

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2015년 12월 3일 (03.12.2015)



(10) 국제공개번호
WO 2015/182971 A1

- (51) 국제특허분류:
C12Q 1/68 (2006.01) G01N 27/30 (2006.01)
G01N 33/53 (2006.01) G01N 27/06 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2015/005270
- (22) 국제출원일: 2015년 5월 27일 (27.05.2015)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
10-2014-0063596 2014년 5월 27일 (27.05.2014) KR
- (71) 출원인: 한양대학교 산학협력단 (INDUSTRY-UNIVERSITY COOPERATION FOUNDATION HAN-YANG UNIVERSITY) [KR/KR]; 133-070 서울시 성동구 왕십리로 222, Seoul (KR).
- (72) 발명자: 송윤흠 (SONG, Yun Heub); 463-919 경기도 성남시 분당구 수내로 74 112 동 1304 호, Gyeonggi-do (KR). 김규범 (KIM, Kyu Beom); 133-871 서울시 성동구 마조로 11 길 16-1 202 호, Seoul (KR).
- (74) 대리인: 양성보 (YANG, Sungbo); 135-830 서울시 강남구 선릉로 125 길 14 삼성빌딩 2층 피앤티특허법률사무소, 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, BN, 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, 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, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

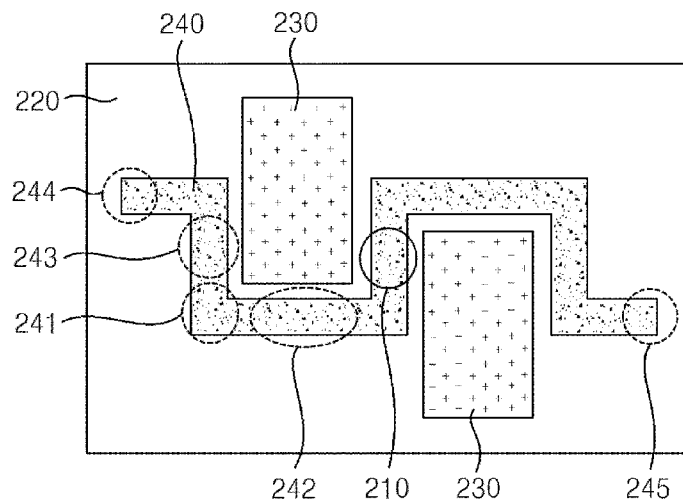
공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

(54) Title: BIOMATERIAL DETECTING BIO SENSOR AND BIO SENSOR SYSTEM

(54) 발명의 명칭 : 생체 물질 감지 바이오 센서 및 바이오 센서 시스템

[도2]



(57) Abstract: A biomaterial detecting bio sensor comprises: a substrate; an oxide film formed on the front surface of the substrate; a source electrode and a drain electrode disposed so as to be spaced from each other on the substrate on which the oxide film is formed; a reaction material, for sensing a biomaterial, fixed on a sensing region generated on the oxide film on the basis of the positions of the source electrode and the drain electrode; and a fluid pipe configured to pass through the sensing region, wherein the fluid pipe is configured to comprise at least one refraction part for adjusting the inflow rate of the biomaterial which flows into the fluid pipe.

(57) 요약서:

[다음 쪽 계속]

WO 2015/182971 A1



생체 물질 감지 바이오 센서는 기관; 상기 기관의 전면에 형성되는 산화막; 상기 산화막이 형성된 기관 상에 서로 이격되어 배치되는 소스 전극 및 드레인 전극; 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극의 위치에 기초하여 상기 산화막에 생성된 센싱 영역 상에 고정되어, 생체 물질을 센싱하는 반응 물질; 및 상기 센싱 영역을 통과하도록 생성되는 유체관을 포함하고, 상기 유체관은 상기 유체관에 유입되는 상기 생체 물질의 유입 속도를 조절하기 위한 적어도 하나의 굴절 부분을 포함하도록 생성된다.

명세서

발명의 명칭: 생체 물질 감지 바이오 센서 및 바이오 센서 시스템 기술분야

- [1] 본 발명은 생체 물질 감지 바이오 센서 및 바이오 센서 시스템에 관한 것으로, 소스 전극 및 드레인 전극 사이를 지나가는 유체관이 적어도 하나의 굴절 부분을 포함하도록 형성되어, 생체 물질을 감지하는 바이오 센서에 대한 기술이다.

배경기술

- [2] 기존의 생체 물질 감지 바이오 센서는 생체 물질의 크기에 따라 생체 물질을 계수한다. 예를 들어, 한국등록특허 제10-0573621호를 살펴보면, 생체 물질 중 특정 세포만을 통과시키는 미세격자 패턴을 바이오 센서가 포함함으로써, 바이오 센서가 미세격자 패턴보다 작은 크기를 갖는 특정 세포를 계수할 수 있다.
- [3] 그러나, 기존의 바이오 센서는 생체 물질 내에 비슷한 크기의 세포들이 존재하는 경우, 비슷한 크기의 세포들 중 특정 세포만을 계수하기 힘든 문제점이 있다. 또한, 비슷한 크기의 세포들 중 특정 세포만을 계수하기 위해서는, 추가적인 화학 반응을 반드시 수행해야 하는 단점이 있다.
- [4] 이에, 본 명세서에서는 소스 전극 및 드레인 전극과 기판 사이의 커패시턴스(capacitance) 변화를 측정하여, 생체 물질을 감지하는 바이오 센서, 바이오 센서 시스템 및 이를 제조하는 방법에 대한 기술을 제안한다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [5] 본 발명의 실시예들은 소스 전극 및 드레인 전극과 기판 사이의 커패시턴스 변화를 측정하여 생체 물질을 감지하는 바이오 센서, 바이오 센서 시스템 및 이를 제조하는 방법을 제공한다.
- [6] 특히, 본 발명의 실시예들은 유입되는 생체 물질의 유입 속도를 조절하기 위한 적어도 하나의 굴절 부분을 갖는 유체관을 포함하는 생체 물질 감지 바이오 센서, 바이오 센서 시스템 및 이를 제조하는 방법을 제공한다.
- [7] 또한, 본 발명의 실시예들은 유체관에 유입되는 생체 물질 중 반응 물질에 센싱되는 특정 물질을 선택적으로 포획하는 생체 물질 감지 바이오 센서, 바이오 센서 시스템 및 이를 제조하는 방법을 제공한다.

과제 해결 수단

- [8] 본 발명의 일실시예에 따른 생체 물질 감지 바이오 센서는 기판; 상기 기판의 전면에 형성되는 산화막; 상기 산화막이 형성된 기판 상에 서로 이격되어 배치되는 소스 전극 및 드레인 전극; 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극의 위치에 기초하여 상기 산화막에 생성된 센싱 영역 상에 고정되어, 생체 물질을 센싱하는 반응 물질; 및 상기 센싱 영역을 통과하도록 생성되는 유체관을

포함하고, 상기 유체관은 상기 유체관에 유입되는 상기 생체 물질의 유입 속도를 조절하기 위한 적어도 하나의 굴절 부분을 포함하도록 생성된다.

