

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2020년 2월 13일 (13.02.2020)

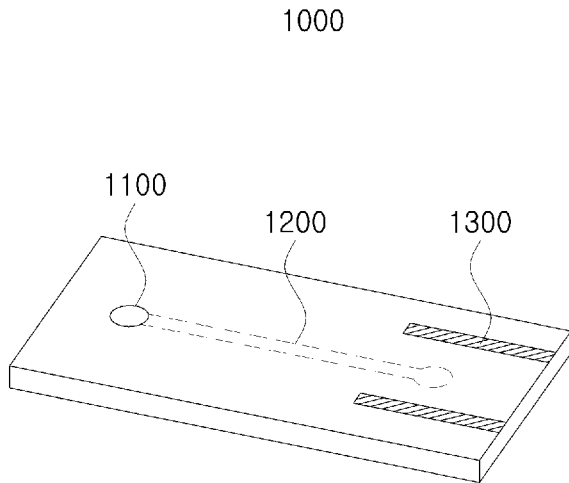


(10) 국제공개번호
WO 2020/032294 A1

- (51) 국제특허분류: *G01N 33/543* (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2018/009115
- (22) 국제출원일: 2018년 8월 9일 (09.08.2018)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (71) 출원인: (주)비비비 (BBB INC.) [KR/KR]; 13522 경기도 성남시 분당구 야탑로 28, Gyeonggi-do (KR).
- (72) 발명자: 황현두 (HWANG, Hyundoo); 06194 서울시 강남구 삼성로85길 26, 14층, Seoul (KR). 최재규 (CHOI, Jaekyu); 06194 서울시 강남구 삼성로85길 26, 14층, Seoul (KR).
- (74) 대리인: 특허법인 아이피에스 (IPS PATENT FIRM); 06656 서울시 서초구 반포대로23길 14, 5층, 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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

(54) Title: BIOSENSOR USING MAGNETIC NANOPARTICLES, AND DETECTION DEVICE AND DETECTION METHOD USING SAME

(54) 발명의 명칭: 자성 나노입자를 이용한 바이오센서, 이를 이용하는 검출 장치 및 검출 방법



(57) Abstract: Provided according to one embodiment of the present application is a biosensor which comprises: a reaction unit comprising a magnetic nanoparticle composite, a first electrode, and a second electrode; and a sample introduction unit for forming a path so that a sample can be introduced to the reaction unit from outside a biosensor, wherein the magnetic nanoparticle composite comprises a magnetic nanoparticle, a reaction substance for performing at least one of an oxidation reaction and a reduction reaction, and a first capture substance for capturing a first target substance, and the magnetic nanoparticle composite can be magnetic in the reaction unit so that mobility can change according to a change in a state condition of the reaction unit, the first electrode has fixed thereon a second capture substance for capturing a second target substance, the second electrode is a different electrode from the first electrode, and at least one of the first target substance and the second target substance is included in the sample.

(57) 요약서: 본 출원의 일실시예에 따르면, 바이오센서에 있어서, 자성 나노입자 복합체, 제1 전극 및 제2 전극을 포함하는 반응부; 및 상기 바이오센서의 외부로부터 상기 반응부에 시료가 도입될 수 있도록 통로를 형성하는 시료 도입부;를 포함하고, 상기 자성 나노입자 복합체는, 제1 타겟 물질을 포획하기 위한 제1 포획 물질, 자성 나노입자 및 산화 반응 및 환원 반응 중 적어도 하나의 반응을 수행하는 반응 물질을 포함하며, 상기 자성 나노입자 복합체는 상기 반응부 내에서 자성을 띠어 상기 반응부의 상태 조건(condition) 변화에 따라 운동성이 변화될 수 있는 특성을 가지며, 상기 제1 전극은, 제2 타겟 물질을 포획하기 위한 제2 포획 물질이 고정되고, 상기 제2 전극은, 상기 제1 전극과는 다른 전극이고, 상기 제1 타겟 물질 및 상기 제2 타겟 물질 중 적어도 하나는 상기 시료에 포함된 것을 특징으로 하는, 바이오센서가 제공될 수 있다.

WO 2020/032294 A1

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML,
MR, NE, SN, TD, TG).

규칙 4.17에 의한 선언서:

- 신규성을 해치지 아니하는 개시 또는 신규성 상실의 예
외에 관한 선언 (규칙 4.17(v))

공개:

- 국제조사보고서와 함께 (조약 제21조(3))

명세서

발명의 명칭: 자성 나노입자를 이용한 바이오센서, 이를 이용하는 검출 장치 및 검출 방법

기술분야

- [1] 실시예는 자성 나노입자를 이용한 바이오센서에 관한 것이다.
- [2] 실시예는 바이오센서를 이용하는 검출 장치에 관한 것이다.
- [3] 실시예는 바이오센서를 이용하는 검출 장치의 검출 방법에 관한 것이다.
- [4]

배경기술

- [5] 고령화 사회의 도래로 질병 예방 및 조기진단을 위한 현장검사(POCT)에 대한 요구가 증대되면서, 멤브레인(membrane)을 이용한 바이오센서 및 미세유관(Micro fluidic channel)을 이용한 바이오센서 등 다양한 현장 진단키트가 상용화 되었고, 이러한 제품에 대한 수요 역시 급진적으로 증가하고 있다.
- [6] 다만, 아직까지 대형병원 등 임상 분석실에서 사람에 의해 진행되는 ELISA 방식의 질병 진단 방법의 질병 진단 정확도 및 민감도에 비해 다양한 현장 진단키트의 질병 진단 정확도 및 민감도는 현저히 떨어지는 문제가 있다.
- [7] 질병 진단 정확도 및 민감도가 떨어지는 원인 중 하나는 시료 등에 의한 백그라운드(Background)가 검출 정확도를 저해하기 때문인데, 이는, 별도의 외력을 제공하지 않고 모세관힘에 의해 시료등의 이동 및 반응이 수행되는 바이오센서의 특성상 추가적이고 비용이 높은 기구 설계나, 사람의 세척(washing) 작업 없이는 백그라운드를 제거하기는 어려워 현장 진단키트의 고질적인 문제점으로 남아있는 실정이다.
- [8] 이에 따라, 간단한 방법을 통해 현장 진단키트상의 불필요한 반응물을 세척하여 백그라운드를 제거하고 검출 정확도 및 검출 민감도를 향상시키기 위한 수단이 요구된다.
- [9]

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [10] 실시예는 백그라운드(background)에 의해 정확도가 저하되는 문제를 개선하기 위한 바이오센서를 제공한다.
- [11] 실시예는 검출되는 신호가 안정화되어 검출 민감도(sensitivity)가 향상된 바이오센서를 제공한다.
- [12]

과제 해결 수단

- [13] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 바이오센서에 있어서, 자성 나노입자 복합체, 제1 전극 및 제2 전극을 포함하는 반응부; 및 상기 바이오센서의 외부로부터

상기 반응부에 시료가 도입될 수 있도록 통로를 형성하는 시료 도입부;를 포함하고, 상기 자성 나노입자 복합체는, 제1 타겟 물질을 포획하기 위한 제1 포획 물질, 자성 나노입자 및 산화 반응 및 환원 반응 중 적어도 하나의 반응을 수행하는 반응 물질을 포함하며, 상기 자성 나노입자 복합체는 상기 반응부 내에서 자성을 띠어 상기 반응부의 상태 조건(condition) 변화에 따라 운동성이 변화될 수 있는 특성을 가지며, 상기 제1 전극은, 제2 타겟 물질을 포획하기 위한 제2 포획 물질이 고정되고, 상기 제2 전극은, 상기 제1 전극과는 다른 전극이며, 상기 제1 타겟 물질 및 상기 제2 타겟 물질 중 적어도 하나는 상기 시료에 포함되는 것을 특징으로 하는, 바이오센서가 제공될 수 있다.

