



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0050350
(43) 공개일자 2022년04월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/145 (2006.01) A61B 5/1477 (2006.01)
A61B 5/1486 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/14532 (2013.01)
A61B 5/14514 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2020-0133929
(22) 출원일자 2020년10월16일
심사청구일자 2020년10월16일

(71) 출원인
연세대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)
(72) 발명자
박진우
서울특별시 서초구 서초중앙로 188
길혜준
서울특별시 광진구 김고량로9길 51-6, 1층
(74) 대리인
특허법인 플러스

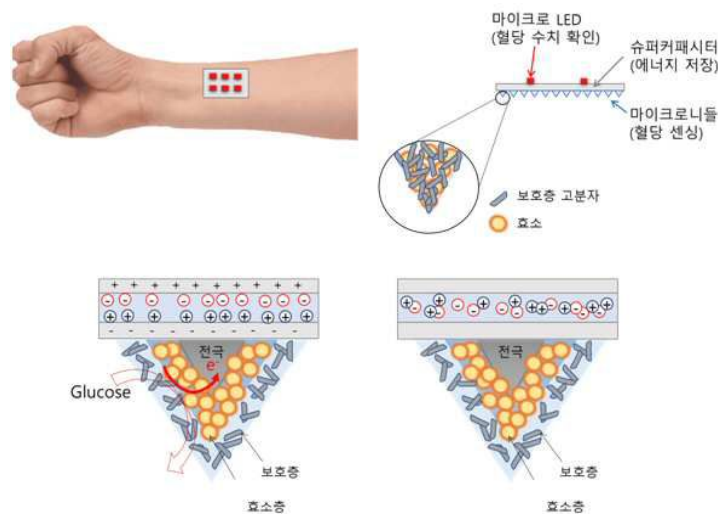
전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 발명의 명칭 자가 충전 커패시터를 이용한 혈당센서

(57) 요약

본 발명은 혈당센서에 관한 것으로, 더 상세하게는 외부전력원 없이 자가 충전되어 혈당을 센싱할 수 있으며, 채혈없이 연속적으로 혈당 측정이 가능한 패치형의 혈당센서에 관한 것이다. 본 발명에 따른 혈당센서는 커패시터; 및 상기 커패시터의 일측면에 위치하는 전도성 마이크로니들 어레이, 상기 마이크로니들 어레이에 코팅되며 글루코오스산화효소를 포함하는 효소층, 상기 효소층에 코팅되는 다공성막을 포함한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/1477 (2013.01)

A61B 5/1486 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

커패시터; 및

상기 커패시터의 일측면에 위치하는 전도성 마이크로니들 어레이, 상기 마이크로니들 어레이에 코팅되며 글루코 오산화효소를 포함하는 효소층, 상기 효소층에 코팅되는 다공성막을 포함하는 마이크로니들부;를 구비하는 혈당센서.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 혈당센서는 상기 커패시터와 전기적으로 연결된 발광부를 더 포함하는 혈당센서.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 커패시터의 일 전극은 상기 마이크로니들어레이와 전기적으로 연결된 혈당센서.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 효소층에서 글루코오스 산화에 의해 발생하는 전하는 상기 마이크로니들 어레이를 통해 상기 커패시터에 저장되는 혈당센서.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 커패시터는 슈퍼커패시터인 혈당센서.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 다공성막의 평균 기공 크기는 200 nm 내지 500 nm 인 혈당센서.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 다공성막은 PVDF계 중합체를 함유하는 혈당센서.

청구항 8

제6항에 있어서,

상기 다공성막은 PVDF계 중합체를 함유하며 상기 효소층 상부에 코팅되는 제1도포막과,

상기 제1도포막 상부에 코팅되며 이온전도성 불소계 중합체를 함유하는 제2도포막을 포함하는 혈당센서.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 다공성막의 평균 기공율은 50% 내지 60%인 혈당센서

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 효소층 : 상기 다공성막의 두께비는 1:2 내지 1:5 인 혈당센서.

