

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국



(43) 국제공개일
2010년 9월 23일 (23.09.2010)

PCT

(10) 국제공개번호
WO 2010/107243 A2

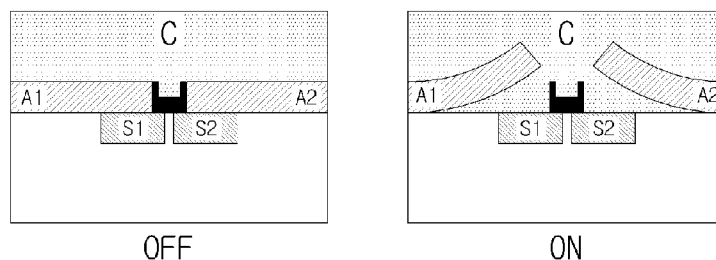
- (51) 국제특허분류:
G01N 33/48 (2006.01) G01N 33/50 (2006.01)
G01N 27/26 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2010/001645
- (22) 국제출원일: 2010년 3월 17일 (17.03.2010)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
10-2009-0022643 2009년 3월 17일 (17.03.2009) KR
- (71) 출원인 (US 을(를) 제외한 모든 지정국에 대하여): 한양대학교 산학협력단 (INDUSTRY-UNIVERSITY COOPERATION FOUNDATION HANYANG UNIVERSITY) [KR/KR]; 서울시 성동구 행당동 17번지, 133-791 Seoul (KR).
- (72) 발명자: 겸
- (75) 발명자/출원인 (US 에 한하여): 윤장현 (YOUN, Jang-Hyun) [US/US]; 미국 캘리포니아 사이프레스 마운트 리플레이 드라이브 6298, 90630 California (US). 김선일 (KIM, Sun-ill) [KR/KR]; 서울시 서초구 반포동 1-18 경 남 A 11-201, 137-040 Seoul (KR). 김선정 (KIM, Seon-Jeong) [KR/KR]; 서울시 서초구 서초2동 신동아 A 8-208, 137-772 Seoul (KR).
- (74) 대리인: 특허법인 이지 (EZ INTERNATIONAL PATENT & TRADEMARK LAW OFFICE); 서울 금천구 가산동 481-4 벽산디지털밸리 6차 1511호, 135-081 Seoul (KR).
- (81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), 유럽 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[다음 쪽 계속]

(54) Title: BIOSENSOR COATED WITH ELECTROACTIVE POLYMER LAYER DEMONSTRATING BENDING BEHAVIOR

(54) 발명의 명칭: 굽힘 거동을 나타내는 전기감응성 고분자층이 부착된 바이오센서

[Fig. 3]



(57) Abstract: The present invention relates to a biosensor coated with an Electroactive polymer layer demonstrating a bending behavior, and more specifically to a biosensor which comprises an Electroactive polymer layer coated on the surface of a bioreceptor, and an electrode connected to the Electroactive polymer layer. As such, when an electrical impulse is fed to the electrode, the electroactive polymer layer shows a bending behavior and thus the surface of the bioreceptor can be exposed to an analyte to enable a concentration analysis of the analyte. When used as an implantable biosensor, the biosensor according to the present invention advantageously has a substantially increased life span by selectively exposing the bioreceptor to an analyte.

(57) 요약서: 본 발명은 굽힘 거동을 나타내는 전기감응성 고분자층이 부착된 바이오센서에 관한 것으로서, 보다 구체적으로는 바이오리셉터의 표면에 부착된 전기감응성 고분자층 및 상기 전기감응성 고분자층에 연결된 전극을 포함하는 바이오센서로서, 상기 전극에 전기자극을 제공하면 전기감응성 고분자층이 굽힘 거동을 보이고, 이에 의해 바이오리셉터의 표면이 애널라이트에 노출될 수 있어 애널라이트의 농도 분석이 이루어지는 바이오센서에 관한 것이다. 본 발명에 따른 바이오센서는 이식형 바이오센서로서 이용되었을 때 선택적으로 바이오리셉터가 애널라이트에 노출될 수 있어 바이오센서의 수명이 탁월하게 연장될 수 있는 장점이 있다.



WO 2010/107243 A2

공개:

- 국제조사보고서 없이 공개하며 보고서 접수 후 이를 별도 공개함 (규칙 48.2(g))

명세서

발명의 명칭: 굽힘 거동을 나타내는 전기감응성 고분자층이 부착된 바이오센서

기술분야

- [1] 본 발명은 굽힘 거동을 나타내는 전기감응성 고분자층이 부착된 바이오센서에 관한 것으로서, 보다 구체적으로는 바이오리셉터의 표면에 부착된 전기감응성 고분자층 및 상기 전기감응성 고분자층에 연결된 전극을 포함하는 바이오센서로서, 상기 전극에 전기자극을 제공하면 전기감응성 고분자층이 굽힘 거동을 보이고, 이에 의해 바이오리셉터의 표면이 애널라이트에 노출될 수 있어 애널라이트의 농도 분석이 이루어지는 바이오센서에 관한 것이다.