- [14] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 제1 타겟 물질을 포획하기 위한 제1 포획 물질, 자성 나노입자 및 산화 반응 및 환원 반응 중 적어도 하나의 반응을 수행하는 반응 물질을 포함하는 자성 나노입자 복합체, 제2 타겟 물질을 포획하기 위한 제2 포획 물질이 고정되는 제1 전극-상기 제1 타겟 물질 및 상기 제2 타겟 물질 중 적어도 하나는 상기 시료에 포함됨-, 및 상기 제1 전극과는 다른 전극인 제2 전극을 포함하는 바이오센서와 전기적으로 연결될 수 있는 전극부; 및 인가되는 전압의 변화에 따른 전류를 검출하여 상기 바이오센서에 유입된 상기 시료에 상기 제2 타겟 물질이 포획되었는지 여부를 확인하기 위해, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 인가되는 전압을 상승시키는 제1 단계 및 하강시키는 제2 단계를 포함하는 전압을 제공하도록 제어하고, 상기 제1 단계 및 상기 제2 단계를 포함하도록 전압을 제공하기에 앞서, 상기 전류의 곡선을 안정화시키기 위해 적어도 상기 제1 단계에서의 최저 전압 및 상기 제2 단계에서의 최저 전압 중 적어도 하나의 최저 전압보다는 높은 전압을 기설정된 시간이상 인가시키는 전압을 제공하도록 제어하는, 제어부;를 포함하는, 검출 장치가 제공될 수 있다.

[15]

발명의 효과

- [16] 실시예에 따르면, 반응부내의 환경 조건을 변경하여 워싱(washing)을 통해 백그라운드(background)에 의해 정확도가 저하되는 문제를 개선한 바이오센서를 제공할 수 있다.
- [17] 실시예에 따르면 검출 단계 이전에 신호를 안정화시키기 위한 전압을 제공하여, 검출 민감도(sensitivity)가 향상된 바이오센서를 제공할 수 있다.

[18]

- [19] 본 출원의 효과가 상술한 효과들로 제한되는 것은 아니며, 언급되지 아니한 효과들은 본 명세서 및 첨부된 도면으로부터 본 출원이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확히 이해될 수 있을 것이다.

[20]

도면의 간단한 설명

- [21] 도 1은 본 출원의 일 실시예에 따른 검출 시스템(1)을 설명하기 위한 도면이다.

- [22] 도 2는 본 출원의 일 실시예에 따른 바이오센서(1000)를 설명하기 위한 도면이다.
- [23] 도 3은 본 출원의 일 실시예에 따른 반응부(1200)를 설명하기 위한 도면이다.
- [24] 도 4는 본 출원의 일 실시예에 따른 자성 나노입자 복합체(1210)를 설명하기 위한 도면이다.
- [25] 도 5는 본 출원의 일 실시예에 따른 제1 전극(1220)을 설명하기 위한 도면이다.
- [26] 도 6은 본 출원의 일 실시예에 따른 바이오센서(1000)의 일반적인 동작을 설명하기 위한 도면이다.
- [27] 도 7은 본 출원의 제1 실시예에 따른 바이오센서(1000)의 동작을 설명하기 위한 도면이다.
- [28] 도 8은 본 출원의 일 실시예에 따른 자기장 제공을 위한 제3 전극의 배치를 설명하기 위한 확대도이다.
- [29] 도 9는 본 출원의 일 실시예에 따른 BSA이 고정된 제1 전극(1220)을 포함하는 바이오센서(1000)의 전압에 따른 전류 변화를 설명하기 위한 도면이다.
- [30] 도 10은 본 출원의 일 실시예에 따른 검출 장치(2000)를 설명하기 위한 도면이다.
- [31] 도 11은 본 출원의 일 실시예에 따른 검출 장치(2000)의 동작을 설명하기 위한 도면이다.
- [32] 도 12는 본 출원의 일 실시예에 따른 제2 신호의 제공(S2000)을 설명하기 위한 도면이다.
- [33] 도 13은 본 출원의 일 실시예에 따른 제2-3 신호의 제공(S2300)을 설명하기 위한 도면이다.
- [34] 도 14는 본 출원의 제3 실시예에 따른 제2-3 신호의 제공(S2300)에 앞서 환원전처리를 수행하는 동작을 설명하기 위한 도면이다.
- [35] 도 15는 본 출원의 일 실시예에 따른 제2-2 신호의 제공(S2200) 및 제 2-3 신호의 제공(S2300)에 따른 제3 신호의 검출 그래프를 설명하기 위한 도면이다.
- [36] 도 16은 본 출원의 제4 실시예에 따른 제2-3 신호의 제공(S2300)에 앞서 산화전처리를 수행하는 동작을 설명하기 위한 도면이다.

[37]

발명의 실시를 위한 형태

- [38] 본 출원의 상술한 목적, 특징들 및 장점은 첨부된 도면과 관련된 다음의 상세한 설명을 통해 보다 분명해질 것이다. 다만, 본 출원은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시예들을 가질 수 있는 바, 이하에서는 특정 실시예들을 도면에 예시하고 이를 상세히 설명하고자 한다.
- [39] 도면들에 있어서, 층 및 영역들의 두께는 명확성을 기하기 위하여 과장되어진 것이며, 또한, 구성요소(element) 또는 층이 다른 구성요소 또는 층의 "위(on)" 또는 "상(on)"으로 지칭되는 것은 다른 구성요소 또는 층의 바로 위 뿐만 아니라

중간에 다른 층 또는 다른 구성요소를 개제한 경우를 모두 포함한다. 명세서 전체에 걸쳐서 동일한 참조번호들은 원칙적으로 동일한 구성요소들을 나타낸다. 또한, 각 실시예의 도면에 나타나는 동일한 사상의 범위 내의 기능이 동일한 구성요소는 동일한 참조부호를 사용하여 설명한다.

- [40] 본 출원과 관련된 공지 기능 혹은 구성에 대한 구체적인 설명이 본 출원의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다. 또한, 본 명세서의 설명 과정에서 이용되는 숫자(예를 들어, 제1, 제2 등)는 하나의 구성요소를 다른 구성요소와 구분하기 위한 식별기호에 불과하다.
- [41] 또한, 이하의 설명에서 사용되는 구성요소에 대한 접미사 "모듈" 및 "부"는 명세서 작성의 용이함만이 고려되어 부여되거나 혼용되는 것으로서, 그 자체로 서로 구별되는 의미 또는 역할을 갖는 것은 아니다.
- [42]
- [43] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 바이오센서에 있어서, 자성 나노입자 복합체, 제1 전극 및 제2 전극을 포함하는 반응부; 및 상기 바이오센서의 외부로부터 상기 반응부에 시료가 도입될 수 있도록 통로를 형성하는 시료 도입부;를 포함하고, 상기 자성 나노입자 복합체는, 제1 타겟 물질을 포획하기 위한 제1 포획 물질, 자성 나노입자 및 산화 반응 및 환원 반응 중 적어도 하나의 반응을 수행하는 반응 물질을 포함하며, 상기 자성 나노입자 복합체는 상기 반응부 내에서 자성을 띠어 상기 반응부의 상태 조건(condition) 변화에 따라 운동성이 변화될 수 있는 특성을 가지며, 상기 제1 전극은, 제2 타겟 물질을 포획하기 위한 제2 포획 물질이 고정되고, 상기 제2 전극은, 상기 제1 전극과는 다른 전극이며, 상기 제1 타겟 물질 및 상기 제2 타겟 물질 중 적어도 하나는 시료에 포함되는 것을 특징으로 하는, 바이오센서가 제공될 수 있다.
- [44] 상기 자성 나노입자는 상기 자성 나노입자의 외측으로 반응기가 노출되도록 변형되고, 상기 반응기에는 상기 반응 물질이 고정되는 것을 특징으로 하는, 바이오센서가 제공될 수 있다.
- [45] 상기 반응기는 아민기(amine)이고, 상기 반응 물질은 금(gold)인 것을 특징으로 하는, 바이오센서가 제공될 수 있다.
- [46] 상기 제1 포획 물질은 상기 반응기에 고정된 반응 물질에 고정되는 것을 특징으로 하는, 바이오센서가 제공될 수 있다.
- [47] 상기 제1 전극의 적어도 일부 영역에는 상기 제2 타겟 물질의 흡착을 방지하는 블로킹 물질이 배치되어 있는, 바이오센서가 제공될 수 있다.
- [48] 상기 블로킹 물질은 BSA(Bovine Serum Albumin)인 것을 특징으로 하는, 바이오센서가 제공될 수 있다.
- [49] 상기 제1 포획 물질은, 항원, 항체, 변형 항체, 항체 유사체, 압타머, 핵산, 지질 및 바이러스 단백질 항원 중 적어도 하나를 포함하고, 상기 제2 포획 물질은, 항원, 항체, 변형 항체, 항체 유사체, 압타머, 핵산, 지질 및 바이러스 단백질 항원 중 적어도 하나를 포함하는, 바이오센서가 제공될 수 있다.