- [9] 상기 유체관은 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극에 대해 수직 방향으로 생성된 적어도 일부분 및 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극에 대해 수평 방향으로 생성된 적어도 일부분을 포함할 수 있다.
- [10] 상기 유체관은 복수 개가 포함되는 경우, 병렬 형태로 생성될 수 있다.
- [11] 상기 생체 물질 감지 바이오 센서는 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극 각각을 덮도록 적층되는 절연막을 더 포함할 수 있다.
- [12] 상기 유체관에는 상기 생체 물질과 상기 반응 물질 사이의 전기 화학적 반응을 감지하기 위한 기준 용액이 유입되어, 기준 커패시턴스(capacitance)가 형성되고, 상기 전기화학적 반응을 감지하기 위한 상기 생체 물질이 유입되어, 센싱 커패시턴스가 형성될 수 있다.
- [13] 상기 생체 물질 감지 바이오 센서는 상기 유체관으로 상기 생체 물질을 유입시키는 공급부; 및 상기 반응 물질과 센싱된 상기 생체 물질이 배출되는 배출구를 더 포함할 수 있다.
- [14] 상기 공급부는 상기 생체 물질과 상기 반응 물질 사이의 전기 화학적 반응을 감지하기 위한 기준 용액을 유입시키고, 상기 배출구는 상기 반응 물질과 센싱된 상기 기준 용액이 배출될 수 있다.
- [15] 상기 산화막은 SiO_2 , TiO_2 , Si_3N_4 , Al_2O_3 , CeO_2 , HfO_2 , La_2O_3 , Ta_2O_5 , Y_2O_3 , ZrO_2 , ZrAlO , HfAlO , ZrTiO_4 , SnTiO_4 , 또는 SrTiO_3 중 적어도 어느 하나로 형성될 수 있다.
- [16] 본 발명의 일실시예에 따른 기관의 전면에 산화막을 형성하는 단계; 상기 산화막이 형성된 기관 상에 소스 전극 및 드레인 전극을 서로 이격하여 배치하는 단계; 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극의 위치에 기초하여 상기 산화막에 생성된 센싱 영역 상에 생체 물질을 센싱하는 반응 물질을 고정하는 단계; 및 상기 센싱 영역을 통과하고, 유입되는 생체 물질의 유입 속도를 조절하기 위한 적어도 하나의 굴절 부분을 포함하도록 유체관을 생성하는 단계를 포함한다.
- [17] 상기 유체관을 생성하는 단계는 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극에 대해 수직 방향으로 상기 유체관 중 적어도 일부분을 생성하는 단계; 및 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극에 대해 수평 방향으로 상기 유체관 중 적어도 일부분을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.
- [18] 상기 유체관을 생성하는 단계는 복수 개가 포함되는 경우, 상기 유체관을 병렬 형태로 생성하는 단계를 포함할 수 있다.
- [19] 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극을 서로 이격하여 배치하는 단계는 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극 각각을 덮도록 절연막을 적층하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [20] 상기 반응 물질을 고정하는 단계는 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극의 위치에 기초하여 상기 절연막 중 적어도 일부 영역을 식각하여 상기 산화막에

상기 센싱 영역을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

- [21] 상기 유체관을 생성하는 단계는 상기 유체관이 음각으로 식각된 폴리디메틸실록산(polydimethylsiloxane; PDMS)층을 상기 산화막이 형성된 상기 기판에 부착하는 단계를 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [22] 본 발명의 실시예들은 소스 전극 및 드레인 전극과 기판 사이의 커패시턴스 변화를 측정하여 생체 물질을 감지하는 바이오 센서, 바이오 센서 시스템 및 이를 제조하는 방법을 제공할 수 있다.
- [23] 특히, 본 발명의 실시예들은 유입되는 생체 물질의 유입 속도를 조절하기 위한 적어도 하나의 굴절 부분을 갖는 유체관을 포함하는 생체 물질 감지 바이오 센서, 바이오 센서 시스템 및 이를 제조하는 방법을 제공할 수 있다.
- [24] 또한, 본 발명의 실시예들은 유체관에 유입되는 생체 물질 중 반응 물질에 센싱되는 특정 물질을 선택적으로 포획하는 생체 물질 감지 바이오 센서, 바이오 센서 시스템 및 이를 제조하는 방법을 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [25] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 생체 물질 감지 바이오 센서를 나타낸 측면도이다.
- [26] 도 2는 도 1에 도시된 생체 물질 감지 바이오 센서를 나타낸 상면도이다.
- [27] 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 생체 물질 감지 바이오 센서에서 기준 커패시턴스 및 센싱 커패시턴스를 나타낸 개념도이다.
- [28] 도 4는 본 발명의 다른 일실시예에 따른 생체 물질 감지 바이오 센서를 나타낸 상면도이다.
- [29] 도 5a 내지 5b는 본 발명의 일실시예에 따른 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 방법을 나타낸 도면이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

- [30] 이하, 본 발명에 따른 실시예들을 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다. 그러나 본 발명이 실시예들에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다. 또한, 각 도면에 제시된 동일한 참조 부호는 동일한 부재를 나타낸다.
- [31]
- [32] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 생체 물질 감지 바이오 센서를 나타낸 측면도이다.
- [33] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일실시예에 따른 생체 물질 감지 바이오 센서는 기판(110), 기판(110)의 전면에 형성되는 산화막(120), 기판(110) 상에 서로 이격되어 배치되는 소스 전극 및 드레인 전극(130), 반응 물질(140) 및 반응 물질(140)과 센싱되는(감지 대상이 되는) 생체 물질이 유입되는 유체관(150)을 포함한다.
- [34] 여기서, 기판(110)은 실리콘 기판으로서, n형 또는 p형 실리콘 기판일 수 있다.

그러나, 이에 제한되거나 한정되지 않고, 산화티탄, 아크릴수지, 에폭시수지 또는 폴리이미드 등의 다양한 재료로 형성될 수 있다.

- [35] 산화막(120)은 저유전율을 가지는 유전 물질로 기판(110)의 전면에 형성될 수 있다. 예를 들어, 산화막(120)은 0-6의 유전 상수를 갖는 유전 물질로 형성될 수 있다. 더 구체적인 예를 들면, 산화막(120)은 SiO_2 , TiO_2 , Si_3N_4 , Al_2O_3 , CeO_2 , HfO_2 , La_2O_3 , Ta_2O_5 , Y_2O_3 , ZrO_2 , ZrAlO , HfAlO , ZrTiO_4 , SnTiO_4 , 또는 SrTiO_3 중 적어도 어느 하나로 형성될 수 있다.
- [36] 소스 전극 및 드레인 전극(130)은 산화막(120)이 형성된 기판(110) 상에 미리 설정된 간격을 두고 이격되어 배치될 수 있다. 이 때, 소스 전극 및 드레인 전극(130)은 전압이 인가될 수 있도록, 금속 또는 합금의 도전성 물질로 형성될 수 있다. 예를 들어, 소스 전극 및 드레인 전극(130)은 Al, Ag, Au, Cu 또는 W 중 적어도 어느 하나로 형성될 수 있다. 이와 같이, 소스 전극 및 드레인 전극(130)이 도전성 물질로 형성되기 때문에, 전압이 인가되는 경우, 프링징 효과(fringing effect)에 의해 근방의 기판(110)에 프링징 필드가 형성될 수 있다. 따라서, 전압이 인가된 소스 전극 및 드레인 전극(130)은 생체 물질과의 접촉으로부터 자유롭기 때문에, 도전성을 가지는 다양한 물질로 형성될 수 있다. 또한, 도면에는 도시하지 않았지만, 소스 전극 및 드레인 전극(130) 사이의 기판(110) 상에 게이트 전극이 형성될 수도 있다.
- [37] 반응 물질(140)은 산화막(120)에 생성된 센싱 영역(121) 상에 고정되어 생체 물질을 센싱한다. 이 때, 반응 물질(140)은 생체 물질 중 특정 물질만을 센싱할 수 있다. 예를 들어, 반응 물질(140)은 생체 물질에 포함되는 특정 세포와 결합하는 항체일 수 있다. 더 구체적인 예를 들면, 반응 물질(140)은 생체 물질에 포함되는 암 세포와 결합하는 항체일 수 있다.
- [38] 또한, 반응 물질(140)이 패턴을 가짐으로써, 반응 물질(140)의 하부에 위치하는 센싱 영역(121)은 노출될 수 있다. 이 때, 센싱 영역(121) 중 반응 물질(140)이 고정된 부분을 제외한 부분의 면적이 센싱 커패시턴스의 변화 비율에 영향을 미치기 때문에, 반응 물질(140)은 센싱 커패시턴스의 변화 비율을 고려하여 패턴을 가지면서 센싱 영역(121)에 고정될 수 있다.
- [39] 여기서, 센싱 영역(121)은 산화막(120) 상에 반응 물질(140)이 고정되는 영역으로서, 소스 전극 및 드레인 전극(130)의 위치에 기초하여 결정될 수 있다. 예를 들어, 센싱 영역(121)은 산화막(120) 중 소스 전극 및 드레인 전극(130)의 사이 영역으로 결정될 수 있다.
- [40] 유체관(150)은 센싱 영역(121)을 통과하도록 생성된다. 예를 들어, 유체관(150)은 미리 설정된 패턴이 음각된 폴리디메틸실록산(polydimethylsiloxane; PDMS)층(160)을 산화막(120)이 형성된 기판(110)에 부착함으로써, 형성될 수 있다. 이 때, 미리 설정된 패턴은 유체관(150)의 형태에 따라 변경될 수 있다.
- [41] 특히, 본 발명의 일 실시예에 따른 유체관(150)은 유입되는 생체 물질의 유입