청구항 11

제1항에 있어서,

상기 마이크로니들 어레이는 전도성 고분자 및 전도성 금속으로 이루어진 군으로부터 선택되는 어느 하나 또는 둘의 조합인 혈당센서.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 혈당센서에 관한 것으로, 더 상세하게는 외부전력원 없이 자가 충전되어 혈당을 센싱할 수 있으며, 채혈없이 연속적으로 혈당 측정이 가능한 패치형의 혈당센서에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 혈당은 조직액(혈액) 속에 함유된 포도당을 의미하는 것으로, 혈당 관리가 제대로 이루어지기 위해서는 식사요법, 규칙적인 운동, 적절한 약물치료 등이 필요하고, 이에 더하여 자신의 혈당을 주기적으로 측정 및 점검하는 혈당 검사가 중요하다.

[0003] 혈당 검사는 특히 당뇨병을 진단 및 관리하기 위해 실시하는 기본적인 검사로서, 만성질환의 하나인 당뇨병은 치료가 이루어지지 않으면 협심증, 뇌졸중, 시력손상 등 심각한 합병증을 일으키므로 체내의 혈당 수치를 측정하고 조절하는 관리가 필수적이다.

[0004] 이에, 대한민국 등록특허 제10-0504766호 '양방향 혈당측정기', 대한민국 공개특허 제10-2019-0140206호 '혈당 측정기용 스트립어셈블리'에 개시된 바와 같이 다수의 혈당 측정 장치가 연구되어 왔다.

[0005] 하지만, 이와 같은 혈당 측정기는 채혈방식으로, 매일 수회에 걸쳐 손가락을 채혈하여 혈당 수치를 확인해야 한다. 이러한 당뇨 측정방법은 채혈시 고통뿐만 아니라, 채혈 당시의 혈당값만 측정되어 하루에 수회 혈당 수치를 확인 해야함에 따라 사용자에게 큰 거부감을 일으킨다는 문제점이 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0006] (특허문헌 0001) (특허 문헌1) : 대한민국 등록특허 제10-0504766호
(특허문헌 0002) (특허 문헌2) : 대한민국 공개특허 제10-2019-0140206호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명의 목적은 채혈없이 혈당을 연속적으로 측정할 수 있는 혈당센서를 제공하는 것이다.

[0008] 본 발명의 또 다른 목적은 외부 전력원 없이 자가 충전이 가능한 혈당센서를 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명에 따른 혈당센서는 커패시터; 및 상기 커패시터의 일측면에 위치하는 전도성 마이크로니들 어레이, 상기 마이크로니들 어레이에 코팅되며 글루코오스산화효소를 포함하는 효소층, 상기 효소층에 코팅되는 다공성막을 포함하는 마이크로니들부;를 구비한다.

[0010] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈당센서에 있어서, 혈당센서는 캐패시터와 전기적으로 연결된 발광부를 더 포함할

수 있다.

- [0011] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈당센서에 있어서, 커패시터의 일 전극은 마이크로니들어레이와 전기적으로 연결될 수 있다.
- [0012] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈당센서에 있어서, 효소층에서 글루코오스 산화에 의해 발생하는 전하는 마이크로니들 어레이를 통해 커패시터에 저장될 수 있다.
- [0013] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈당센서에 있어서, 커패시터는 슈퍼커패시터일 수 있다.
- [0014] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈당센서에 있어서, 다공성막의 평균 기공크기는 200 nm 내지 500 nm 일 수 있다.
- [0015] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈당센서에 있어서, 다공성막은 PVDF계 중합체를 함유할 수 있다.
- [0016] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈당센서에 있어서, 다공성막은 PVDF계 중합체를 함유하며 상기 효소층 상부에 코팅되는 제1도포막과, 제1도포막 상부에 코팅되며 이온전도성 불소계 중합체를 함유하는 제2도포막을 포함할 수 있다.
- [0017] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈당센서에 있어서, 다공성막의 평균 기공율은 50% 내지 60%일 수 있다.
- [0018] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈당센서에 있어서, 효소층 : 다공성막의 두께비는 1:2 내지 1:5 일 수 있다.
- [0019] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈당센서에 있어서, 마이크로니들 어레이는 전도성 고분자 및 전도성 금속으로 이루어진 군으로부터 선택되는 어느 하나 또는 둘의 조합을 함유할 수 있다.