- [50] 상기 제1 타겟 물질은, 상기 시료에 포함된 상기 제2 타겟 물질과 동일한 물질이고, 상기 제1 포획 물질은, 상기 제2 포획 물질과 동일한 물질인, 바이오센서가 제공될 수 있다.
- [51] 상기 제1 타겟 물질은, 상기 제1 전극에 고정된 제2 포획 물질이고, 상기 제2 타겟 물질은, 상기 제1 포획 물질과 동일한 물질이며, 상기 제1 포획 물질은 시료에 포함된 것을 특징으로 하는, 바이오센서가 제공될 수 있다.
- [52] 상기 제1 타겟 물질은, 상기 제1 전극에 고정된 제2 포획 물질이고, 상기 제2 타겟 물질은, 상기 제1 포획 물질과 동일한 물질이며, 상기 제2 포획 물질은 시료에 포함된 것을 특징으로 하는, 바이오센서가 제공될 수 있다.
- [53] 상기 반응부에 형성되는 자기장이 변경되면, 상기 자성 나노입자 복합체의 운동 방향이 변경되는, 바이오센서가 제공될 수 있다.
- [54] 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 인가되는 전압이 변경되면, 상기 자성 나노입자 복합체의 운동 방향이 변경되는, 바이오센서가 제공될 수 있다.
- [55] 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극과는 다른 코일 형태의 제3 전극을 포함하고, 상기 제3 전극에 인가되는 전류가 변경되면, 상기 자성 나노입자 복합체의 운동운동 방향이 변경되는, 바이오센서가 제공될 수 있다.
- [56] 상기 제1 전극과 전기적으로 연결된 제4 전극의 적어도 일부 및 상기 제2 전극과 전기적으로 연결된 제5 전극의 적어도 일부는 상기 바이오센서의 외부로 노출되는, 바이오센서가 제공될 수 있다.
- [57] 상기 제1 전극과 상기 제4 전극은 하나의 전극으로 구성되고, 상기 제2 전극과 상기 제5 전극은 하나의 전극으로 구성되는, 바이오센서가 제공될 수 있다.
- [58] 상기 제4 전극의 적어도 일부 및 상기 제5 전극의 적어도 일부는 전류를 측정할 수 있는 디바이스와 전기적으로 연결되는, 바이오센서가 제공될 수 있다.
- [59] 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 인가되는 전압은, 상기 디바이스에 의해 제어되고, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 인가되는 전압에 따른 전류에 따라, 상기 시료에 상기 제2 타겟 물질이 포함되었는지 여부를 확인할 수 있는, 바이오센서가 제공될 수 있다.
- [60] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 제1 타겟 물질을 포획하기 위한 제1 포획 물질, 자성 나노입자 및 산화 반응 및 환원 반응 중 적어도 하나의 반응을 수행하는 반응 물질을 포함하는 자성 나노입자 복합체, 제2 타겟 물질을 포획하기 위한 제2 포획 물질이 고정되는 제1 전극-상기 제1 타겟 물질 및 상기 제2 타겟 물질 중 적어도 하나는 시료에 포함됨-, 및 상기 제1 전극과는 다른 전극인 제2 전극을 포함하는 바이오센서와 전기적으로 연결될 수 있는 전극부; 및 인가되는 전압의 변화에 따른 전류를 검출하여 상기 바이오센서에 유입된 상기 시료에 상기 제2 타겟 물질이 포획되었는지 여부를 확인하기 위해, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 인가되는 전압을 상승시키는 제1 단계 및 하강시키는 제2 단계를 포함하는 전압을 제공하도록 제어하고, 상기 제1 단계 및 상기 제2 단계를 포함하도록 전압을 제공하기에 앞서, 상기 전류의 곡선을 안정화 시키기 위해

- 적어도 상기 제1 단계에서의 최저 전압 및 상기 제2 단계에서의 최저 전압 중 적어도 하나의 최저 전압보다는 높은 전압을 기설정된 시간이상 인가시키는 전압을 제공하도록 제어하는, 제어부;를 포함하는, 검출 장치가 제공될 수 있다.
- [61] 상기 제1 포획 물질은, 항원, 항체, 변형 항체, 항체 유사체, 압타머, 핵산, 지질 및 바이러스 단백질 항원 중 적어도 하나를 포함하고, 상기 제2 포획 물질은, 항원, 항체, 변형 항체, 항체 유사체, 압타머, 핵산, 지질 및 바이러스 단백질 항원 중 적어도 하나를 포함하는, 검출 장치가 제공될 수 있다.
- [62] 상기 제1 포획 물질은 상기 제2 포획 물질과 동일한 물질이고, 상기 제1 타겟 물질은 상기 제2 타겟 물질과 동일한 물질이며, 상기 제1 타겟 물질은 상기 시료에 포함된 것을 특징으로 하는, 검출 장치가 제공될 수 있다.
- [63] 상기 제어부는, 상기 제1 단계에서, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 0V이하에서 적어도 1V이상으로 상승시키는 하는 전압을 제공하도록 제어하고, 상기 제2 단계에서, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 1V이상에서 적어도 0V이하로 하강시키는 전압을 제공하도록 제어하는, 검출 장치가 제공될 수 있다.
- [64] 상기 제어부는, 상기 전류의 곡선을 안정화 시키기 위해, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 적어도 2초동안 적어도 1V이상의 전압이 인가시키는 전압을 제공하도록 제어하는, 검출 장치가 제공될 수 있다.
- [65] 상기 제어부는, 상기 전류의 곡선을 안정화 시키기 위해, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 적어도 2초동안 적어도 1V이상의 전압이 인가시키는 전압을 제공하도록 제어하는데 이어서, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 1V이상에서 적어도 0V이하로 하강시키는 전압을 제공하도록 제어하는, 검출 장치가 제공될 수 있다.
- [66] 상기 제어부는, 상기 전류의 곡선을 안정화 시키기 위해, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 1V이상에서 적어도 0V이하로 하강시키는 전압을 제공하도록 제어하는데 이어서, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 0V이하에서 적어도 1V이상으로 상승시키는 전압을 제공하도록 제어하는, 검출 장치가 제공될 수 있다.
- [67] 상기 제어부는, 상기 전류의 곡선을 안정화 시키기 위해, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 적어도 2초동안 적어도 1V이상의 전압이 인가시키는 전압을 제공하도록 제어하는데 이어서, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 0V이하에서 적어도 1V이상으로 상승시키는 전압을 제공하도록 제어하는, 검출 장치가 제공될 수 있다.
- [68] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 제1 타겟 물질을 포획하기 위한 제1 포획 물질, 자성 나노입자 및 산화 반응 및 환원 반응 중 적어도 하나의 반응을 수행하는 반응 물질을 포함하는 자성 나노입자 복합체, 제2 타겟 물질을 포획하기 위한 제2 포획 물질이 고정되는 제1 전극-상기 제1 타겟 물질 및 상기 제2 타겟 물질 중 적어도 하나는 시료에 포함됨-, 및 상기 제1 전극과는 다른 전극인 제2 전극을

포함하는 바이오센서와 전기적으로 연결되는 검출 장치의 검출 방법에 있어서, 인가되는 전압의 변화에 따른 전류를 검출하여 상기 바이오센서에 유입된 상기 시료에 상기 제2 타겟 물질이 포획되었는지 여부를 확인하기 위해, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 인가되는 전압을 상승시키는 제1 단계 및 하강시키는 제2 단계를 포함하는 순환 전압 제공 단계; 상기 전압 제어 단계에 앞서, 상기 전류의 곡선을 안정화 시키기 위해 적어도 상기 제1 단계에서의 최저 전압 및 상기 제2 단계에서의 최저 전압 중 적어도 하나의 최저 전압보다는 높은 전압을 기설정된 시간이상 인가시키는 신호 안정화 단계; 및 상기 제1 단계에 따른 전류 및 상기 제2 단계에 따른 전류를 검출하는 신호 검출 단계;를 포함하는, 검출 방법이 제공될 수 있다.