[2]

배경기술

- [3] 당뇨병 환자의 상태를 체크하고 합병증을 방지하기 위한 글루코스 (애널라이트) 바이오센서는 지난 몇 십년동안 지속적인 관심을 받고 연구되어왔으며, 보편화된 일회용 센서의 개발에 까지 이르렀다. 센서 기술 발전에 따라서 생체 내의 애널라이트의 값을 정확하게 측정하면서 지속적인 측정이 가능한 민감한 이식형 바이오센서의 개발이 연구되고 있으나 여러 가지 문제에 부딪히고 있다.
- [4] 현재까지의 글루코스 바이오센서에 관한 특허는 기본적인 글루코스 농도에 따른 효소의 전기화학적 반응을 측정하는 방법 이외에도, 하이드로겔 내부 효소에 의한 pH 또는 압력 변화에 의해서 글루코스 농도 변화에 의한 출력 변화를 측정하는 바이오센서에 관한 것 또는 역이온 삼투압 방법을 이용한 피부 관통형 글루코스 센서에 관한 것으로 혈액 내 존재하는 여러 가지 복합적 물질 내에서 비교적 다른 물질의 방해 없이 애널라이트의 분석을 위해서 여러 가지 다른 메커니즘을 사용한다.
- [5] 하지만 바이오센서의 측정 메커니즘과 상관없이 실제 체내에 이식되었을 때 인간의 혈액 또는 체액과 같은 복잡한 물질 내에서 원하는 애널라이트의 농도를 비교적 간섭 없이 지속적으로 측정하기 위해서는 선택적으로 바이오센서를 혈액과 접촉시킬 수 있는 제어장치가 필요하다.
- [6] 한국등록특허 제 541,267호, 제771,711호 등에는 체내에 이식될 수 있어 연속적으로 애널라이트의 농도 측정이 가능한 바이오센서가 제시되어 있다. 그러나 상기 특허들에 제시된 이식형 바이오센서는 항상 혈액에 노출되는 상황을 예정하고 있으며, 이에 따라 혈액에 존재하는 여러 방해물 및 단백질이 센서 표면에 점착되거나 방해막을 이루어 시간이 경과함에 따라서 바이오센서의 성능이 급격하게 감소하거나 바이오센서로서의 역할을 할 수 없는 근본적인 문제점이 있었다.

[7]

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [8] 이와 같은 기술적 배경하에서, 본 발명자들은 전기자극에 의해 고분자내의 화학 자유 에너지로 일을 하여 가역적인 부피변화, 특히 굽힘 거동을 일으키는 전기감응성 고분자를 바이오센서 표면에 부착시키고 선택적으로 전기자극을 부여함으로써 종래 이식형 바이오센서에서 발생하는 문제점을 해결할 수 있음을 확인하고 본 발명을 완성하기에 이르렀다.
- [9] 결국 본 발명의 주된 목적은 굽힘 거동이 가능한 전기감응성 고분자층이 바이ורי셉터 표면에 부착되어 있어 전기자극의 부여 여부에 따라 선택적인 작동이 가능한 바이오센서를 제공하는데 있다.
- [10] 본 발명의 다른 목적은 선택적 작동이 가능한 체내 이식형 바이오센서를 이용한 애널라이트의 농도 분석 장치를 제공하는데 있다.
- [11] 본 발명의 또다른 목적은 선택적 작동이 가능한 체내 이식형 바이오센서를 이용하는 방법을 제공하는데 있다.
- [12] 본 발명의 또다른 목적은 체내 이식형 바이오센서의 작동을 전기자극 부여에 의해 선택적으로 제어하는 방법을 제공하는데 있다.

[13]

과제 해결 수단

- [14] 상기 기술된 목적을 달성하기 위하여, 본 발명은 분석 대상 애널라이트의 감지가 가능한 바이ורי셉터(bio-receptor); 상기 바이ורי셉터로부터 감지된 애널라이트의 농도 정보를 분석이 가능한 신호로 변환하는 신호변환기; 상기 바이ורי셉터의 표면에 부착되고, 전기자극에 의해 굽힘 거동을 나타내는 전기감응성 고분자(electroactive polymer)층; 및 상기 전기감응성 고분자층에 연결된 전극을 포함하는 바이오센서를 제공한다.
- [15] 본 발명의 일실시예에 따르면, 상기 전기감응성 고분자는 전기감응성 하이드로겔일 수 있다.
- [16] 본 발명의 일실시예에 따르면 상기 전기감응성 고분자층의 표면은 금속코팅처리되어 있는 것일 수 있고, 특히, IPMC(ionic polymer-metal composite)를 사용할 수 있으며, 상기 금속코팅은 Pt 일 수 있다.
- [17] 본 발명의 일실시예에 따르면 상기 바이오센서는 체내 이식형일 수 있다.
- [18] 본 발명의 일실시예에 따르면 상기 애널라이트는 글루코스일 수 있다.
- [19] 본 발명에 다른 측면에서는, 환자의 체내에 이식되는 바이오센서로서, 분석 대상 애널라이트의 감지가 가능한 바이ורי셉터(bio-receptor), 상기 바이ורי셉터로부터 감지된 애널라이트의 농도 정보를 분석이 가능한 신호로 변환하는 신호변환기; 상기 바이ורי셉터의 표면에 부착되고, 전기자극에 의해 굽힘 거동을 나타내는 전기감응성 고분자(electroactive polymer)층 및 상기