발명의 효과

- [0020] 본 발명에 따른 혈당센서는 효소층을 포함하는 마이크로니들부에 의해 채혈없이 혈당측정대상의 피부에 고정되어 혈당측정대상의 글루코오스를 연속적으로 산화시켜 전하를 생성할 수 있어, 연속적으로 혈당을 측정할 수 있다.
- [0021] 아울러, 본 발명에 따른 혈당센서는 다공성 막에 의해 효소층이 조직액 내에서 분해되는 것을 방지하여 장시간 동안 혈당을 측정할 수 있다.
- [0022] 또한, 본 발명에 따른 혈당센서는 커패시터를 통해, 글루코오스가 산화됨에 따라 발생된 전하를 이용하여 외부 전력원 없이 혈당 측정이 가능하다.

도면의 간단한 설명

- [0023] 도 1은 본 발명의 혈당센서를 간략하게 나타낸 간략도이다.
- 도 2는 글루코오스 산화를 통한 본 발명의 혈당센서의 자가충전을 나타내는 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0024] 본 명세서에서 사용되는 기술 용어 및 과학 용어에 있어서 다른 정의가 없다면, 이 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 통상적으로 이해하고 있는 의미를 가지며, 하기의 설명 및 첨부 도면에서 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있는 공지 기능 및 구성에 대한 설명은 생략한다.
- [0025] 또한, 본 명세서에서 사용되는 단수 형태는 문맥에서 특별한 지시가 없는 한 복수 형태도 포함하는 것으로 의도할 수 있다.
- [0026] 또한, 본 명세서에서 특별한 언급 없이 사용된 단위는 중량을 기준으로 하며, 일 예로 % 또는 비의 단위는 중량 % 또는 중량비를 의미하고, 중량%는 달리 정의되지 않는 한 전체 조성물 중 어느 하나의 성분이 조성물 내에서 차지하는 중량%를 의미한다.
- [0027] 또한, 본 명세서에서 사용되는 수치 범위는 하한치와 상한치와 그 범위 내에서의 모든 값, 정의되는 범위의 형태와 폭에서 논리적으로 유도되는 증분, 이중 한정된 모든 값 및 서로 다른 형태로 한정된 수치 범위의 상한 및 하한의 모든 가능한 조합을 포함한다. 본 발명의 명세서에서 특별한 정의가 없는 한 실험 오차 또는 값의 반올림으로 인해 발생할 가능성이 있는 수치범위 외의 값 역시 정의된 수치범위에 포함된다.
- [0028] 본 명세서의 용어, '포함한다'는 '구비한다', '함유한다', '가진다' 또는 '특징으로 한다' 등의 표현과 등가의

의미를 가지는 개방형 기재이며, 추가로 열거되어 있지 않은 요소, 재료 또는 공정을 배제하지 않는다.