- [69] 상기 제1 포획 물질은, 항원, 항체, 변형 항체, 항체 유사체, 압타머, 핵산, 지질 및 바이러스 단백질 항원 중 적어도 하나를 포함하고, 상기 제2 포획 물질은, 항원, 항체, 변형 항체, 항체 유사체, 압타머, 핵산, 지질 및 바이러스 단백질 항원 중 적어도 하나를 포함하는, 검출 방법이 제공될 수 있다.
- [70] 상기 제1 포획 물질은 상기 제2 포획 물질과 동일한 물질이고, 상기 제1 타겟 물질은 상기 제2 타겟 물질과 동일한 물질이며, 상기 제1 타겟 물질은 상기 시료에 포함된 것을 특징으로 하는, 검출 방법이 제공될 수 있다.
- [71] 상기 제1 단계는, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 0V이하에서 적어도 1V이상으로 상승하도록 하는 단계이고, 상기 제2 단계에서, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 1V이상에서 적어도 0V이하로 하강하도록 하는 단계인, 검출 방법이 제공될 수 있다.
- [72] 상기 신호 안정화 단계는, 적어도 상기 제1 단계에서의 최저 전압 및 상기 제2 단계에서의 최저 전압 중 적어도 하나의 최저 전압보다는 높은 전압을 기설정된 시간이상 인가시키는 신호 안정화 단계는, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 적어도 2초동안 적어도 1V이상의 전압이 인가되도록 하는 전압을 제공하는 단계를 포함하는, 검출 방법이 제공될 수 있다.
- [73] 상기 신호 안정화 단계는, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 적어도 2초동안 적어도 1V이상의 전압이 인가되도록 하는 전압을 제공하는 단계에 이어서, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 1V이상에서 적어도 0V이하로 하강하도록 하는 전압을 제공하는 단계를 포함하는, 검출 방법이 제공될 수 있다.
- [74] 상기 신호 안정화 단계는, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 1V이상에서 적어도 0V이하로 하강하도록 하는 전압을 제공하는 단계에 이어서, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 0V이하에서 적어도 1V이상으로 상승하도록 하는 전압을 제공하는 단계를 포함하는, 검출 방법이 제공될 수 있다.
- [75] 상기 신호 안정화 단계는, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 적어도 2초동안 적어도 1V이상의 전압이 인가시키는 전압을 제공하는 단계에 이어서,

상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 0V이하에서 적어도 1V이상으로 상승시키는 전압을 제공하는 단계를 포함하는, 검출 방법이 제공될 수 있다.

[76]

[77] <검출 시스템(1)>

[78] 이하에서는, 시료(sample) 내에 타겟 물질의 유무를 검출할 수 있는 검출 시스템(1)에 대해서 개시한다.

[79] 일 예로, 인체로부터 추출될 수 있는 혈액, 소변, DNA 샘플 등과 같은 시료로부터, 특정 항원, 항체, DNA, 및/또는 RNA 등의 유무(즉, 타겟 물질의 유무)에 기초하여 타겟 질병(즉, 확인하고자 하는 질병)의 유무를 검출할 수 있는 검출 시스템(1)에 대해서 개시한다.

[80]

[81] 도 1은 본 출원의 일 실시예에 따른 검출 시스템(1)을 설명하기 위한 도면이다.

[82]

[83] 본 출원의 일 실시예 따르면, 상기 검출 시스템(1)은, 바이오센서(1000) 및 검출 장치(2000)를 포함할 수 있다.

[84]

[85] 상기 바이오센서(1000)는, 시료내에 포함된 타겟 물질과 특정 반응이 유도될 수 있는 생물학적 수용체를 포함하고, 이러한 반응을 전기적 또는 광학적 신호로 변환하는 데에 관여하여, 단독으로 또는 검출 장치(2000) 등을 통해 시료내의 타겟 물질의 유무를 감지할 수 있도록 제작된 소자일 수 있다.

[86] 일 예로, 상기 바이오센서(1000)는, 미세 유체 채널 내에서 유체의 표면장력 등의 영향으로 시료가 이동하도록 제작된 미세 유체 역학 기반의 바이오센서(1000)일 수 있다. 이 때, 상기 바이오센서(1000)는 강성을 가지는 물체로 제작될 수 있다. 일 예로, 상기 바이오센서(1000)는 플라스틱을 포함할 수 있고, 및/또는 상기 바이오센서(1000)는 유리를 포함할 수 있다.

[87]

[88] 본 출원의 일 실시예에 따른 바이오센서(1000)에 대해서는, 이하에서 보다 구체적으로 설명하기로 한다.

[89]

[90] 상기 검출 장치(2000)는, 상기 바이오센서(1000)내의 반응에 따른 결과로 도출되는 전기적, 광학적, 자기적, 및/또는 열적 신호의 변화를 인식하여 상기 시료에의 타겟 물질의 유무를 확인하는 장치일 수 있다.

[91] 일 예로, 상기 검출 장치(2000)는 상기 바이오센서(1000)가 투입되는 투입구를 가지며, 상기 바이오센서(1000)의 전기적 변화에 기초하여 상기 바이오센서(1000)에 도입된 시료에의 타겟 물질의 유무를 확인할 수 있다.

[92]

[93] 상기 검출 장치(2000)는 상기 바이오센서(1000)에 따른 결과값을 검출하기

위해 제작된 단독의 장치이거나, 상기 바이오센서(1000)에 따른 결과값을 검출하기 위해 변형된 타 기능을 포함하는 장치일 수 있다. 예를 들어, 상기 검출 장치(2000)는 바이오센서(1000)용 검출 장치(2000)일 수 있고, 바이오센서(1000)가 투입될 수 있도록 일 영역이 변형된 휴대 전화 장치이거나, 가전 제품에 일체된 형태로 구현된 장치일 수 있다.

[94]

[95] 또한, 전술한 예시에 한정되지 않고, 이하에서 설명하는 본 출원의 일 실시예에 따른 검출 장치(2000)에 대한 개시로부터 용이하게 도출될 수 있는 검출 장치(2000)는 모두 본 명세서에 따른 검출 장치(2000)에 대응될 수 있음은 물론이다.

[96]

[97] <바이오센서(1000)>

[98] 1. 바이오센서(1000)의 구성

[99] 도 2는 본 출원의 일 실시예에 따른 바이오센서(1000)를 설명하기 위한 도면이다.

[100]

[101] 상기 바이오센서(1000)는 시료도입부(1100), 반응부(1200) 및/또는 접촉부(1300)를 포함할 수 있다. 다만, 위의 구성요소가 모두 포함되어야 하는 것은 아니고, 각 구성 요소는 생략되거나, 중복될 수 있으며, 기 개시되어 있는 구성요소 이외의 구성요소를 더 포함하는 형태로 바이오센서(1000)가 제작되는 것도 가능하다.

[102]

[103] 1.1 시료도입부(1100)

[104] 상기 시료도입부(1100)는, 상기 바이오센서(1000)의 외부로부터 상기 바이오센서(1000)의 내부로 시료가 도입되는 영역일 수 있다. 다시 말해, 상기 시료도입부(1100)는 이하에서 설명할 반응부(1200)에 시료가 도입될 수 있도록 통로를 형성하는 영역일 수 있다.