속도를 조절하기 위하여, 적어도 하나의 굴절 부분을 포함하도록 형성될 수 있고, 소스 전극 및 드레인 전극(130)에 대해 수직 방향으로 생성된 적어도 일부분 및 소스 전극 및 드레인 전극(130)에 대해 수평 방향으로 생성된 적어도 일부분을 포함하도록 형성될 수 있다. 이에 대한 상세한 설명은 도 2를 참조하여 기재하기로 한다.

- [42] 이 때, 유체관(150)과 소스 전극 및 드레인 전극(130) 사이에는 절연막(170)이 개재되기 때문에, 소스 전극 및 드레인 전극(130)은 유체관(150)에 유입되는 생체 물질과 직접적인 접촉이 없으므로, 부식될 위험이 적다.
- [43] 이와 같은 구조를 갖는 생체 물질 감지 바이오 센서는 유체관(150)에 기준 용액이 유입되거나, 생체 물질이 유입되어 발생하는 커패시턴스 변화를 측정하여 생체 물질을 감지할 수 있다. 이에 대한 상세한 설명은 도 3을 참조하여 기재하기로 한다.
- [44] 또한, 도면에는 도시하지 않았지만, 생체 물질 감지 바이오 센서는 유체관(150)으로 생체 물질을 유입시키는 공급부 및 반응 물질(140)과 센싱된 생체 물질이 배출되는 배출구를 더 포함함으로써, 생체 물질 감지 바이오 센서 시스템을 형성할 수 있다. 이 때, 공급부는 생체 물질과 반응 물질(140) 사이의 전기화학적 반응을 감지하기 위한 기준 용액을 유입시킬 수 있고, 배출구는 반응 물질(140)과 센싱된 기준 용액이 배출될 수 있다.
- [45] 또한, 생체 물질 감지 바이오 센서 시스템은 유체관(150)에서 생체 물질 및 기준 용액이 흐르도록 공급부로부터 배출구로 생체 물질 및 기준 용액을 공급하는 펌프 및 생체 물질의 유입 및 배출을 제어하고 생체 물질을 감지하는 제어부를 더 포함할 수 있다. 이러한 경우, 생체 물질 감지 바이오 센서 시스템은 기관(110), 산화막(120), 소스 전극 및 드레인 전극(130), 반응 물질(140), 유체관(150), 공급부, 배출구, 펌프 및 제어부로 구성될 수 있다.
- [46]
- [47] 도 2는 도 1에 도시된 생체 물질 감지 바이오 센서를 나타낸 상면도이다.
- [48] 도 2를 참조하면, 본 발명의 일실시예에 따른 생체 물질 감지 바이오 센서에서 반응 물질이 고정되는 센싱 영역(210)은 기관의 전면에 형성된 산화막(220) 중 소스 전극 및 드레인 전극(230) 사이 영역에 생성될 수 있다. 따라서, 센싱 영역(210)은 소스 전극 및 드레인 전극(230)의 개수에 대응하도록 형성될 수 있다. 이에 대한 상세한 설명은 도 4를 참조하여 기재하기로 한다.
- [49] 유체관(240)은 센싱 영역(210)을 통과하도록 생성된다. 따라서, 유체관(240)에 유입되는 생체 물질은 센싱 영역(210)에 고정된 반응 물질과 반응하여, 전기화학적 반응을 발생시킬 수 있다. 본 발명의 일실시예에 따른 생체 물질 감지 바이오 센서는 이와 같이 발생된 전기화학적 반응에 의한 커패시턴스 변화에 기초하여, 생체 물질을 감지할 수 있다.
- [50] 여기서, 본 발명의 일실시예에 따른 유체관(240)은 유입되는 생체 물질의 유입 속도를 조절하기 위하여, 적어도 하나의 굴절 부분(241)을 포함하도록 형성된다.

다시 말해, 유체관(240)은 소스 전극 및 드레인 전극(230)에 대해 수직 방향으로 생성된 적어도 일부분(242) 및 소스 전극 및 드레인 전극(230)에 대해 수평 방향으로 생성된 적어도 일부분(243)을 포함하도록 형성됨으로써, 적어도 하나의 굴절 부분(241)을 포함하도록 형성될 수 있다. 예를 들어, 유체관(240)은 소스 전극 및 드레인 전극(230)에 대해 수직 방향으로 생성된 적어도 일부분(242) 및 소스 전극 및 드레인 전극(230)에 대해 수평 방향으로 생성된 적어도 일부분(243)을 포함하도록 ‘ㄱ’자 형태가 반복되는 구조로 형성될 수 있다. 더 구체적인 예를 들면, 유체관(240)은 소스 전극 및 드레인 전극(230)을 감싸 안도록 지그재그의 형태로 형성될 수 있다. 그러나, 유체관(240)은 이러한 구조에 제한되거나 한정되지 않고, 적어도 하나의 굴절 부분(241)을 포함하는 다양한 형태의 구조로 형성될 수 있다.

[51] 따라서, 유체관(240)에 유입되는 생체 물질의 진입 속도가 조절될 수 있고, 주변 노이즈가 억제되어 생체 물질의 감지 정확도가 개선될 수 있다. 예를 들어, 유체관(240)으로 유입되는 생체 물질의 유입 속도는 생체 물질이 소스 전극 및 드레인 전극(230)에 대해 수평 방향으로 생성된 적어도 일부분(243)을 지나고, 소스 전극 및 드레인 전극(230)에 대해 수직 방향으로 생성된 적어도 일부분(242)을 지나는 과정에서, 생체 물질이 적어도 하나의 굴절 부분(241)을 지남으로써, 낮춰질 수 있다.

[52] 또한, 생체 물질 감지 바이오 센서는 유체관(240)으로 생체 물질을 유입시키는 공급부(244) 및 반응 물질과 센싱된 생체 물질이 배출되는 배출구(245)를 더 포함함으로써, 생체 물질 감지 바이오 센서 시스템을 형성할 수 있다. 이 때, 공급부(244)는 생체 물질과 반응 물질 사이의 전기화학적 반응을 감지하기 위한 기준 용액을 유입시킬 수 있다. 또한, 배출구(245)는 반응 물질과 센싱된 기준 용액이 배출될 수 있다. 도면에는 공급부(244) 및 배출구(245)가 유체관(240)에 대해 하나씩 형성된 실시예로 도시하였으나, 이에 제한되거나, 한정되지 않고, 유체관(240)에 대해 복수 개가 형성될 수 있다. 예를 들어, 공급부(244)는 하나의 유체관(240)에 대해 기준 용액이 유입되는 제1 공급부 및 생체 물질이 공급되는 제2 공급부로서, 2개가 형성될 수 있고, 배출구(245) 역시 마찬가지로 하나의 유체관(240)에 대해 2개가 형성될 수도 있다.

[53] 또한, 도면에는 도시하지 않았지만, 생체 물질 감지 바이오 센서 시스템은 유체관(240)에서 생체 물질 및 기준 용액이 흐르도록 공급부(244)로부터 배출구(245)로 생체 물질 및 기준 용액을 공급하는 펌프를 더 포함할 수 있고, 생체 물질 또는 기준 용액의 유입 및 배출을 제어하고 생체 물질을 감지하는 제어부를 더 포함할 수 있다.