- [0029] 본 명세서의 용어, '조직액'은 동물조직과 조직 사이에 위치하는 것으로, 세포의 환경이 되는 액체성분을 의미한다. 본 명세서에서 다른 한정이 없는 한 조직 세포 사이를 채우는 액체인 조직액, 혈장 또는 혈액을 모두 포괄하는 상위개념의 의미로 넓게 해석될 수 있다.
- [0030] 본 발명의 혈당센서는 커패시터; 및 커패시터의 일측면에 위치하는 전도성 마이크로니들 어레이, 마이크로니들 어레이에 코팅되며 글루코오스산화효소를 포함하는 효소층, 효소층에 코팅되는 다공성막을 포함하는 마이크로니들부;를 구비한다.
- [0031] 종래, 혈당센서는 채혈방식으로, 매일 수회에 걸쳐 손가락을 채혈하여 혈당 수치를 확인해야 한다. 이러한 당뇨 측정방법은 채혈시 고통뿐만 아니라, 채혈당시의 혈당값만 측정되어 하루에 수회 혈당 수치를 확인 해야함에 따라 사용자에게 큰 거부감을 일으킨다는 문제점이 있다.
- [0032] 그러나 본 발명의 혈당센서는 효소층을 포함하는 마이크로니들부에 의해 채혈없이 혈당측정대상의 피부에 고정되어 혈당측정대상의 글루코오스를 연속적으로 산화시켜 전하를 생성할 수 있으며, 생성된 전하를 커패시터에 저장하여 외부전력원 없이 혈당 측정이 가능하다. 이와 같은 혈당센서는 실시간으로 혈당을 연속적으로 측정이 가능하도록 한다. 또한, 본 발명에 따른 혈당센서는 다공성 막에 의해 효소층이 조직액 내에서 붕괴되는 것을 방지하여 장시간동안 혈당을 측정할 수 있다.
- [0033] 도 1에는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈당센서가 간략하게 도시되어 있다.
- [0034] 도 1을 참조하면, 본 발명은 마이크로니들 어레이, 효소층 및 다공성막을 구비하는 마이크로니들부와, 커패시터를 구비한다.
- [0035] 구체적으로 마이크로니들부는 커패시터의 일측면에 위치하는 전도성 마이크로니들 어레이, 마이크로니들 어레이에 코팅되며 글루코오스산화효소를 포함하는 효소층, 효소층에 코팅되는 다공성막을 포함하는 것으로, 혈당측정대상의 피부를 통해 조직액과 접촉하는 부분이다. 이에, 조직액 내 글루코오스는 다공성막을 통과하여 효소층으로 이동되며, 글루코오스산화효소에 의해 산화될 수 있다. 글루코오스가 산화됨에 따라 생성된 전하는 전도성인 마이크로 니들 어레이를 통해 커패시터에 전달되어 저장될 수 있다. 즉, 채혈할 필요없이 표피 내 조직액으로부터 글루코오스를 직접 공급받아 산화시킬 수 있으며, 이러한 산화 반응에 의해 생성된 전하가 커패시터에 저장되어 커패시터에 저장된 전하를 통해 혈당측정대상의 혈당이 검출될 수 있다.
- [0036] 마이크로니들부는 혈당측정대상의 각질층을 통과하여 피부에 삽입되어야 함에 따라 피부에 출혈 및 통증을 방지할 수 있도록 길이는 50 μ m 내지 1,500 μ m, 구체적으로 100 μ m 내지 1,000 μ m일 수 있으며, 가장 큰 직경을 가지는 밑면의 직경은 10 μ m 내지 100 μ m, 구체적으로 30 μ m 내지 80 μ m 일 수 있고, 마이크로니들 어레이의 니들 간격은 50 μ m 내지 1,000 μ m, 구체적으로 200 μ m 내지 800 μ m일 수 있으나 이에 한정되진 않는다.
- [0037] 마이크로니들부의 마이크로니들 어레이는 피부에 침투하기 위한 것으로, 도면에 도시된 바와 같이 마이크로니들 형상은 원뿔형일 수 있다. 이때, 가장 직경이 큰 밑면은 후술할 커패시터에 위치하며, 상부 방향(피부침투방향)으로 갈수록 직경이 점점 작아지는 형상을 가진다. 이와 달리 마이크로니들은 피라미드형, 스피어형, 단두형, 췌기형 및 칼날형 등 피부에 침투할 수 있는 형상이라면 한정되지 않는다.
- [0038] 마이크로니들 어레이는 전도성 물질, 유리하게 전도성 고분자 및 전도성 금속으로 이루어진 군으로부터 선택된 어느 하나 또는 둘일 수 있다. 일 예로, 마이크로니들 어레이는 전도성 금속으로 구비될 수 있으며, 구체적으로 전도성 금속은 인체 피부에 안정적으로 침투할 수 있는 생체 적합성을 가지는 전도성 금속일 수 있다. 일 예로 마이크로니들 어레이는 백금(Pt) 또는 금(Ag)으로 이루어질 수 있으나 이에 한정되지 않는다.
- [0039] 일 양태에 따르면, 마이크로니들 어레이는 전도성 물질로서, 전도성 고분자와 금속이 적층된 구조일 수 있다. 구체적으로, 마이크로니들 어레이는 전도성 고분자로 이루어진 마이크로니들 어레이 표면에 금속이 코팅되어 적층된 구조일 수 있다. 일 예로, 백금 또는 금이 10nm 내지 500nm, 구체적으로 50nm 내지 150nm 두께로 코팅된 전도성 고분자로 이루어진 마이크로니들 어레이일 수 있다. 이때, 전도성 고분자는 폴리피롤(Polypyrrole), 폴리아닐린(Polyaniline) 및 PEDOT:PSS(poly(3,4-ethylenedioxythiophene) polystyrene sulfonate)으로 이루어진 군으로부터 선택된 어느 하나 또는 둘 이상일 수 있으나 당업계에 공지된 전도성 고분자라면 이에 한정되지 않는다.
- [0040] 효소층은 이와 같은 마이크로니들 어레이에 코팅되며 글루코오스산화효소를 포함한다. 효소층에 포함된 글루코오스산화효소는 조직액 내에 있는 글루코오스를 산화시키는 역할을 하는 것으로, 글루코오스산화효소에 의해 글

