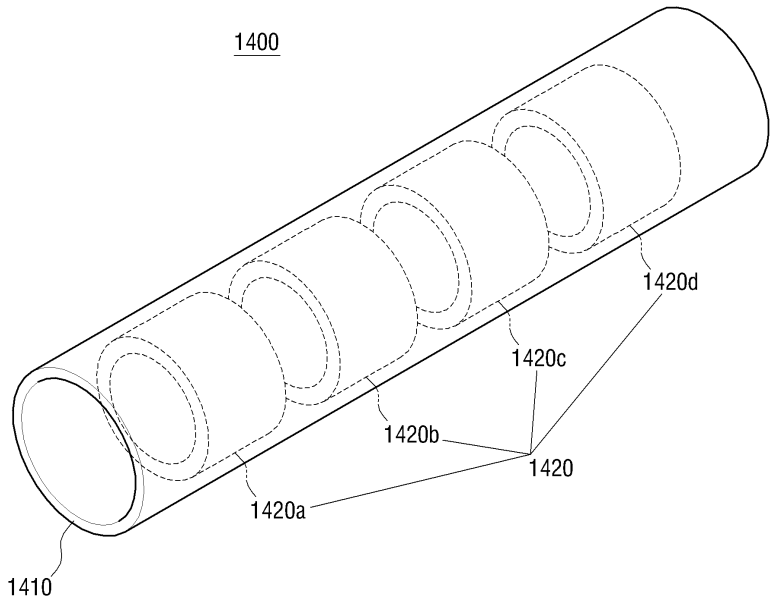
도면13



도면14a



도면14b



도면15