[105]

[106] 상기 시료는, 타겟 물질을 포함한 물질일 수 있다. 일 예로, 상기 시료는, 생체로부터 분비된 분비물일 수 있다. 상기 검체는 혈액, 혈장, 혈청, 타액, 소변, 등일 수 있다. 다른 예로, 상기 검체는 연구 목적으로 획득된 물질일 수 있다. 상기 검체는 사건 현장에서 획득된 DNA 샘플, RNA 샘플 등일 수 있고, 동물의 세포 및 바이러스 등으로부터 추출된 DNA 샘플, RNA 샘플 등일 수 있다.

[107]

[108] 상기 시료도입부(1100)로 제공된 시료는 바이오센서(1000)의 내부에서 이동할 수 있다. 상기 시료도입부(1100)로 제공된 시료는 상기 시료도입부(1100)로부터 상기 반응부(1200)로 이동할 수 있다.

[109] 상기 시료는 미세 유로를 따라 이동할 수 있다. 상기 검체는 멤브레인 상을

이동할 수 있다. 이외에도, 바이오센서(1000)에서 활용되는 다양한 방식을 통해 구현되는 이동 방법에 따라 시료도입부(1100)를 통해 제공된 검체가 이동할 수 있다.

[110]

[111] **1.2 반응부(1200)**

[112] 상기 반응부(1200)는 특이적 반응이 수행되는 영역일 수 있다. 상기 반응부(1200)는 상기 바이오센서(1000)내에서 타겟 물질과 타겟 물질을 포획하기 위한 포획 물질 사이의 특이적 반응이 수행되는 영역일 수 있다.

[113]

[114] 상기 타겟 물질은 상기 시료에 포함되어 있는 검출하고자 하는 물질일 수 있다. 일 예로, 상기 타겟 물질은 항원일 수 있다. 다시 말해 상기 타겟 물질은 질병을 가지는 환자의 혈액 등에서 검출되는 질병에 관련된 항원일 수 있다. 다른 예로, 상기 타겟 물질은 DNA일 수 있다. 다시 말해, 상기 타겟 물질은 질병을 가지는 환자의 혈액 등에서 검출되는 바이러스의 DNA일 수 있다.

[115]

[116] 상기 포획 물질은 상기 타겟 물질에 특이적으로 결합하는 물질일 수 있다. 일 예로, 상기 포획 물질은 항체일 수 있다. 상기 포획 물질은 상기 항원에 항원-항체 반응에 기초하여 특이적으로 결합하는 항체일 수 있다. 다른 예로, 상기 포획 물질은 DNA일 수 있다. 상기 포획 물질은 상기 DNA에 특이적 서열의 상보성에 기초하여 특이적으로 결합하는 DNA일 수 있다.

[117]

[118] 도 3은 본 출원의 일 실시예에 따른 반응부(1200)를 설명하기 위한 도면이다.

[119]

[120] 상기 반응부(1200)는 자성 나노입자 복합체(1210), 제1 전극(1220) 및/또는 제2 전극(1230)을 포함할 수 있다. 다만, 위의 구성요소가 모두 포함되어야 하는 것은 아니고, 각 구성 요소는 생략되거나, 중복될 수 있으며, 기재되어 있는 구성요소 이외의 구성요소를 더 포함하는 형태의 반응부(1200)를 포함하는 바이오센서(1000)가 제작되는 것도 가능하다.

[121]

[122] 제1 전극(1220)은 제2 전극(1230)에 비해 상류에 배치될 수 있다. 여기서, "상류"라 함은, 시료가 시료도입부(1100)를 통해 도입된 지점으로부터 반응부(1200)측으로 이동하는 이동방향을 기준으로 상류에 있음을 의미할 수 있다. 이 때, 상기 제1 전극(1220)은 상기 제2 전극(1230)에 비해 시료도입부(1100)와 가까울 수 있다.

[123]

또는, 제1 전극(1220)은 제2 전극(1230)에 비해 하류에 배치될 수 있다. 여기서, "하류"라 함은, 시료가 시료도입부(1100)를 통해 도입된 지점으로부터 반응부(1200)측으로 이동하는 이동방향을 기준으로 하류에 있음을 의미할 수 있다. 이 때, 상기 제2 전극(1230)은 상기 제1 전극(1220)에 비해

시료도입부(1100)와 가까울 수 있다.

- [124] 또는, 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)은 서로 대향되도록 배치될 수 있다. 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)은 상기 시료도입부(1100)로부터의 거리가 동일할 수 있다.
- [125] 자성 나노입자 복합체(1210)는 상기 제1 전극(1220)에 비해 상류에 배치될 수 있다. 자성 나노입자 복합체(1210)는 상기 제2 전극(1230)에 비해 상류에 배치될 수 있다. 자성 나노입자 복합체(1210)는 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에 비해 상류에 배치될 수 있다.

[126]

[127] 이하에서는, 각각의 구성요소에 대해서 보다 구체적으로 설명하기로 한다.

[128]

[129] **1.2.1 자성 나노입자 복합체(1210)**

[130] **1.2.1.1 의의**

[131] 도 4는 본 출원의 일 실시예에 따른 자성 나노입자 복합체(1210)를 설명하기 위한 도면이다.

[132]

[133] 상기 자성 나노입자 복합체(1210)는 자성 나노입자(1211), 반응 물질(1212) 및/또는 제1 포획 물질(1213)을 포함할 수 있다. 다만, 위의 구성요소가 모두 포함되어야 하는 것은 아니고, 각 구성 요소는 생략되거나, 중복될 수 있으며, 기재되어 있는 구성요소 이외의 구성요소를 더 포함하는 형태의 자성 나노입자 복합체(1210)가 제공될 수도 있다.

[134]

[135] 상기 자성 나노입자(1211)는 자성을 띠는 입자로, 그 종류로는, 산화철(Fe_2O_3 , Fe_3O_4), Ferrite(Fe_3O_4 에서 Fe 하나가 다른 자성 관련 원자로 바뀐 형태, ex: CoFe_2O_4 , MnFe_2O_4) 및/또는 합금(자성원자들로 인해 나타나는 산화문제, 전도성 및 안정성을 높이기 위해 귀금속과 합금시킨 것, ex: FePt , CoPt 등) 등을 포함할 수 있다. 일 예로, 상기 자성 나노입자(1211)는 200 ~ 500 nm의 크기를 갖고 강자성을 띠는 Fe_2O_3 입자일 수 있다.

[136]

[137] 상기 반응 물질(1212)은, 산화 반응 및 환원 반응 중 적어도 하나의 반응을 수행하는 물질일 수 있다. 상기 반응 물질(1212)은 열 전도성 및 전기 전도도가 높은 물질로, 전이 금속, 전이후 금속, 및/또는 준금속을 포함할 수 있다. 일 예로, 상기 반응 물질(1212)은 금입자(Au)를 의미할 수 있다. 다른 예로, 상기 반응 물질(1212)은 은입자(Ag)를 의미할 수 있다.

[138]

상기 반응 물질(1212)은 상기 자성 나노입자(1211)에 고정될 수 있다. 일 예로, 상기 반응 물질(1212)은, 상기 자성 나노입자(1211)와의 화학적 결합력을 통해, 상기 자성 나노입자(1211)에 고정될 수 있다. 다른 예로, 상기 반응 물질(1212)은 상기 자성 나노입자(1211)의 외층으로 노출된 아민기에 결합되어, 상기 자성

나노입자(1211)에 고정될 수 있다.

[139]

[140] 상기 제1 포획 물질(1213)은 제1 타겟 물질과 특이적으로 결합하는 물질일 수 있다. 일 예로, 상기 제1 타겟 물질은 타겟 물질(즉, 시료에 포함된 검출하고자 하는 물질)일 수 있다. 이 때, 상기 제1 포획 물질(1213)은 상기 타겟 물질과 특이적으로 결합할 수 있다. 다른 예로, 상기 제1 타겟 물질은 상기 타겟 물질과 특이적으로 결합하는 물질일 수 있다. 이 때, 상기 제1 포획 물질(1213)은 상기 타겟 물질과 경쟁적으로 상기 타겟 물질과 특이적으로 결합하는 물질과 특이적으로 결합할 수 있다.