[54]

[55] 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 생체 물질 감지 바이오 센서에서 기준 커패시턴스 및 센싱 커패시턴스를 나타낸 개념도이다.

[56] 도 3을 참조하면, 유체관(310)에 기준 용액이 유입되고, 소스 전극 및 드레인

전극(320)에 전압이 인가되면, 생체 물질 감지 바이오 센서는 (a)와 같이, 센싱 영역(330)에 흐르는 전류를 측정하여 기준 커패시턴스를 형성할 수 있다. 이 때, 기준 용액은 반응 물질과 생체 물질 중 센싱하고자 하는 대상이 되는 특정 물질이 결합에 따라 반응 물질의 전하에 충분한 드바이 길이를 제공할 수 있는 낮은 이온 농도의 버퍼 용액일 수 있다.

[57] 반면에, 유체관(310)에 생체 물질(340)이 유입되고, 소스 전극 및 드레인 전극(320)에 전압이 인가되면, 생체 물질 감지 바이오 센서는 (b)와 같이, 센싱 영역(330)에 흐르는 전류를 측정하여 센싱 커패시턴스를 형성할 수 있다.

[58] 따라서, 생체 물질 감지 바이오 센서는 기준 커패시턴스와 센싱 커패시턴스를 이용하여, 생체 물질(340)을 감지할 수 있다. 구체적으로, 생체 물질 감지 바이오 센서는 기준 커패시턴스로부터 센싱 커패시턴스가 변화하는 정도를 측정하여, 생체 물질(340)을 계수할 수 있다. 예를 들어, 센싱 커패시턴스는 센싱 영역(330)이 노출된 영역에서 우수하기 때문에, 반응 물질에 생체 물질(340) 중 특정 물질이 포획되어 센싱 영역(330)이 차폐되면, 변화가 발생할 수 있다. 이와 같이 변화하는 센싱 커패시턴스의 정도가 기준 커패시턴스와 비교됨으로써, 생체 물질(340) 중 특정 물질의 계수가 수행될 수 있다.

[59] 또한, 생체 물질 감지 바이오 센서는 센싱 영역(330)에 고정된 반응 물질을 이용하여, 생체 물질(340) 중 반응 물질에 반응하는 특정 물질만을 포획할 수도 있다.

[60]

[61] 도 4는 본 발명의 다른 일실시예에 따른 생체 물질 감지 바이오 센서를 나타낸 상면도이다.

[62] 도 4를 참조하면, 본 발명의 다른 일실시예에 따른 생체 물질 감지 바이오 센서에는 복수 개의 유체관(410, 420)이 포함될 수 있다. 이러한 경우, 센싱 영역(430, 440)도 복수 개가 형성되기 때문에, 소스 전극 및 드레인 전극(450, 460) 역시 복수 개가 필요하다.

[63] 예를 들어, 제1 유체관(410)은 제1 소스 전극 및 드레인 전극(450) 사이의 제1 센싱 영역(430)을 통과하도록 생성될 수 있고, 제2 유체관(420)은 제2 소스 전극 및 드레인 전극(460) 사이의 제2 센싱 영역(440)을 통과하도록 생성될 수 있다. 이 때, 복수 개의 유체관(410, 420)은 병렬 형태로 생성될 수 있다.

[64] 병렬 형태로 생성된 복수 개의 유체관(410, 420) 역시, 위에서 상술한 바와 같이, 유입되는 생체 물질의 유입 속도를 조절하기 위하여, 적어도 하나의 굴절 부분(411, 421)을 포함하도록 형성될 수 있다. 예를 들어, 병렬 형태로 생성된 복수 개의 유체관(410, 420) 각각은 소스 전극 및 드레인 전극(450, 460)에 대해 수직 방향으로 형성된 적어도 일부분(412, 422) 및 소스 전극 및 드레인 전극(450, 460)에 대해 수평 방향으로 형성된 적어도 일부분(413, 423)을 포함하도록 형성됨으로써, 적어도 하나의 굴절 부분(411, 421)을 포함하도록 형성될 수 있다.

[65] 따라서, 병렬 형태로 생성된 복수 개의 유체관(410, 420)에 유입되는 생체

물질의 진입 속도가 조절될 수 있고, 주변 노이즈가 억제되어 생체 물질의 감지 정확도가 개선될 수 있다.

[66] 또한, 생체 물질 감지 바이오 센서는 복수 개의 유체관(410, 420)으로 생체 물질을 유입시키는 공급부 및 반응 물질과 센싱된 생체 물질이 배출되는 배출구를 더 포함함으로써, 생체 물질 감지 바이오 센서 시스템을 형성할 수 있다. 이 때, 도면에는 공급부 및 배출구가 복수 개의 유체관(410, 420)에 대해 각각 형성된 실시예로 도시하였으나, 이에 제한되거나, 한정되지 않고, 복수 개의 유체관(410, 420)가 하나의 공급부 및 하나의 배출구를 포함하도록 형성할 수도 있다.

[67] 또한, 도면에는 도시하지 않았지만, 생체 물질 감지 바이오 센서 시스템은 복수 개의 유체관(410, 420)에서 생체 물질 및 기준 용액이 흐르도록 각각의 공급부로부터 배출구로 생체 물질 및 기준 용액을 공급하는 펌프를 더 포함할 수 있고, 생체 물질 또는 기준 용액의 유입 및 배출을 제어하고, 생체 물질을 감지하는 제어부를 더 포함할 수 있다.

[68]

[69] 도 5a 내지 도 5b는 본 발명의 일실시예에 따른 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 방법을 나타낸 도면이다.

[70] 도 5a를 참조하면, 본 발명의 일실시예에 따른 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 시스템은 기판(510)의 전면에 산화막(520)을 형성한다. 여기서, 기판(510)은 실리콘 기판으로서, n형 또는 p형 실리콘 기판일 수 있다. 그러나, 이에 제한되거나 한정되지 않고, 산화티탄, 아크릴수지, 에폭시수지 또는 폴리이미드 등의 다양한 재료로 형성될 수 있다.

[71] 산화막(520)은 0-6의 유전 상수를 갖는 저유전율의 유전 물질로, SiO_2 , TiO_2 , Si_3N_4 , Al_2O_3 , CeO_2 , HfO_2 , La_2O_3 , Ta_2O_5 , Y_2O_3 , ZrO_2 , ZrAlO , HfAlO , ZrTiO_4 , SnTiO_4 , 또는 SrTiO_3 중 적어도 어느 하나로 형성될 수 있다. 여기서, 산화막(520)은 스퍼터링법(sputtering), 전자빔 증착법(e-beam evaporation), 열증착법(Thermal evaporation), 펄스레이저 증착법(Pulsed Laser Deposition) 또는 플라즈마 강화 화학 기상 증착법(Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition) 등의 통상의 증착법이 이용되어 증착될 수 있다.

[72] 이어서, 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 시스템은 산화막(520)이 형성된 기판(510) 상에 소스 전극 및 드레인 전극(530)을 서로 이격하여 배치한다. 소스 전극 및 드레인 전극(530)은 Al, Ag, Au, Cu 또는 W 등의 금속 또는 합금의 도전성 물질로 형성될 수 있다. 여기서, 소스 전극 및 드레인 전극(530)은 스퍼터링법 또는 열증착법 등의 통상의 증착법이 이용되어 산화막(520)이 형성된 기판(510) 상에 증착될 수 있다.

[73] 이 때, 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 시스템은 소스 전극 및 드레인 전극(530)을 각각 덮도록 절연막(540)을 적층할 수 있다. 구체적으로, 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 시스템은 소스 전극 및 드레인 전극(530)이 배치된

산화막(520)의 전면에 절연막(540)을 적층하고, 소스 전극 및 드레인 전극(530)의 위치에 기초하여, 산화막(520)의 전면에 적층된 절연막(540) 중 적어도 일부 영역(541)을 식각함으로써, 소스 전극 및 드레인 전극(530)을 각각 덮도록 절연막(540)을 적층할 수 있다. 따라서, 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 시스템은 산화막(520)의 전면에 적층된 절연막(540) 중 소스 전극 및 드레인 전극(530)의 사이 영역(541)을 식각함으로써, 산화막(520) 상에 센싱 영역(521)을 생성할 수 있다.