루코오스가 산화됨에 따라 전하가 생성되고, 생성된 전하가 전도성인 마이크로니들 어레이를 통해 커패시터로 이동할 수 있다. 이와 같은 효소층은 마이크로니들상부에 균일하게 코팅되어, 마이크로니들이 형성하는 형상이 그대로 유지될 수 있도록 한다. 일례로, 마이크로니들이 도 1에 도시된 바와 같이 원뿔형으로 구비되고, 이러한 마이크로니들 표면에 균일하게 효소층이 형성됨에 따라, 효소층이 형성된 마이크로니들 역시 원뿔형으로 구비될 수 있다. 효소층의 두께 및 효소의 농도를 통해 글루코오스의 산화에 따라 발생하는 전하의 양을 조절할 수 있으며, 일 예로 효소층의 두께는 100 nm 내지 1 μ m, 구체적으로 500 nm 내지 700 nm 일 수 있으나 이에 한정되지 않으며, 효소의 농도는 100 U/ml 내지 10 kU/ml, 구체적으로 500 U/ml 내지 1 kU/ml 일 수 있으나 이에 한정되지 않는다.

[0041] 다공성막은 효소층에 코팅되는 것으로, 효소층을 외부로부터 보호하는 역할을 한다. 구체적으로, 효소층이 인체 내에 그대로 삽입되었을 시, 조직액에 효소층이 노출되며, 효소층이 붕괴될 수 있다. 이에 따라, 효소가 체내으로 이탈되는 문제가 발생하여 장시간 측정시 부정확한 수치가 측정될 수 있다. 다공성막은 효소층이 직접적으로 조직액과 접촉되는 것을 방지하여 효소층의 붕괴를 방지할 수 있으며, 외부환경에 의해 효소가 변질되는 것을 방지할 수 있다. 또한, 조직액 내에서 효소층의 붕괴 없이 글루코오스의 산화가 가능함에 따라 장시간동안 정밀하게 혈당을 측정할 수 있다. 이와 같은 다공성막은 효소층 상부에 균일하게 코팅되어, 마이크로니들이 형성하는 형상이 그대로 유지될 수 있도록 한다.