[141] 상기 제1 포획 물질(1213)은 항원, 항체, 변형 항체, 항체 유사체, 압타머, 핵산(예, DNA, RNA), 지질 및 바이러스 단백질 항원 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[142] 보다 구체적인 예를 들어, 상기 제1 타겟 물질이 '항원'인 경우, 상기 제1 포획 물질(1213)은 항체일 수 있다. 다른 예로, 상기 제1 타겟 물질이 'DNA'인 경우, 상기 제1 포획 물질(1213)은 상기 DNA(즉, 타겟 물질)의 싱글 스트랜드(single strand)와 상보적으로 결합하는 서열을 포함하는 싱글 스트랜드의 DNA일 수 있다.

[143]

[144] 상기 제1 포획 물질(1213)은, 상기 반응 물질(1212)에 고정될 수 있다. 상기 제1 포획 물질(1213)은, 상기 반응 물질(1212)이 상기 자성 나노입자(1211)에 고정된 이후에 상기 반응 물질(1212)과 결합하여, 상기 자성 나노입자(1211)에 고정될 수 있다.

[145]

[146] 이로써, 상기 자성 나노입자 복합체(1210)는 상기 반응 물질(1212)을 포함하여, 이후 설명할 제1 전극(1220) 상의 제2 포획 물질(1222)의 인접한 영역에 상기 자성 나노입자 복합체(1210)가 고정되면 상기 바이오센서(1000)내의 검출 신호를 변동시키는데에 관여하여, 바이오센서(1000)를 이용하여 타겟 물질의 유무를 검출하는 것이 가능하도록 하고,

[147] 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 제1 포획 물질(1213)이 상기 반응 물질(1212)과의 결합을 통해 고정되어 상기 반응 물질(1212)의 외측으로 노출됨으로써, 상기 자성 나노입자 복합체(1210)에 반응 물질(1212)이 포함됨에 따른 타겟 물질과 제1 포획 물질(1213) 사이의 반응성 저하가 방지되며,

[148] 상기 자성 나노입자(1211)의 아민기의 노출 정도에 따라 반응 물질(1212)의 결합 정도가 제어됨으로써, 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 자성이 소멸되지 않을 수 있는 최적의 자성 나노입자 복합체(1210)가 구현될 수 있다.

[149]

[150] 이하에서는, 본 출원의 일 실시예에 따른 자성 나노입자 복합체(1210)의 합성 방법에 대해서 구체적으로 개시하기로 한다.

[151]

[152] **1.2.1.2. 합성 방법**

[153] 이하에서는, 반응 물질(1212)로 금(gold)을 이용하고, 제1 포획 물질(1213)로 항-PSA 검출 항체를 이용한 자성 나노입자 복합체(1210)를 합성하는 방법에 대해서 개시한다. 다만, 금은 반응 물질(1212)의, 항-PSA 검출 항체는 제1 포획 물질(1213)의 일 실시예에 불과할 뿐, 당업자에 의해서 용이하게 반응 물질(1212)은 타 반응 물질(1212)(예를 들어, 은)로, 제1 포획 물질(1213)은 타 제1 포획 물질(1213)(예를 들어, 다른 질병에 대한 항체, 항원, DNA 등)으로 대체될 수 있을 것임은 자명할 것이다.

[154]

[155] 본 출원의 일 실시예에 따른 자성 나노입자 복합체(1210)를 합성하기 위해서, 아민기로 변형된 500nm의 지름을 갖는 자성 나노입자(1211)가 1ml에 1mg 들어있는 용액 50ml를 1시간 동안 초음파 처리한 후, 초음파 처리된 용액을 얼음 위에서 연속적으로 1시간동안 저으면서 $\text{HAuCl}_4 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$ 가 1ml에 6mg 들어있는 용액 1ml를 첨가하였다.

[156]

그 후, $\text{HAuCl}_4 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$ 가 첨가된 용액에 0.2M 수소화 붕소 나트륨 0.2ml를 환원제로 서서히 첨가하고 3 시간 동안 휘저었고, 그 후 형성된 금(Au)이 고정된 자성 나노입자(1211)를 탈 이온수(즉, 정제수)로 2회 세척하고 이후 사용시까지 4°C에서 보관하였다.

[157]

[158] 위의 절차를 통해 형성된 금(Au)이 고정된 자성 나노입자(1211)를 PBS 용액(phosphate buffered saline solution)으로 2회 세척하였다. 세척 후 PBS 용액을 폐기하고, 금(Au)이 고정된 자성 나노 입자에 DMSO(Dimethyl sulfoxide)에 용해된 10 mM DSP(dithiobis(succinimidyl propionate))를 첨가하고, 실온에서 30 분 동안 인큐베이션 하였다. 본 출원의 일 실시예에 따르면 상기 DSP는 금(Au)과 추후 첨가될 항 -PSA 검출 항체(즉, 제1 포획 물질(1213)의 일 양태) 사이의 링커로써 기능할 수 있다.

[159]

이후, 인큐베이션한 용액내의 금(Au)이 고정된 자성 나노입자(1211)를 PBS 용액으로 세척하여, 인큐베이션한 용액내의 바인딩(binding)되지 않은 DSP를 제거하였고, 이후, 항-PSA 검출 항체를 금(Au)이 고정된 자성 나노입자(1211)에 첨가하고, 실온에서 1시간 그리고 4°C에서 16시간 동안 인큐베이션 하였다.

[160]

[161] 위의 절차를 통해 형성된 항-PSA 항체가 고정된 금(Au)이 고정된 자성 나노입자(1211)(즉, 자성 나노입자 복합체(1210))를 PBS로 2 회 세척하고 추후 사용시까지 4°C에서 보관 하였다.

[162]

[163] 전술한 절차를 통해, 본 출원의 일 실시예에 따른 자성 나노입자 복합체(1210)는 합성될 수 있고, 이러한 자성 나노입자 복합체(1210)는

- 바이오센서(1000) 내에 제공되어 시료에 포함된 타겟 물질과 반응할 수 있다.
- [164] 구체적인 자성 나노입자 복합체(1210)의 동작과 관련하여서는, 이하에서 설명하기로 한다.
- [165]
- [166] **1.2.2. 제1 전극(1220)**
- [167] **1.2.2.1. 의의**
- [168] 도 5는 본 출원의 일 실시예에 따른 제1 전극(1220)을 설명하기 위한 도면이다.
- [169]
- [170] 상기 제1 전극(1220)은, 전자를 방출하거나 수용하는 전도성 매개체로, 탄소, 알루미늄, 백금, 금 및/또는 은 등 해당 분야에서 전극으로 이용되는 물질 중 적어도 하나의 물질을 포함할 수 있다.
- [171]
- [172] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 상기 제1 전극(1220) 상에는 블로킹 물질(1221) 및 제2 포획 물질(1222)이 배치될 수 있다. 다만, 상기 제1 전극(1220) 상에 블로킹 물질(1221)이 고정되지 않거나, 제2 포획 물질(1222)이 배치되지 않거나, 다른 물질이 더 구성되는 형태로 바이오센서(1000)가 제작될 수도 있다.
- [173]
- [174] 상기 블로킹 물질(1221)은 시료에 포함된 타겟 물질의 상기 제1 전극(1220)에의 흡착을 방지하는 물질일 수 있다. 상기 블로킹 물질(1221)은 시료에 포함된 타겟 물질의 상기 제1 전극(1220)에의 고정을 방지하는 물질일 수 있다. 상기 블로킹 물질(1221)은 시료에 포함된 타겟 물질 이외에 기타 물질(즉, 비타겟 물질)의 상기 제1 전극(1220)에의 흡착을 방지하는 물질일 수 있다. 다시 말해, 상기 블로킹 물질(1221)은 비타겟 물질의 상기 제1 전극(1220)에의 고정을 방지하는 물질일 수 있다. 일 예로, 상기 블로킹 물질(1221)은 BSA(Bovine Serum Albumin) 등의 단백질, sucrose 등과 같은 saccharide, Tween-20, Triton X-100 등과 같은 detergent 일 수 있다.
- [175]
- [176] 상기 블로킹 물질(1221)은 상기 제1 전극(1220) 상에 배치될 수 있다. 상기 블로킹 물질(1221)은 상기 제1 전극(1220) 중 적어도 일부 영역에 배치될 수 있다. 상기 블로킹 물질(1221)은 상기 제1 전극(1220) 중 적어도 일부 영역에 고정될 수 있다.
- [177]
- [178] 상기 제1 전극(1220) 상에 상기 블로킹 물질(1221)이 배치된 형태로 바이오센서(1000)가 제작되는 것은 자성 나노입자 복합체(1210)를 포함하는 바이오센서(1000)에 있어서 필수적일 수 있다. 이와 관련하여서는 이하에서 실험에 따른 결과 그래프와 함께 구체적으로 설명하기로 한다.
- [179]
- [180] 상기 제2 포획 물질(1222)은 제2 타겟 물질과 특이적으로 결합하는 물질일 수