- [74] 도 5b를 참조하면, 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 시스템은 소스 전극 및 드레인 전극(530)의 위치에 기초하여 산화막(520)에 형성된 센싱 영역(521) 상에 생체 물질을 센싱하는 반응 물질(550)을 고정한다. 이 때, 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 시스템은 반응 물질이 고정되는 센싱 영역(521)을 소스 전극 및 드레인 전극(530) 사이 영역으로 결정하고, 결정된 센싱 영역(521)의 위치에 기초하여 반응 물질(550)을 고정할 수 있다.
- [75] 또한, 도면에는 도시하지 않았지만, 반응 물질은 나노 템플레이트(nano template)를 통해 센싱 영역(521) 상에 고정될 수 있다. 나노 템플레이트는 블록 공중합체의 자기 조립을 이용하여 산화막(520)이 형성된 기판(510) 상에 형성될 수 있다. 이후, 나노 템플레이트가 형성된 기판(510)을 반응 물질이 함유된 용액 내에 배치하여, 원하는 영역에 반응 물질을 선택적으로 부착할 수도 있다.
- [76] 그 후, 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 시스템은 센싱 영역(521)을 통과하고, 유입되는 생체 물질의 유입 속도를 조절하기 위한 적어도 하나의 굴절 부분을 포함하도록 유체관(560)을 생성한다.
- [77] 이 때, 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 시스템은 유체관(560)이 음각으로 식각된 폴리디메틸실록산층(570)을 산화막(520)이 형성된 기판(510)에 부착함으로써, 유체관(560)을 생성할 수 있다. 도면에는 도시하지 않았지만, 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 시스템은 유체관(560)이 양각으로 식각된 폴리머 몰드(polymer mold)를 형성하고, 폴리머 몰드에 폴리디메틸실록산 물질을 증착하여 커팅(curing)함으로써, 유체관(560)이 음각으로 식각된 폴리디메틸실록산층(570)을 생성할 수 있다. 따라서, 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 시스템은 이와 같이 생성된 폴리디메틸실록산층(570)을 이용하여 유체관(560)을 생성할 수 있다.
- [78] 특히, 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 시스템은 소스 전극 및 드레인 전극(530)에 대해 수직 방향으로 유체관(560) 중 적어도 일부분을 생성하고, 소스 전극 및 드레인 전극(530)에 대해 수평 방향으로 유체관(560) 중 적어도 일부분을 생성함으로써, 유체관(560)이 유입되는 생체 물질의 유입 속도를 조절하기 위한 적어도 하나의 굴절 부분을 포함하도록 형성할 수 있다.
- [79] 또한, 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 시스템은 복수 개의 유체관(560)을 병렬 형태로 형성할 수도 있다.
- [80] 또한, 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 시스템은 공급부, 배출구, 펌프 및

제어부를 더 생성함으로써, 생체 물질 감지 바이오 센서 시스템을 제작할 수 있다.

발명의 실시를 위한 형태

- [81] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기의 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.
- [82] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

청구범위

- [청구항 1] 기관;
 상기 기관의 전면에 형성되는 산화막;
 상기 산화막이 형성된 기관 상에 서로 이격되어 배치되는 소스 전극 및 드레인 전극;
 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극의 위치에 기초하여 상기 산화막에 생성된 센싱 영역 상에 고정되어, 생체 물질을 센싱하는 반응 물질; 및
 상기 센싱 영역을 통과하도록 생성되는 유체관을 포함하고,
 상기 유체관은
 상기 유체관에 유입되는 상기 생체 물질의 유입 속도를 조절하기 위한 적어도 하나의 굴절 부분을 포함하도록 생성되는 생체 물질 감지 바이오 센서.
- [청구항 2] 제1항에 있어서,
 상기 유체관은
 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극에 대해 수직 방향으로 생성된 적어도 일부분 및 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극에 대해 수평 방향으로 생성된 적어도 일부분을 포함하는 생체 물질 감지 바이오 센서.
- [청구항 3] 제1항에 있어서,
 상기 유체관은
 복수 개가 포함되는 경우, 병렬 형태로 생성되는 생체 물질 감지 바이오 센서.
- [청구항 4] 제1항에 있어서,
 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극 각각을 덮도록 적층되는 절연막
 을 더 포함하는 생체 물질 감지 바이오 센서.
- [청구항 5] 제1항에 있어서,
 상기 유체관에는
 상기 생체 물질과 상기 반응 물질 사이의 전기 화학적 반응을 감지하기 위한 기준 용액이 유입되어, 기준 커패시턴스(capacitance)가 형성되고,
 상기 전기화학적 반응을 감지하기 위한 상기 생체 물질이 유입되어, 센싱 커패시턴스가 형성되는 생체 물질 감지 바이오 센서.
- [청구항 6] 제1항에 있어서,

상기 유체관으로 상기 생체 물질을 유입시키는 공급부; 및
상기 반응 물질과 센싱된 상기 생체 물질이 배출되는 배출구
를 더 포함하는 생체 물질 감지 바이오 센서.

[청구항 7]

제6항에 있어서,

상기 공급부는

상기 생체 물질과 상기 반응 물질 사이의 전기 화학적 반응을
감지하기 위한 기준 용액을 유입시키고,

상기 배출구는

상기 반응 물질과 센싱된 상기 기준 용액이 배출되는 생체 물질
감지 바이오 센서.

[청구항 8]

제1항에 있어서,

상기 산화막은

SiO₂, TiO₂, Si₃N₄, Al₂O₃, CeO₂, HfO₂, La₂O₃, Ta₂O₅, Y₂O₃, ZrO₂, ZrAlO, HfAlO, ZrTiO₄, SnTiO₄, 또는
SrTiO₃ 중 적어도 어느 하나로 형성되는 생체 물질 감지 바이오
센서.

[청구항 9]

기판의 전면에 산화막을 형성하는 단계;

상기 산화막이 형성된 기판 상에 소스 전극 및 드레인 전극을 서로
이격하여 배치하는 단계;

상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극의 위치에 기초하여 상기
산화막에 생성된 센싱 영역 상에 생체 물질을 센싱하는 반응
물질을 고정하는 단계; 및

상기 센싱 영역을 통과하고, 유입되는 생체 물질의 유입 속도를
조절하기 위한 적어도 하나의 굴절 부분을 포함하도록 유체관을
생성하는 단계

를 포함하는 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 방법.

[청구항 10]

제9항에 있어서,

상기 유체관을 생성하는 단계는

상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극에 대해 수직 방향으로 상기
유체관 중 적어도 일부분을 생성하는 단계; 및

상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극에 대해 수평 방향으로 상기
유체관 중 적어도 일부분을 생성하는 단계

를 포함하는 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 방법.