[0042] 일 예로, 마이크로니들이 도 1에 도시된 바와 같이 원뿔형으로 구비되고, 이러한 마이크로니들 표면에 균일하게 효소층이 형성됨에 따라, 효소층이 형성된 마이크로니들 역시 원뿔형으로 구비되고, 다공성막 역시 원뿔형으로 구비될 수 있다. 이때, 효소층 : 다공성막의 두께비는 비한정적으로 1:1 내지 1:10, 구체적으로 1:2 내지 1:5일 수 있다, 상기 범위에서 다공성막이 효소층의 붕괴를 방지할 수 있음과 동시에 글루코오스가 효소층으로 이동할 수 있다.

[0043] 다공성막의 평균 기공 크기는 100 nm 내지 1 μ m, 구체적으로 200 nm 내지 500 nm일 수 있으나 이에 한정되지 않는다. 다만, 상기 범위의 평균 기공 크기를 가지는 다공성막은 조직액 중 타 성분은 제외하고 글루코오스 성분만 선택적으로 효소층에 공급할 수 있어 더욱 더 정밀한 혈당 센싱이 가능하도록 한다.

[0044] 다공성막의 평균 기공율은 30% 내지 80%, 구체적으로 50% 내지 60%일 수 있으나 이에 한정되지 않는다. 다만, 상기 범위의 평균 기공율을 가지는 다공성막은 조직액내 글루코오스가 적정량이 유입되도록하여 센싱의 선형성이 낮아지는 것을 방지할 수 있다.

[0045] 이와 같은 다공성막은 생체적합한 소재는 모두 적용이 가능하나, 구체적으로 소수성 불소계 중합체일 수 있고, 구체적으로 PVDF계 중합체를 함유할 수 있으며, 일 구체예로 다공성막은 PVDF(Polyvinylidene fluorid)로 이루어질 수 있다. PVDF는 효소층으로 전달되는 글루코오스의 양을 조절하기 용이하며 다공 구조를 가져도 피부 침투시 안정적으로 효소층을 보호할 수 있는 기계적 물성을 나타낼 수 있어 유리하다. 아울러, 이와 같은 다공성막은 피부침투 후 화학적으로 안정하며, 다공성막의 제조시 기공의 크기 및 기공율 등과 같은 다공 구조를 용이하게 조절할 수 있어 더욱 유리하다. PVDF 다공성막의 제조방법은 예시적으로, 용매-비용매 유도 상분리법에 의해 제조될 수 있으며, 이는 당업계에 공지된 것이므로 상세한 설명은 생략한다.

[0046] 본 발명의 일 실시예에 따른 다공성막은 도면에 도시된 바와 같이 PVDF계 중합체를 함유하며 효소층 상부에 코팅되는 제1도포막과, 제1도포막 상부에 코팅되며 이온전도성 불소계 중합체를 함유하는 제2도포막을 포함할 수 있다. 이와 같은 다공성막은 제2도포막에 의해 제1도포막으로 이동하는 글루코오스가 제1도포막 전면에 걸쳐 균일하게 분산되며, 제2도포막에 의해 효소층으로 이동하는 글루코오스의 양이 조절되어 보다 정밀하게 장시간동안 신뢰성있는 혈당 센싱이 가능하다. 상세하게, 이온전도성 불소계 중합체는 나피온일 수 있으며, 제1도포막 : 제2도포막의 두께비율은 1: 1 내지 0.1, 1: 0.8 내지 0.3일 수 있으나 이에 한정되지 않는다.