있다. 일 예로, 상기 제2 타겟 물질은 타겟 물질(즉, 시료에 포함된 검출하고자 하는 물질)일 수 있다. 이 때, 상기 제2 포획 물질(1222)은 상기 타겟 물질과 특이적으로 결합할 수 있다.

[181] 상기 제2 포획 물질(1222)은 항원, 항체, 변형 항체, 항체 유사체, 압타머, 핵산(예, DNA, RNA), 지질 및 바이러스 단백질 항원 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[182] 보다 구체적인 예를 들어, 상기 제2 타겟 물질이 '항원'인 경우, 상기 제2 포획 물질(1222)은 항체일 수 있다. 다른 예로, 상기 제2 타겟 물질이 'DNA'인 경우, 상기 제2 포획 물질(1222)은 상기 DNA(즉, 타겟 물질)의 싱글 스트랜드와 상보적으로 결합하는 서열을 포함하는 싱글 스트랜드의 DNA일 수 있다.

[183]

[184] 상기 제2 포획 물질(1222)은 상기 제1 포획 물질(1213)과 동일한 물질일 수 있다. 다시 말해, 상기 제2 포획 물질(1222)이 항-PSA 항체인 경우, 상기 제1 포획 물질(1213)이 동일한 항-PSA 항체일 수 있다.

[185] 또는, 상기 제2 포획 물질(1222)은 상기 제1 포획 물질(1213)과 상이한 물질일 수 있다. 다시 말해, 상기 제2 포획 물질(1222)이 항-PSA 항체인 경우, 상기 제1 포획 물질(1213)은 PSA에 반응하되, 제2 포획 물질(1222)이 결합하는 항원 결정기(epitope)와 다른 항원 결정기(epitope)에 특이적으로 결합하는 항체일 수 있다.

[186]

[187] 상기 제2 포획 물질(1222)은, 상기 제1 전극(1220) 상에 고정될 수 있다. 이로써, 상기 제2 포획 물질(1222)이 상기 제1 전극(1220) 상에 고정된 이후 상기 블로킹 물질(1221)이 고정되어, 상기 블로킹 물질(1221)의 상기 바이오센서(1000)내의 검출 신호 개선 정도를 상기 제2 포획 물질(1222)이 저하하지 않게 될 수 있다.

[188]

[189] 이하에서는, 본 출원의 일 실시예에 따른 블로킹 물질(1221) 및 제2 포획 물질(1222)이 고정된 제1 전극(1220)의 제작 방법에 대해서 구체적으로 개시하기로 한다.

[190]

[191] **1.2.1.2 블로킹 물질(1221) 및 제2 포획 물질(1222)이 고정된 제1 전극(1220)의 제작 방법**

[192] 이하에서는, 블로킹 물질(1221)로 BSA(Bovine Serum Albumin)을 이용하고, 제2 포획 물질(1222)로 항-PSA 검출 항체를 이용한 블로킹 물질(1221) 및 제2 포획 물질(1222)이 고정된 제1 전극(1220)의 제작 방법에 대해서 개시한다.

[193] 다만, BSA는 블로킹 물질(1221)의, 항-PSA 검출 항체는 제2 포획 물질(1222)의 일 실시예에 불과할 뿐, 당업자에 의해서 용이하게 블로킹 물질(1221)은 타 블로킹 물질(1221)로, 제2 포획 물질(1222)은 타 제2 포획 물질(1222)(예를 들어, 다른 질병에 대한 항체, 항원, DNA 등)으로 대체될 수 있을 것임은 자명할

것이다.

[194]

[195] 본 출원의 일 실시예에 따른 블로킹 물질(1221) 및 제2 포획 물질(1222)이 고정된 제1 전극(1220)을 제작하기 위해서, 스크린 인쇄된 탄소 전극(screen-printed carbon electrode, SPCE)에 카르보디이미드 가교결합(carbodiimide crosslinking)을 통해 항-PSA 항체를 고정시킬 수 있다.

[196]

그 일 방법으로, 탄소 전극 표면을 실온에서 밤새 HMD(Hexamethylenediamine)로 처리하여 아민 작용기를 도입하였고, 탄소 전극을 탈 이온수(즉, 정제수)로 세척한 후, 전극에 MES 완충액(pH 4.7) 에 0.4M EDC(1-ethyl-3-(3-dimethylaminopropyl)carbodiimide hydrochloride), 0.1 M sulfo-NHS(N-hydroxysulfosuccinimide) 및 0.1 mg/ml의 항-PSA 항체가 혼합된 혼합 용액을 두고, 제어된 습도 챔버에서 실온에서 2시간동안 인큐베이션 하였다.

[197]

[198] 위의 절차를 통해 생성된 제2 포획 물질(1222)(일 예로, 항-PSA 항체)가 고정된 전극에 블로킹 물질(1221)의 일 예인 BSA를 처리하기 위해, 위의 절차를 거친 전극에 1% BSA용액을 처리하며 서서히 저어준 후, PBA 용액으로 세척 하였다.

[199]

이후, 세척된 블로킹 물질(1221)(일 예로, BSA) 및 제2 포획 물질(1222)(일 예로, 항-PSA 항체)가 고정된 전극을 N₂ 기체로 블로우 드라이(blow drying)한 후, 추후 사용시까지 4°C에서 보관하였다.

[200]

[201] 전술한 절차를 통해, 본 출원의 일 실시예에 따른 블로킹 물질(1221) 및 제2 포획 물질(1222)이 고정된 제1 전극(1220)이 제작될 수 있고, 이러한 제1 전극(1220)은 바이오센서(1000) 내에 제공되어 시료에 포함된 타겟 물질과 반응할 수 있다.

[202]

본 출원의 일 실시예에 따른 블로킹 물질(1221) 및 제2 포획 물질(1222)이 고정된 제1 전극(1220)은 바이오센서(1000)내에서 작동 전극(working electrode)로 기능할 수 있다. 구체적인 제1 전극(1220)의 기능과 관련하여서는, 바이오센서(1000)의 동작에서 설명되는 구체적인 실시예를 통해 용이하게 이해될 수 있을 것이다.

[203]

[204] **1.2.3 제2 전극(1230)**

[205]

상기 제2 전극(1230)은, 전자를 방출하거나 수용하는 전도성 매개체로, 탄소, 알루미늄, 백금, 금 및/또는 은 등 해당 분야에서 전극으로 이용되는 물질 중 적어도 하나의 물질을 포함할 수 있다.

[206]

[207] 상기 제2 전극(1230)은 상기 제1 전극(1220)과 별도로 배치될 수 있다. 상기 제2 전극(1230)은 상기 제1 전극(1220)과 물리적으로 이격되어 있을 수 있다. 상기

제2 전극(1230)은 상기 제1 전극(1220)과는 다른 전극일 수 있다.