[청구항 11]

제9항에 있어서,

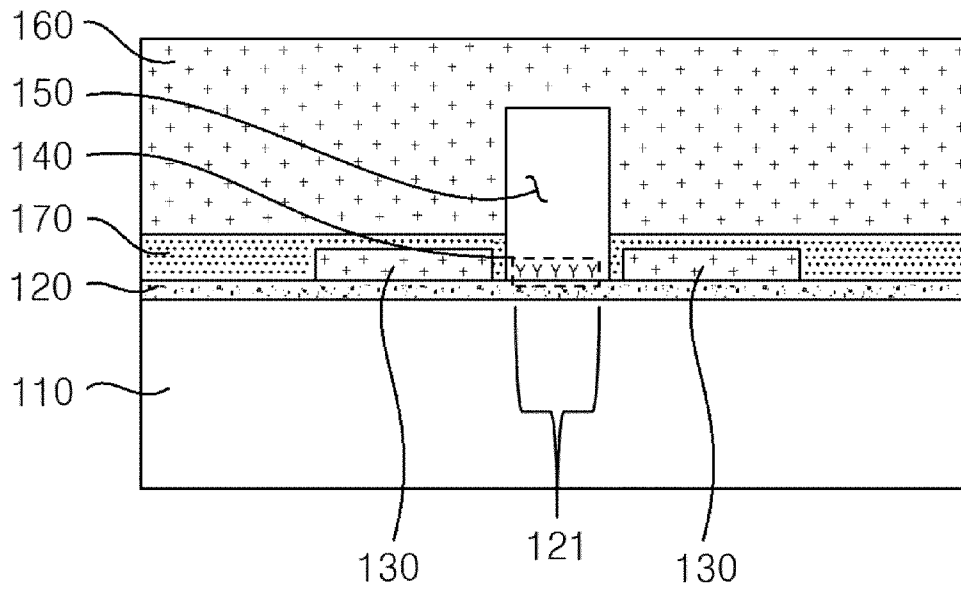
상기 유체관을 생성하는 단계는

복수 개가 포함되는 경우, 상기 유체관을 병렬 형태로 생성하는
단계

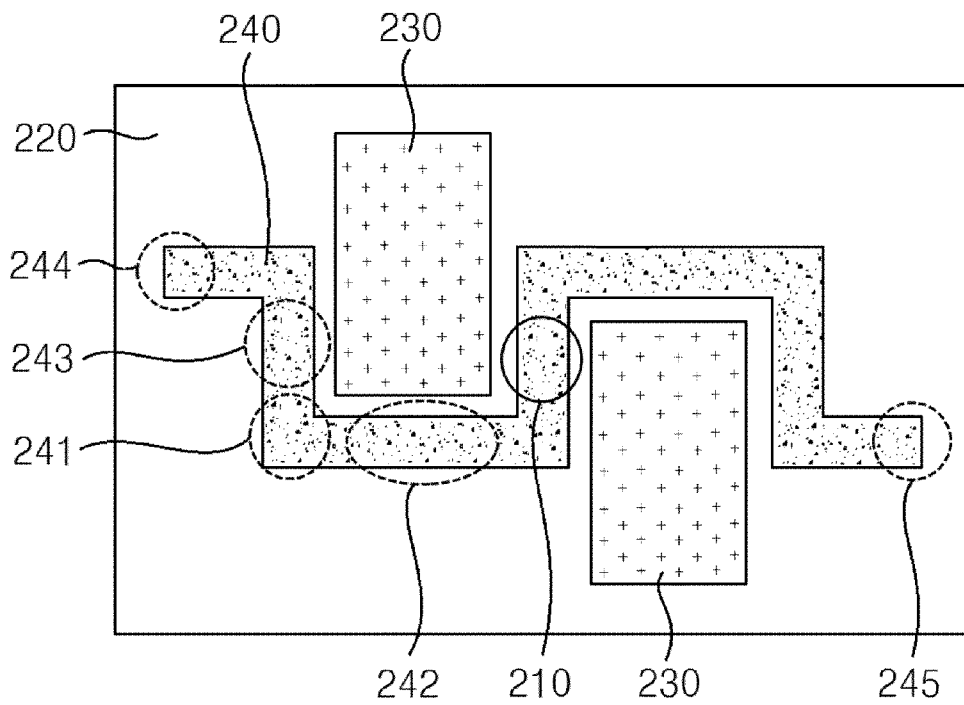
를 포함하는 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 방법.

- [청구항 12] 제9항에 있어서,
상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극을 서로 이격하여 배치하는 단계는
상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극 각각을 덮도록 절연막을 적층하는 단계
를 더 포함하는 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 방법.
- [청구항 13] 제12항에 있어서,
상기 반응 물질을 고정하는 단계는
상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극의 위치에 기초하여 상기 절연막 중 적어도 일부 영역을 식각하여 상기 산화막에 상기 센싱 영역을 생성하는 단계
를 포함하는 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 방법.
- [청구항 14] 제9항에 있어서,
상기 유체관을 생성하는 단계는
상기 유체관이 음각으로 식각된
폴리디메틸실록산(polydimethylsiloxane; PDMS)층을 상기 산화막이 형성된 상기 기판에 부착하는 단계
를 포함하는 생체 물질 감지 바이오 센서 제조 방법.

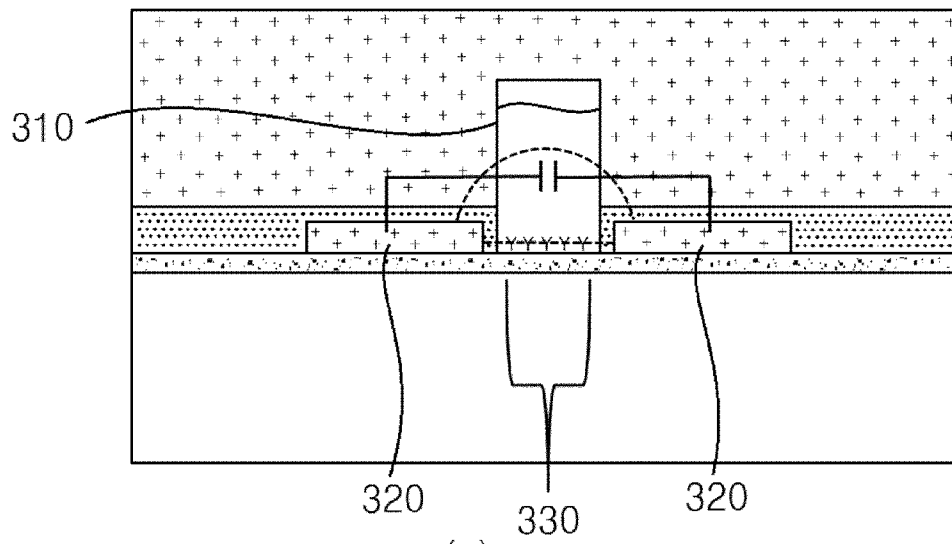
[도1]



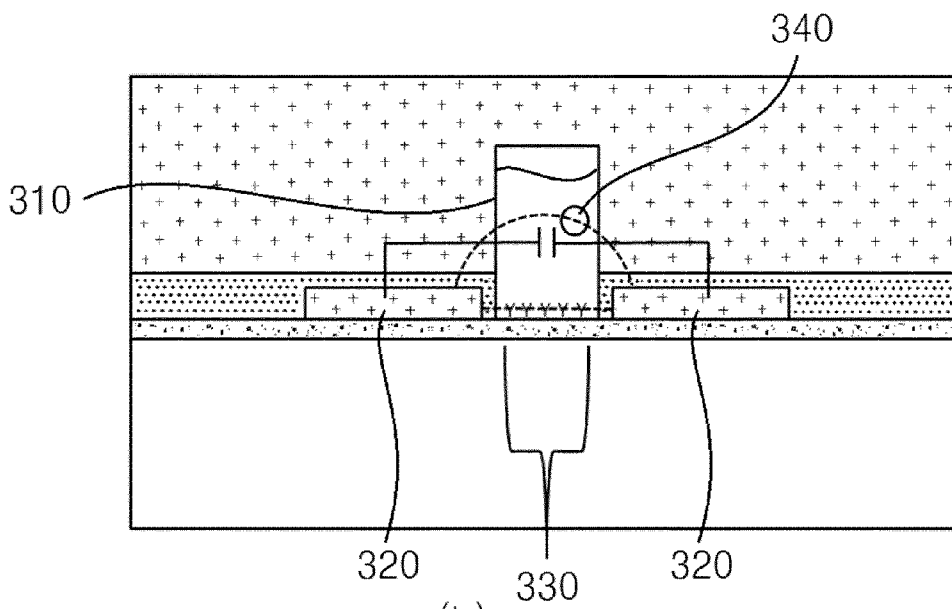
[도2]



[도3]