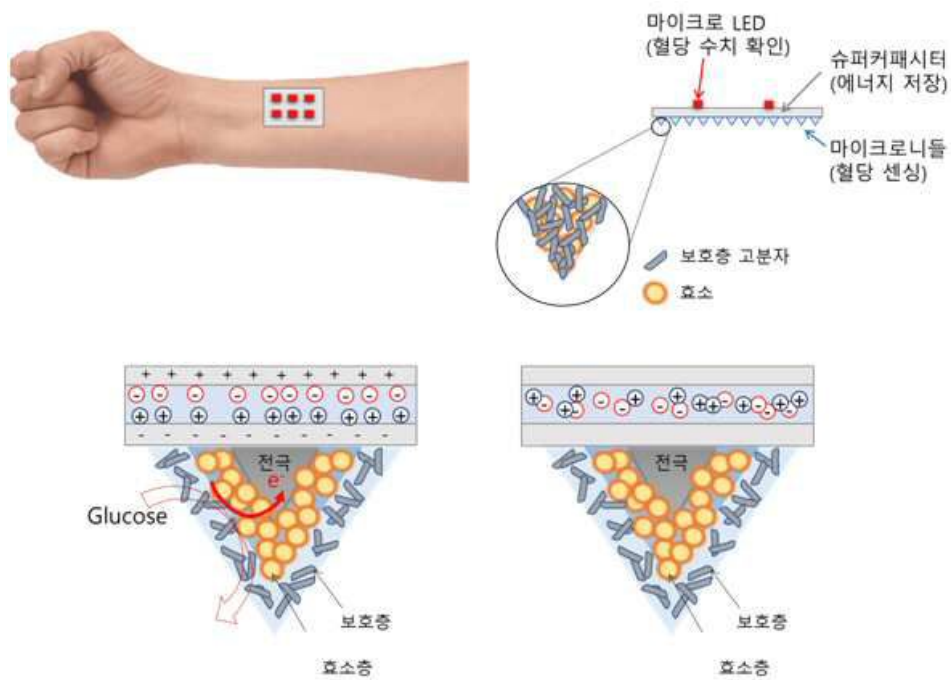
[0047] 커패시터는 일 전극이 마이크로니들 어레이와 전기적으로 연결되는 것으로 마이크로니들 어레이를 통해 전달된 전하를 저장할 수 있다.

[0048] 본 발명의 일 실시예에 있어 커패시터는 일 전극이 마이크로니들 어레이와 전기적으로 연결된 것으로, 마이크로니들 어레이로부터 전달된 전하를 저장할 수 있는 종래 커패시터 구조는 모두 적용이 가능하다. 바람직하게는 슈퍼커패시터로, 제1집전체, 제1집전체 상부에 위치하는 제1활성층을 포함하는 제1전극과, 제2집전체, 제2집전체 상부에 위치하는 제2활성층을 포함하는 제2전극이 서로 대향하여 위치하고, 제1전극과 제2전극 사이에 분리막이 위치하며, 각 전극과 분리막 사이에 전해질이 담지된 구조를 가질 수 있다. 이와 같은 슈퍼커패시터는 전하에 의한 충방전이 용이하고, 전하 감응도가 높아 더욱 신속한 혈당센싱이 가능하다.