전기감응성 고분자층에 연결된 전극을 포함하는 바이오센서; 상기 바이오센서의 전기감응성 고분자에 연결된 전극에 전기자극을 전달하는 수단; 상기 바이오센서로부터 생성된 농도 분석 정보를 전달하는 수단; 및 상기 정보 전달 수단으로부터 수신된 농도 분석 정보를 출력하는 컴퓨터 수단을 포함하는 체내 이식형 바이오센서를 이용한 애널라이트의 농도 분석 장치가 제공된다.

- [20] 본 발명의 다른 측면에서는 분석 대상 애널라이트의 감지가 가능한 바이오리셉터(bio-receptor), 상기 바이오리셉터로부터 감지된 애널라이트의 농도 정보를 분석이 가능한 신호로 변환하는 신호변환기; 상기 바이오리셉터의 표면에 부착되고, 전기자극에 의해 굽힘 거동을 나타내는 전기감응성 고분자(electroactive polymer)층 및 상기 전기감응성 고분자층에 연결된 전극을 포함하는 바이오센서를 제공하는 단계; 상기 바이오센서에 연결되어 애널라이트의 농도값을 데이터신호로서 출력하는 컴퓨터 수단을 제공하는 단계; 상기 바이오센서를 환자의 체내에 이식하고 바이오센서의 전기감응성 고분자층에 연결된 전극에 전기자극을 제공하는 단계; 및 상기 전기자극에 의해 전기감응성 고분자층이 굽힘거동을 나타냄으로써 애널라이트에 노출된 바이오리셉터로부터 애널라이트의 농도정보를 상기 컴퓨터 수단을 통해 수신하고, 수신된 농도정보를 농도값으로 판독하는 단계를 포함하는 환자의 체내에 이식된 바이오센서의 이용방법이 제공될 수 있다.

- [21] 본 발명의 또다른 측면에 따르면, 분석 대상 애널라이트의 감지가 가능한 바이오리셉터(bio-receptor), 상기 바이오리셉터로부터 감지된 애널라이트의 농도 정보를 분석이 가능한 신호로 변환하는 신호변환기; 상기 바이오리셉터의 표면에 부착되고, 전기자극에 의해 굽힘 거동을 나타내는 전기감응성 고분자(electroactive polymer)층 및 상기 전기감응성 고분자층에 연결된 전극을 포함하는 바이오센서를 제공하는 단계; 상기 제공된 바이오센서를 환자의 체내에 이식하는 단계; 상기 환자의 체내에 이식된 바이오센서의 전기감응성 고분자층에 연결된 전극으로 선택적 전기자극을 부여하는 단계; 및 상기 선택적 전기자극에 의해 전기감응성 고분자층이 굽힘거동을 나타내고 이에 의해 애널라이트에 노출된 바이오리셉터로부터 애널라이트의 농도정보를 수신하고, 농도값을 판독하는 단계를 포함하는 환자의 체내에 이식된 바이오센서의 작동을 선택적으로 제어하는 방법이 제공될 수 있다.

[22]

발명의 효과

- [23] 본 발명에 따른 바이오센서는 굽힘 작용이 가능한 전기감응성 고분자를 이용하여 선택적으로 애널라이트와의 접촉을 조절할 수 있어 바이오센서의 내구성 및 수명을 월등히 연장시킬 수 있다.

- [24] 특히, 전기감응성 고분자의 전기자극에 대한 굽힘거동을 이용하여 바이오센서의 표면과 애널라이트의 접촉을 조절함으로써 종래 이식형

바이오센서에서 근본적인 문제점으로 지적되던 바이오센서 표면 단백질 흡착에 따른 센서 수명 감소에 대한 해결이 가능하다.

[25]

도면의 간단한 설명

[26] 도 1은 본 발명의 일실시예로서, 4조각으로 이루어진 전기감응성 고분자층이 표면에 부착된 바이오센서의 사시도를 통한 작동메커니즘을 나타낸 것이다.