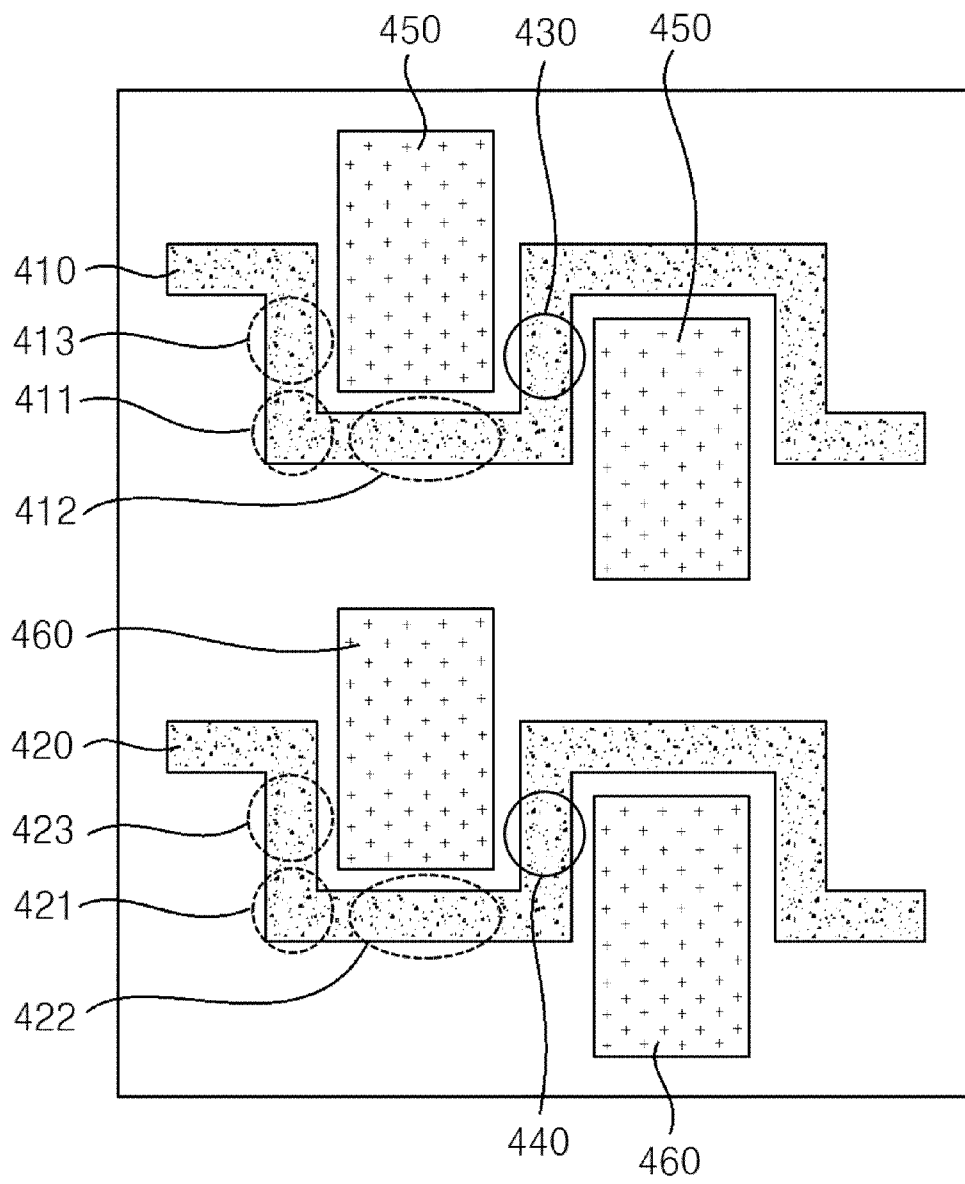


(a)

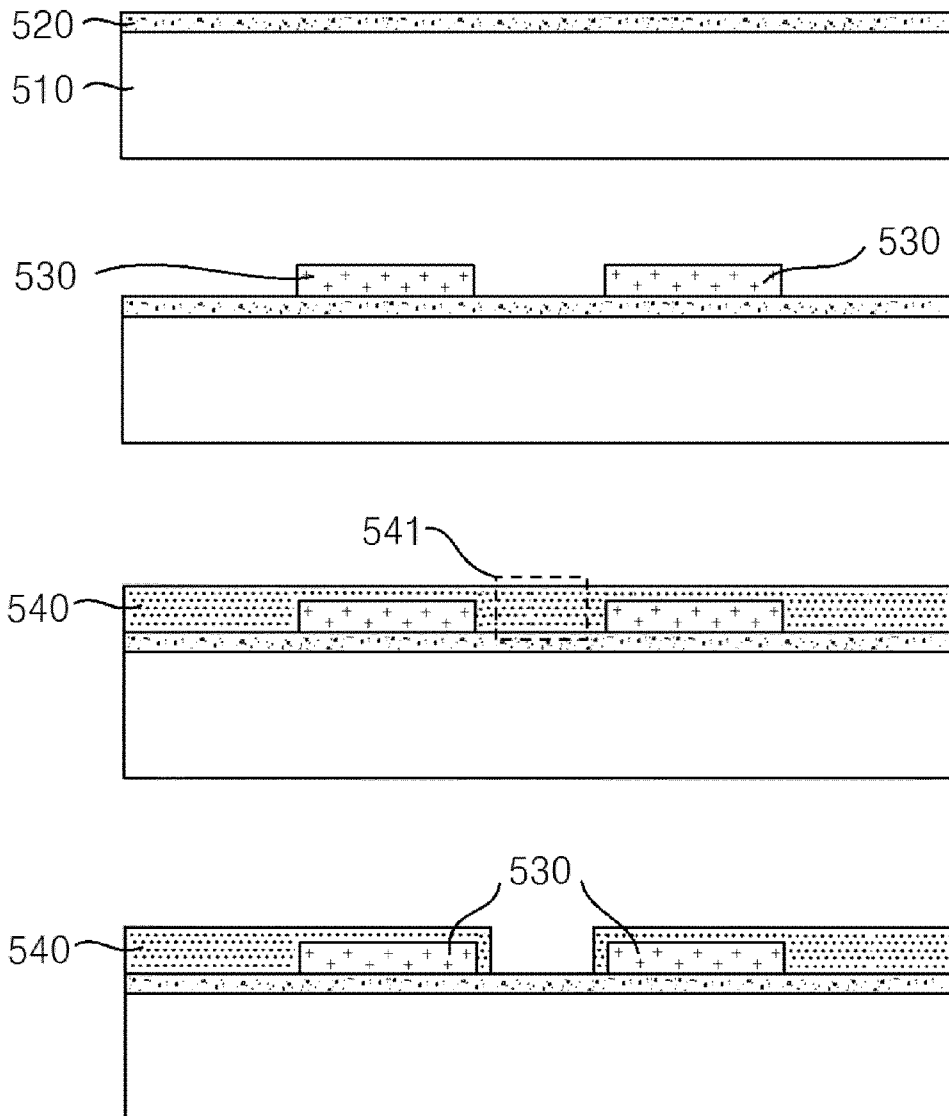


(b)