- [0049] 상세하게, 제1,2집전체는 전도성 산화물을 포함하는 것으로 일 구체예로 전도성 산화물은 인듐주석산화물(indium tin oxide, ITO)일 수 있으나 이에 한정되지 않고, 종래 슈퍼커패시터의 집전체는 모두 적용이 가능하다. 제1, 2활성층 역시 종래 활성층 소재는 모두 적용이 가능하며, 일 구체예로 환원 그래핀 옥사이드(rGO, Reduced Graphene Oxide)일 수 있으나 이에 한정되지 않는다. 전해질 역시, 당업계에서 통상적으로 사용되는 전해질이라면 제한되지 않으며, 일 구체예로 인산일 수 있으나 이에 한정되지 않는다.
- [0050] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 본 발명은 커패시터와 전기적으로 연결된 발광부를 더 포함할 수 있다. 발광부는 커패시터로부터 공급받은 전기에너지를 통해 발광하여 혈당측정대상 또는 제3의 대상에게 혈당을 시각적으로 알려주기 위한 것이다. 커패시터에 일정 수준 이상의 전하가 충전되면 발광부가 발광하며, 더욱 많은 양의 전하가 커패시터에 공급될수록 발광하는 빛의 세기는 강해질 수 있다. 즉, 혈당의 농도가 높을수록 빛 세기가 강해질 수 있다. 발광부는 일예로 LED일 수 있으며, 구체적으로 유기발광소자(OLED) 또는 열에 내구성을 가지는 마이크로 엘이디(μ -LED)일 수 있으나 이에 한정되진 않는다.
- [0051] 이하, 도 1을 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 혈당센서의 혈당 센싱 과정을 상세히 설명한다.
- [0052] 마이크로니들부가 혈당측정대상자의 피부와 접촉하는 방향에 위치하도록 본 발명의 혈당센서를 부착하면, 마이크로니들부가 피부에 투입되며, 피부내 조직액이 마이크로니들부와 접촉하게 된다. 조직액 내 글루코오스는 제2도포막에 의해 마이크로니들부의 내부로 균일하게 분산되어 유입되며, 제1도포막에 의해 다량으로 유입되지 않고 소정의 양으로 효소층에 이동된다. 효소층에 이동된 글루코오스가 글루코오스산화효소에 의해 산화되어 전하가 생성된다. 생성된 전하는 전도성인 마이크로 니들 어레이를 통해 커패시터에 전달되어 저장될 수 있다. 커패시터에 일정량의 전하가 저장되면 이와 전기적으로 저장된 발광부가 발광하며, 사용자에게 혈당정보를 시각적으로 표시할 수 있다. 혈당 농도와 비례하는 발광 세기를 통해 사용자는 혈당정보를 판단할 수 있다. 혈당 농도가 70 내지 120 mg/dL 정상 범위를 기준으로 혈당 농도 30 mg/dL 내지 300 mg/dL의 범위를 저혈당, 정상혈당, 고혈당으로 세분화하고 각 범위에서 효소와 반응하여 나타난 전류량으로 마이크로 LED의 발광 세기가 달라지며, 고혈당에 해당하는 혈당 범위에서 발생하는 전류량으로 작동되는 마이크로 LED를 구성한다.
- [0053] 도 2는 본 발명의 슈퍼커패시터의 일 면에 전도성 금속인 금을 코팅한 후, 글루코오스산화효소를 코팅한 센서에 글루코오스를 첨가하고, 시간에 따른 전압을 측정한 것이다. 도 2의 PBS는 글루코오스가 없었을 때의 결과를 나타낸다.
- [0054] 도 2를 참조하면 전도성 금속인 금 코팅은 본 발명의 마이크로니들 어레이와 대응되는 것으로, 글루코오스산화효소에 의해 글루코오스가 산화되며 전하가 생성되고, 생성된 전하가 마이크로니들 어레이를 통해 슈퍼커패시터에 전달되어 슈퍼커패시터에 전하가 충전(charging)됨을 확인하였다. 이후 일정 전압에 도달하였을 때, 발광부에 의해 방전(discharging)됨을 확인하였다. 즉, 본 발명의 혈당센서는 효소에 의한 글루코오스의 산화를 통해 자가충전방식으로 혈당을 센싱할 수 있다.
- [0055] 이상과 같이 본 발명에서는 특정된 사항들과 한정된 실시예 및 도면에 의해 설명되었으나 이는 본 발명의 보다 전반적인 이해를 돕기 위해서 제공된 것일 뿐, 본 발명은 상기의 실시예에 한정되는 것은 아니며, 본 발명이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다.
- [0056] 따라서, 본 발명의 사상은 설명된 실시예에 국한되어 정해져서는 아니되며, 후술하는 특허청구범위뿐 아니라 이 특허청구범위와 균등하거나 등가적 변형이 있는 모든 것들은 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

도면

도면1



도면2