[27] 도 2는 본 발명의 일실시예로서 2조각으로 이루어진 전기감응성 고분자층이 표면에 부착된 바이오센서의 사시도를 통한 작동메커니즘을 나타낸 것이다.

[28] 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 바이오센서의 단면도를 통한 작동메커니즘을 나타낸 것이다.

[29] 도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 바이오센서의 장치도를 도식화하여 나타낸 것이다.

[30]

[31] *도면의 주요부분에 대한 부호의 명칭*

[32] A: 전기감응성 고분자층

[33] S: 센서

[34] C: 채널(채액/혈관)

[35] PS: 전원공급부

[36] CC: 제어부

[37]

발명의 실시를 위한 형태

[38] 이하에서는 본 발명에 대하여 보다 구체적으로 설명한다.

[39] 본 발명에 있어서 “애널라이트(analyte)”라 함은 분석의 대상으로서 분석과정을 거치게 될 화학적 성분을 의미한다. 본 발명에서는 바이오센서의 애널라이트로서 글루코스, DNA, 효소, 단백질, 세포, 호르몬 등의 생체물질을 예로 들어 설명하지만 일반적인 화학물질도 본 발명의 애널라이트 범주에서 제외되지 않는다.

[40] 본 발명에 있어서, 전기감응성 고분자로서 하이드로겔, IPN, IPMC를 예시하고 설명하였으나 본 발명은 이에 국한되지 않고 전기적 자극에 의해 굽힘거동을 할 수 있는 다른 재료 또한 가능한 것은 당업자에게 자명하다 할 것이다.

[41] 본 발명에서 바이오리셉터에 부착시키기 위해 전기감응성 고분자를 사용하는데, 이는 pH, 용매의 조성, 온도, 이온의 농도, 전기장 등과 같은 외부자극에 의해 가역적인 변형을 일으킬 수 있는 재료이다. 이와 같은 주위환경의 자극에 의해 화학자유에너지가 기계적인 일로 변화되는 시스템을 'Chemomechanical System' 이라하고, 시스템 중에서 전기자극에 의해 고분자내의 화학자유에너지로 수축이완 또는 좌우이동등의 기계적인 일을 할 수 있는 고분자재료를 전기감응성 고분자(Electroactive Polymers, EAP)라 하며 고분자

하이드로겔의 일종이다.

- [42] 전기감응성 고분자의 종류는 전기장에 의해 작동되는 것과 이온에 의해 작동하는 것으로 대별되며 전기장에 의한 것은 압전, 전왜 및 강유전성의 재료로 나눌 수 있고 이온화에 의한 것은 전기장이 가해졌을 때 고분자 내부에 이온의 편류가 발생하여 변형이 발생하는 것으로 고분자 젤과 이온 박막이 있다. 이외에도 탄소나노튜브, 종이, 천, 유체 등의 다양한 종류의 전기감응성 고분자가 연구되고 있다.
- [43] 전기감응성 고분자는 외부의 자극에 의해서 변형(좌우이동과 수축/이완)이 가능하고 탄력성이 크며, 경량화, 소형화 할 수 있다는 장점이 있어서 생체근육과 비슷한 인공근육, 작고 소음이 없는 구동장치나 생체에서 발생하는 여러 가지 신호들을 감지 할 수 있는 바이오센서 및 액추에이터의 연구개발이 가능하여 미래에 로봇, 생체, 항공, 우주, 군사, MEMS (Micro Electro Mechanical System) 등 많은 산업 분야에 새로운 기술 혁신을 가져올 것으로 기대되고 있다.
- [44] 전기감응성 고분자로서 IPN(interpenetrating polymer network) 하이드로겔이 사용될 수 있는데, IPN은 분자규모에서 적어도 부분적으로 교차되나 공유결합이 아니며 화학결합이 깨지기 전까지는 분리되지 않는 2개 이상의 그물구조를 갖는 고분자를 말하는 것이다. IPN의 종류는 중합방법과 형태에 따라 나뉘며, 이러한 IPN은 열경화성 수지를 대체할 수 있는 넓은 온도의 감쇄물질이나 보강된 탄성체를 형성하기도 하고, 어떤 종류의 IPN은 다른 고분자가 나타내기 힘든 연속적인 물리적, 기계적 성질을 나타낸다. 하이드로겔은 가교밀도가 낮은 친수성 가교 고분자로 평형상태에서 20-90%의 물을 포함하는 수화된 가교결합 중합체성 시스템이기 때문에 전형적으로 산소투과성이며 생체 상용성이다. IPN 시스템은 빠르고 전기적 반응에 예민하며 또한 좋은 기계적인 물성을 나타내기 때문에(Kim et al, J. Appl. Polym. Sci, 73, 1675-1683, 1999) 효과적인 작동기 및 센서, 인체의 근육과 유사한 역할을 하는 물질로 쓰일 수 있다.
- [45] 본 발명에서 사용될 수 있는 전기감응성 고분자는 전기자극에 의해 굽힘거동이 가능한 재료라면 가능한데, 전기자극에 의해 굽힘 거동이 가능하도록 하기 위해 통상적으로는 고분자상에 금속이 코팅된다. 여기서 코팅에 사용될 수 있는 금속으로는 Pt, Au, Ag, Pd, Cu 등을 들 수 있으나, 통상적으로는 생체적합성을 고려하여 Pt가 주로 사용된다.
- [46] 본 발명에서 전기감응성 고분자로 사용될 수 있는 것으로 “IPMC(Ionic polymer-metal composite)”를 들 수 있는데, IPMC는 전기감응성 고분자(electroactive polymer)의 일종으로, 얇은 고분자 막의 양쪽 면에 금속 전극이 있는 구조를 가지며, 금속 전극은 보통 금속이온을 화학적으로 환원시켜 형성시킨다. 여기서 금속으로 사용될 수 있는 것은 Pt, Au, Ag, Pd, Cu 등을 들 수 있다. 그러나 통상적으로는 생체적합성을 고려하여 Pt가 주로 사용된다.
- [47] IPMC는 양전극 사이에 전압을 가하면 양극(anode) 쪽으로 구부러지는데, 10V 이하의 비교적 낮은 외부 전압에 빨리 감응하며, 변형양이 크므로 가볍고 유연한