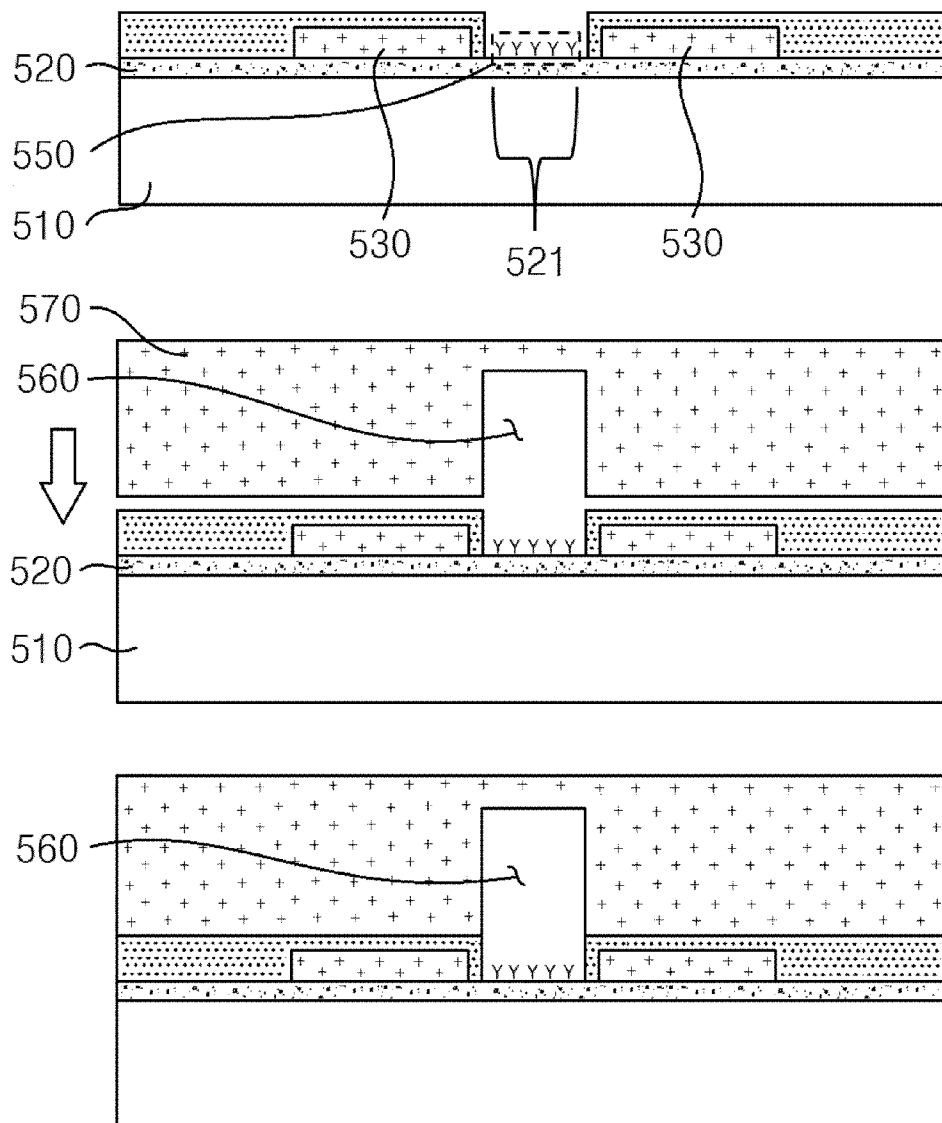
[도4]



[도5a]



[도5b]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2015/005270**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER*****C12Q 1/68(2006.01)i, C01N 33/53(2006.01)i, C01N 27/30(2006.01)i, C01N 27/06(2006.01)i***

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

C12Q 1/68; G01N 27/30; G01N 33/48; G01N 15/02; G01N 33/53; G01N 33/68; G01N 27/06

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: source, drain, electrode, biosensor, zig zag**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	KR 10-2009-0060657 A (ELECTRONICS AND TELECOMMUNICATIONS RESEARCH INSTITUTE) 15 June 2009 See abstract; paragraphs [0032], [0033], [0037].	1-14
Y	BT News vol. 14 no. 1 March 2007 pages 10-16 See figures 1, 3; page 16 first paragraph.	1-14
Y	KR 10-2013-0130476 A (IUCF-HYU (INDUSTRY-UNIVERSITY COOPERATION FOUNDATION HANYANG UNIVERSITY)) 02 December 2013 See abstract; paragraph [0016]; figure 5.	5-7
A		1-4,8-14
Y	KR 10-2013-0036805 A (IUCF-HYU (INDUSTRY-UNIVERSITY COOPERATION FOUNDATION HANYANG UNIVERSITY)) 15 April 2013 See paragraphs [0019]-[0020].	13
A		1-12,14



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

10 JULY 2015 (10.07.2015)

Date of mailing of the international search report

13 JULY 2015 (13.07.2015)

Name and mailing address of the ISA/KR

Korean Intellectual Property Office
Government Complex-Daejeon, 189 Seonsa-ro, Daejeon 302-701,
Republic of Korea

Facsimile No. 82-42-472-7140

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2015/005270

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-2009-0060657 A	15/06/2009	US 2010-0283031 A1	11/11/2010
		US 2012-0015467 A1	19/01/2012
		US 8058673 B2	15/11/2011
		US 8394657 B2	12/03/2013
KR 10-2013-0130476 A	02/12/2013	NONE	
KR 10-2013-0036805 A	15/04/2013	NONE	

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC)) C12Q 1/68(2006.01)i, G01N 33/53(2006.01)i, G01N 27/30(2006.01)i, G01N 27/06(2006.01)i																							
B. 조사된 분야 조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재) C12Q 1/68; G01N 27/30; G01N 33/48; G01N 15/02; G01N 33/53; G01N 33/68; G01N 27/06 조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌 한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC 일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC 국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우)) eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 소스, 드레인, 전극, 바이오센서, 지그재그																							
C. 관련 문헌 <table border="1"> <thead> <tr> <th>카테고리*</th> <th>인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재</th> <th>관련 청구항</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Y</td> <td>KR 10-2009-0060657 A (한국전자통신연구원) 2009.06.15 요약; 단락 [0032], [0033], [0037] 참조.</td> <td>1-14</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>BT News 제14권 제1호 2007.3. 10-16 페이지 그림 1, 3; 16페이지 첫째 단락 참조.</td> <td>1-14</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>KR 10-2013-0130476 A (한양대학교 산학협력단) 2013.12.02 요약; 단락 [0016]; 도 5 참조.</td> <td>5-7</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td></td> <td>1-4, 8-14</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>KR 10-2013-0036805 A (한양대학교 산학협력단) 2013.04.15 단락 [0019]-[0020] 참조.</td> <td>13</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td></td> <td>1-12, 14</td> </tr> </tbody> </table>			카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항	Y	KR 10-2009-0060657 A (한국전자통신연구원) 2009.06.15 요약; 단락 [0032], [0033], [0037] 참조.	1-14	Y	BT News 제14권 제1호 2007.3. 10-16 페이지 그림 1, 3; 16페이지 첫째 단락 참조.	1-14	Y	KR 10-2013-0130476 A (한양대학교 산학협력단) 2013.12.02 요약; 단락 [0016]; 도 5 참조.	5-7	A		1-4, 8-14	Y	KR 10-2013-0036805 A (한양대학교 산학협력단) 2013.04.15 단락 [0019]-[0020] 참조.	13	A		1-12, 14
카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항																					
Y	KR 10-2009-0060657 A (한국전자통신연구원) 2009.06.15 요약; 단락 [0032], [0033], [0037] 참조.	1-14																					
Y	BT News 제14권 제1호 2007.3. 10-16 페이지 그림 1, 3; 16페이지 첫째 단락 참조.	1-14																					
Y	KR 10-2013-0130476 A (한양대학교 산학협력단) 2013.12.02 요약; 단락 [0016]; 도 5 참조.	5-7																					
A		1-4, 8-14																					
Y	KR 10-2013-0036805 A (한양대학교 산학협력단) 2013.04.15 단락 [0019]-[0020] 참조.	13																					
A		1-12, 14																					
☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다. ☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.																							
* 인용된 문헌의 특별 카테고리: “A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌 “E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌 “L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌 “O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌 “P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌 “T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌 “X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신구성 또는 진보성이 없는 것으로 본다. “Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다. “&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌																							
국제조사의 실제 완료일 2015년 07월 10일 (10.07.2015)		국제조사보고서 발송일 2015년 07월 13일 (13.07.2015)																					
ISA/KR의 명칭 및 우편주소  대한민국 특허청 (302-701) 대전광역시 서구 청사로 189, 4동 (둔산동, 정부대전청사) 팩스 번호 +82-42-472-7140		심사관 김승오 전화번호 +82-42-481-5472 																					

국제조사보고서
대응특허에 관한 정보

국제출원번호

PCT/KR2015/005270

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2009-0060657 A	2009/06/15	US 2010-0283031 A1 US 2012-0015467 A1 US 8058673 B2 US 8394657 B2	2010/11/11 2012/01/19 2011/11/15 2013/03/12
KR 10-2013-0130476 A	2013/12/02	없음	
KR 10-2013-0036805 A	2013/04/15	없음	