소형구동체(actuator)를 설계할 수 있다.

- [48] 통상, IPMC(Ionic Polymer Metal Composite ; 이온교환 고분자-금속 복합체)는 네피온(Napion)이라는 양이온만을 선택적으로 통과시키는 이온-교환 고분자막에 금속 전극층을 형성시켜 전압을 인가했을 때 고분자 자체가 구동되어지는 전기감응성 고분자(Electro Active Polymer) 중의 하나로서, 고유의 성질이 인간의 근육과 비슷하게 질기고, 힘의 변경이 가능하여 인체 내 장기를 이동하면서 진료 행위를 할 수 있는 의료용 로봇을 비롯하여 인공 근육, 의료용 센서 등 다양한 분야에의 적용이 가능하다.
- [49]
- [50] 본 발명에 의한 바이오센서의 작동 메커니즘을 도면을 참조하여 보다 상세히 설명하면 하기와 같다.
- [51] 도 1은 본 발명의 일실시예로서, 4조각으로 이루어진 전기감응성 고분자층이 표면에 부착된 바이오센서의 사시도를 통한 작동메커니즘을 나타낸 것이고, 도 2는 다른 일실시예로서 2조각으로 이루어진 전기감응성 고분자층이 표면에 부착된 바이오센서의 사시도를 통한 작동메커니즘을 나타낸 것이다.
- [52] 도 1과 도 2에서 확인할 수 있는 바와 같이, 전기감응성 고분자를 바이오센서, 보다 구체적으로는 바이오센서의 바이오리셉터에 부착시키고, 전기감응성 고분자에 연결된 전극에 전기자극을 부여함으로써 전기감응성 고분자(전기감응성 하이드로겔)(A)가 굽힘거동을 나타내게 하면 바이오센서(S)의 표면이 노출되면서 애널라이트(혈액)와 접촉할 수 있게 된다.
- [53] 도 1과 도 2에서 왼쪽 OFF 도면의 상태는 전기자극을 부여하지 않은 상태이고, 오른쪽 ON 도면의 상태는 전기자극을 부여하여 전기감응성 하이드로겔(A)이 굽힘거동을 나타냄으로써 밀면에 가려져 있던 바이오센서(S)가 노출된 상태이다. 즉, 바이오센서(S)의 표면에 위치하고 있던 전기감응성 하이드로겔(A)이 전기 자극을 받아 굽힘거동을 나타내고, 이로 인해 하이드로겔(A) 밑에 가려져 있어 애널라이트(통상적으로 체액 또는 혈액)와 접촉되지 않던 바이오센서(S)가 노출되면서 애널라이트와의 접촉이 가능하게 되고 애널라이트의 농도 측정이 이루어질 수 있게 된다.
- [54] 도 3은 본 발명에 따른 바이오센서의 작동 메커니즘을 예시한 바이오센서의 단면도이다. 도 3에서 왼쪽 OFF 도면의 상태는 전기자극을 부여하지 않아 바이오센서 (S1, S2)의 표면을 전기감응성 하이드로겔(A1, A2)이 덮고 있어 애널라이트가 존재하는 채널(C)에 노출되지 않은 상태이고, 오른쪽 ON 도면의 상태는 전기자극이 부여되어 전기감응성 하이드로겔(A)이 굽힘거동을 나타냄으로서 밀면에 가려져 있던 바이오센서(S)가 채널에 노출된 상태이다.
- [55] 이와 같은 기작을 통해 바이오센서의 애널라이트 농도 분석이 전기자극 부여라는 작업에 의해 선택적으로 이루어질 수 있다. 이와 같은 원리로 바이오센서가 체내에 이식되었을 때 장기간 사용하여도 센서 표면에 단백질 흡착이 일어나는 원인인 바이오리셉터의 노출시간과 빈도를 줄일 수 있어

바이오센서의 기능저하를 방지하고 수명을 월등히 증가시킬 수 있다.

- [56] 전기감응성 하이드로겔(A)은 이식형 바이오센서 장치의 센서(S)에 부착되고, 전기감응성 하이드로겔(A)에 전기적 자극을 공급하기 위해 하이드로겔(A)의 양단에 전극이 부착된다. 전극은 인체에 무해한 생체 적합성 전극이 사용되고, 바늘형, 판형 또는 원형 전극 등이 사용될 수 있다. 또한, 전극은 단일 전극으로 구성될 수도 있고, 또는 복수개의 전극이 하이드로겔에 부착 또는 고정되어 전기 자극을 줄 수 있도록 어레이 형태의 전극으로 구성될 수도 있다.
- [57] 도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 이식형 바이오센서에서 장치 제어부를 통한 바이오센서의 작동을 제어하는 방법을 나타낸 것이다. 전원 공급부(PS)는 전극을 통해 전기감응성 하이드로겔(A)에 전원을 공급하는 부분이며 제어부(CC)는 전원 제어 신호를 생성하여 상기 전원 공급부(PS)로 공급하기 위한 장치이다. 전기감응성 하이드로겔(A)은 전원이 오프된 경우에는 바이오센서(S) 보호를 위해서 채널(C)에 센서를 노출시키지 않는 위치로 세팅된다.
- [58] 예를 들어, 이식형 바이오센서(S)를 이용한 애널라이트 분석시 제어부(CC)에서 전기감응성 하이드로겔(A)을 제어하기 위한 신호를 발생시키고 이를 전원 공급부(PS)로 전송하여 전원 공급부(PS)에서는 전기감응성 하이드로겔(A)을 제어하기 위한 전원을 공급하게 된다. 제어신호에 의한 전원공급에 의해 전기감응성 하이드로겔(A)은 굽힘작용을 하게 되고 그에 따라 바이오센서(S)는 채널(C)의 애널라이트와 선택적으로 접촉하게 된다.
- [59] 이식형 바이오센서에서 제어 신호는 자동적으로 바이오센서의 제어부(CC)로 보내질 수 있다. 상기 제어 신호에 따라 제어부(CC)에서는 전원공급부(PS)로 작동 신호가 전송되고, 이것은 전원공급부(PS)의 전원공급을 제어할 수 있게 되어 바이오센서의 애널라이트 농도 측정여부를 제어할 수 있게 된다. 이와 같은 제어동작을 통해 일정시간 또는 사용자가 측정을 원할 때 바이오센서 작동에 필요한 최소한의 시간동안 바이오센서를 혈액 또는 체액과 접촉하게 할 수 있다.
- [60] 상기와 같은 본 발명의 일실시예에 따른 바이오센서는 상기 바이오센서의 전기감응성 고분자에 연결된 전극에 전기자극을 전달하는 수단, 상기 바이오센서로부터 생성된 농도 분석 정보를 전달하는 수단 및 상기 정보 전달 수단으로부터 농도 분석 정보를 수신하여 출력하는 컴퓨터 수단과 함께 애널라이트의 농도를 분석하기 위한 장치로서 제공될 수도 있다.
- [61] 굽힘거동을 나타내는 전기감응성 고분자층이 부착된 바이오센서가 이식형 바이오센서로서 적용되었을 때, 환자의 체내에 이식된 바이오센서를 이용하는 방법은 다음과 같다.
- [62] 굽힘거동을 나타내는 전기감응성 고분자층이 부착된 바이오센서를 제공하고, 상기 바이오센서에 연결되어 애널라이트의 농도값을 데이터신호로서 출력하는 컴퓨터 수단을 제공한다. 상기 제공된 바이오센서를 환자의 체내에 이식하고 바이오센서의 전기감응성 고분자층에 연결된 전극에 전기자극을 부여한다.

상기 부여된 전기자극에 의해 전기감응성 고분자층이 굽힘거동을 나타내면 바이오리셉터가 애널라이트에 노출되고, 노출된 바이오리셉터로부터 애널라이트의 농도정보를 상기 컴퓨터 수단을 통해 수신한다. 상기 수신된 농도정보는 농도값으로 판독할 수 있고 이러한 과정을 통해 본 발명에 따른 바이오센서를 이식형으로서 이용할 수 있는 것이다.

[63] 또한 본 발명의 일실시예에 따른 바이오센서는 전기자극을 부여함으로서 선택적으로 제어가 가능한데, 구체적인 제어방법은 다음과 같다.

[64] 굽힘거동을 나타내는 전기감응성 고분자층이 부착된 바이오센서를 제공하고, 상기 제공된 바이오센서를 환자의 체내에 이식한다. 상기 환자의 체내에 이식된 바이오센서의 전기감응성 고분자층에 연결된 전극으로 전기자극을 선택적으로 부여한다. 상기 선택적 전기자극에 의해 전기감응성 고분자층이 굽힘거동을 나타내고 이에 의해 애널라이트에 노출된 바이오리셉터로부터 애널라이트의 농도정보를 수신한다. 상기 수신된 농도정보는 농도값으로 판독할 수 있고, 이러한 과정을 통해 환자의 체내에 이식된 본 발명의 일실시예에 따른 바이오센서의 작동을 선택적으로 제어할 수 있는 것이다.

[65]

[66] 이상으로 본 발명 내용의 특정한 부분을 상세히 기술하였는바, 당업계의 통상의 지식을 가진 자에게 있어서, 이러한 구체적 기술은 단지 바람직한 실시양태일 뿐이며, 이에 의해 본 발명의 범위가 제한되는 것이 아닌 점은 명백할 것이다. 따라서 본 발명의 실질적인 범위는 첨부된 청구항들과 그것들의 등가물에 의하여 정의된다고 할 것이다.

청구범위

- [청구항 1] 애널라이트(analyte)의 농도 분석을 위한 바이오센서에 있어서,
분석 대상 애널라이트의 감지가 가능한
바이오리셉터(bio-receptor);
상기 바이오리셉터로부터 감지된 애널라이트의 농도 정보를
분석이 가능한 신호로 변환하는 신호변환기;
상기 바이오리셉터의 표면에 부착되고, 전기자극에 의해 굽힘
거동을 나타내는 전기감응성 고분자(electroactive polymer)층; 및
상기 전기감응성 고분자층에 연결된 전극
을 포함하는 바이오센서.
- [청구항 2] 제1항에 있어서, 상기 전기감응성 고분자는 전기감응성
하이드로겔임을 특징으로 하는 바이오센서.
- [청구항 3] 제1항에 있어서, 상기 전기감응성 고분자층의 표면은
금속코팅처리되어 있는 것을 특징으로 하는 바이오센서.
- [청구항 4] 제3항에 있어서, 상기 전기감응성 고분자는 IPMC(Ionic
polymer-metal composite)임을 특징으로 하는 바이오센서.
- [청구항 5] 제3항에 있어서, 상기 금속코팅은 Pt 임을 특징으로 하는
바이오센서.
- [청구항 6] 제1항에 있어서, 상기 바이오센서는 체내 이식형임을 특징으로
하는 바이오센서.
- [청구항 7] 제1항에 있어서, 상기 애널라이트는 글루코스임을 특징으로 하는
바이오센서.
- [청구항 8] 환자의 체내에 이식되는 바이오센서로서, 분석 대상 애널라이트의
감지가 가능한 바이오리셉터(bio-receptor), 상기
바이오리셉터로부터 감지된 애널라이트의 농도 정보를 분석이
가능한 신호로 변환하는 신호변환기; 상기 바이오리셉터의 표면에
부착되고, 전기자극에 의해 굽힘 거동을 나타내는 전기감응성
고분자(electroactive polymer)층 및 상기 전기감응성 고분자층에
연결된 전극을 포함하는 바이오센서;
상기 바이오센서의 전기감응성 고분자에 연결된 전극에
전기자극을 전달하는 수단;
상기 바이오센서로부터 생성된 농도 분석 정보를 전달하는 수단;
및
상기 정보 전달 수단으로부터 농도 분석 정보를 수신하여
출력하는 컴퓨터 수단;
을 포함하는 체내 이식형 바이오센서를 이용한 애널라이트의 농도
분석 장치.

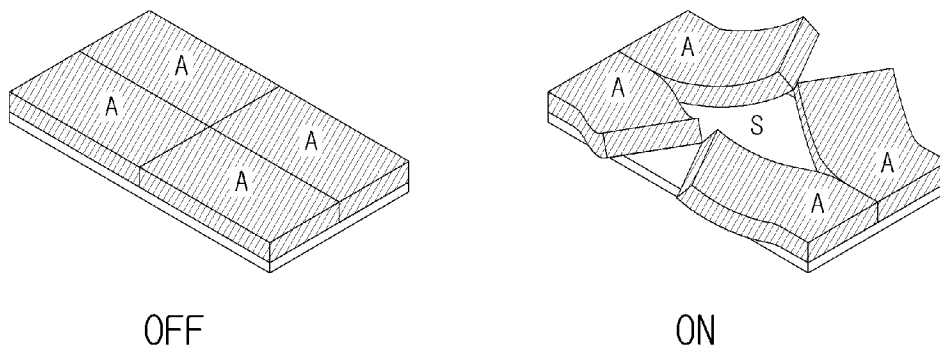
[청구항 9]

환자의 체내에 이식된 바이오센서를 이용하는 방법에 있어서,
 분석 대상 애널라이트의 감지가 가능한
 바이오리셉터(bio-receptor), 상기 바이오리셉터로부터 감지된
 애널라이트의 농도 정보를 분석이 가능한 신호로 변환하는
 신호변환기; 상기 바이오리셉터의 표면에 부착되고, 전기자극에
 의해 굽힘 거동을 나타내는 전기감응성 고분자(electroactive
 polymer)층 및 상기 전기감응성 고분자층에 연결된 전극을
 포함하는 바이오센서를 제공하는 단계;
 상기 바이오센서에 연결되어 애널라이트의 농도값을
 데이터신호로서 출력하는 컴퓨터 수단을 제공하는 단계;
 상기 바이오센서를 환자의 체내에 이식하고 바이오센서의
 전기감응성 고분자층에 연결된 전극에 전기자극을 제공하는 단계;
 및
 상기 전기자극에 의해 전기감응성 고분자층이 굽힘거동을
 나타냄으로써 애널라이트에 노출된 바이오리셉터로부터
 애널라이트의 농도정보를 상기 컴퓨터 수단을 통해 수신하고,
 수신된 농도정보를 농도값으로 판독하는 단계를 포함하는 환자의
 체내에 이식된 바이오센서의 이용방법.

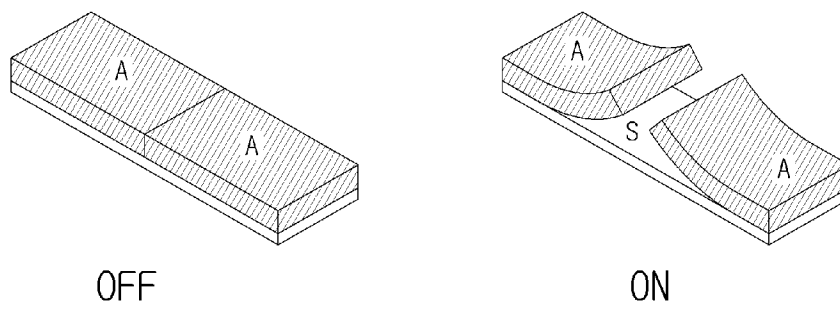
[청구항 10]

분석 대상 애널라이트의 감지가 가능한
 바이오리셉터(bio-receptor), 상기 바이오리셉터로부터 감지된
 애널라이트의 농도 정보를 분석이 가능한 신호로 변환하는
 신호변환기; 상기 바이오리셉터의 표면에 부착되고, 전기자극에
 의해 굽힘 거동을 나타내는 전기감응성 고분자(electroactive
 polymer)층 및 상기 전기감응성 고분자층에 연결된 전극을
 포함하는 바이오센서를 제공하는 단계;
 상기 제공된 바이오센서를 환자의 체내에 이식하는 단계;
 상기 환자의 체내에 이식된 바이오센서의 전기감응성 고분자층에
 연결된 전극으로 선택적 전기자극을 부여하는 단계; 및
 상기 선택적 전기자극에 의해 전기감응성 고분자층이 굽힘거동을
 나타내고 이에 의해 애널라이트에 노출된 바이오리셉터로부터
 애널라이트의 농도정보를 수신하고, 농도값을 판독하는 단계를
 포함하는 환자의 체내에 이식된 바이오센서의 작동을 선택적으로
 제어하는 방법.

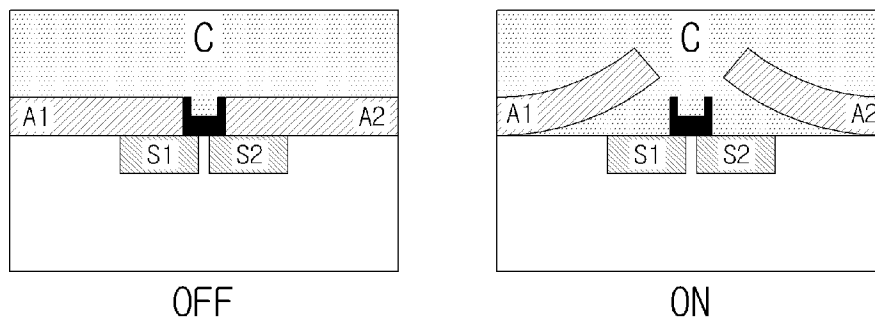
[Fig. 1]



[Fig. 2]



[Fig. 3]



[Fig. 4]