[208] 여기서, 상기 제2 전극(1230)과 상기 제1 전극(1220)이 다르다는 것은 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)을 구성하는 물질 구성이 상이한 경우 이외에도, 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)을 구성하는 물질 구성이 동일하더라도, 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)이 물리적으로 이격되어 구분되는 2개의 전극이 있는 경우를 포함할 수 있다.

[209]

[210] 본 출원의 일 실시예에 따른 제2 전극(1230)은 바이오센서(1000)내에서 기준 전극(reference electrode)로 기능할 수 있다. 구체적인 제2 전극(1230)의 기능과 관련하여서는, 바이오센서(1000)의 동작에서 설명되는 구체적인 실시예를 통해 용이하게 이해될 수 있을 것이다.

[211]

[212] 1.3 접촉부(1300)

[213] 상기 접촉부(1300)는 전기 전도성이 있는 물질로 구성될 수 있다. 일 예로, 상기 접촉부(1300)는 전자를 방출하거나 수용하는 전도성 매개체로, 탄소, 알루미늄, 백금, 금 및/또는 은 등 해당 분야에서 전극으로 이용되는 물질 중 적어도 하나의 물질을 포함할 수 있다.

[214]

[215] 상기 접촉부(1300)는 상기 제1 전극(1220)과 전기적으로 연결된 제1 단자와, 상기 제2 전극(1230)과 전기적으로 연결된 제2 단자를 포함할 수 있다. 상기 접촉부(1300)가 전극 물질로 구성되는 경우, 상기 접촉부(1300)는 상기 제1 전극과 전기적으로 연결된 제4 전극 및 상기 제2 전극(1230)과 전기적으로 연결된 제5 전극을 포함할 수 있다.

[216]

[217] 상기 접촉부(1300)의 적어도 일부 영역은 상기 바이오센서(1000)의 외부로 노출될 수 있다. 일 예로, 상기 접촉부(1300)가 상기 제1 전극(1220)과 전기적으로 연결된 제1 단자 및 상기 제2 전극(1230)과 전기적으로 연결된 제2 단자를 포함하는 경우, 상기 제1 단자의 적어도 일부 및 상기 제2 단자의 적어도 일부는 상기 바이오센서(1000)의 외부로 노출될 수 있다. 다른 예로, 상기 접촉부(1300)가 전극 물질로 구성되는 경우, 상기 제1 전극(1220)과 전기적으로 연결된 제4 전극의 적어도 일부 및 상기 제2 전극(1230)과 전기적으로 연결된 제5 전극의 적어도 일부는 상기 바이오센서(1000)의 외부로 노출될 수 있다.

[218]

[219] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 상기 접촉부(1300)는 상기 제1 전극(1220)과 상기 제4 전극이 하나의 전극으로 구성되고, 상기 제2 전극(1230)과 상기 제5 전극이 하나의 전극으로 구성되는 형태로 구현될 수 있다. 여기서, 상기 제1 전극(1220)과 상기 제4 전극이 하나의 전극으로 구성된다는 것은 하나의 전극의 일측이 반응부(1200)와 연결되며 제2 포획 물질(1222)이 고정되어 있고, 동일한

전극의 타측이 상기 바이오센서(1000)의 외측으로 노출되어 있는 형태를 의미할 수 있다. 여기서, 상기 제2 전극(1230)과 상기 제5 전극이 하나의 전극으로 구성된다면 것은 하나의 전극의 일측이 반응부(1200)와 연결되며, 동일한 전극의 타측이 상기 바이오센서(1000)의 외측으로 노출되어 있는 형태를 의미할 수 있다.

[220]

[221] 상기 접촉부(1300)는, 이후 설명할 검출 장치(2000)와 전기적으로 연결되는 기능을 수행할 수 있다. 상기 접촉부(1300)의 상기 바이오센서(1000)의 외부로 노출된 영역은 상기 검출 장치(2000)와 전기적으로 연결되는 기능을 수행할 수 있다.

[222]

[223] 상기 접촉부(1300)와 상기 검출 장치(2000) 사이의 전기적 연결은 물리적인 연결을 통해 구현될 수 있다. 상기 접촉부(1300)는 상기 검출 장치(2000)의 내부로 유입되는 형태로 상기 검출 장치(2000)와의 전기적인 연결을 구현할 수 있다.

[224]

[225]

[226] *본 출원의 일 실시예에 따른 접촉부(1300)는 검출 장치(2000)와 전기적으로 연결되어, 상기 검출 장치(2000)의 제어부(2400)를 통해 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230) 사이에 인가되는 전압이 제어될 수 있다. 본 출원의 일 실시예에 따른 접촉부(1300)는 검출 장치(2000)와 전기적으로 연결되어, 상기 바이오센서(1000) 내의 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)의 전압 및/또는 전류에 대한 정보를 상기 검출 장치(2000)에서 검출할 수 있도록 할 수 있다.

[227]

[228] 본 출원의 일 실시예에 따른 접촉부(1300)의 기능과 관련하여서는, 바이오센서(1000)의 동작에서 설명되는 구체적인 실시예를 통해 용이하게 이해될 수 있을 것이다.

[229]

[230] 2. 바이오센서(1000)의 동작

[231] 종래 이용되어 온 바이오센서(1000)의 타겟 검출 방식은 크게 샌드위치 방식 및 경쟁적 방식으로 분류될 수 있다.

[232] 따라서, 자성 나노입자 복합체(1210)를 포함하는 바이오센서(1000)에 있어서, 샌드위치 방식을 이용하여 시료내의 타겟 물질을 검출하는 동작에 대해서 설명하고, 경쟁적 방식을 이용하여 시료내의 타겟 물질을 검출하는 동작에 있어서 변경되어야 하는 구성 및 동작에 대해서만 구체적으로 설명하기로 한다.

[233]

[234] 2.1 바이오센서(1000)의 일반적인 동작

[235] 도 6은 본 출원의 일 실시예에 따른 바이오센서(1000)의 일반적인 동작을 설명하기 위한 도면이다.

[236]

[237] 바이오센서(1000)의 시료도입부(1100)에는 시료가 제공될 수 있다. 시료에는 타겟 물질이 포함될 수 있다. 시료에는 타겟 물질 및 비타겟 물질이 포함되어 있을 수 있다. 여기서, 비타겟 물질이라 함은 시료내에 존재하기는 하지만 제1 포획 물질(1213) 및 제2 포획 물질(1222)과 특이적으로 결합되지 않는 물질을 의미할 수 있다.

[238] 시료가 바이오센서(1000)의 시료도입부(1100)에 제공되면, 시료는 바이오센서(1000)내의 경로를 따라 이동할 수 있다. 일 예로, 바이오센서(1000)는 미세 유로(또는 미세 유관)가 형성되어 있고, 시료도입부(1100)에 제공된 시료는 모세관힘(Capillary Force)의 작용으로 이동하게 될 수 있다.

[239]

[240] 시료는 시료도입부(1100)를 지나 반응부(1200)로 이동할 수 있다. 상기 반응부(1200)에는 자성 나노입자 복합체(1210)가 존재할 수 있다. 상기 자성 나노입자 복합체(1210)는 기 설명한 바와 같이, 자성 나노입자(1211), 반응 물질(1212) 및 제1 포획 물질(1213)을 포함할 수 있다. 상기 제1 포획 물질(1213)의 경우, 타겟 물질(즉, 제1 타겟 물질)과 특이적으로 결합 가능한 항체일 수 있다. 이 때, 항체는 CDR영역을 포함하는 Fab(fragment antigen binding), Fc(fragment crystallizable) 등의 단편 형태의 항체, 및/또는 IgG(Immunoglobulin G) 등의 full antibody를 모두 포함할 수 있다.

[241]

[242] 상기 시료도입부(1100)로부터 이동된 시료에 포함된 타겟 물질은 상기 자성 나노입자 복합체(1210)와 특이적으로 결합할 수 있다. 상기 타겟 물질은 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 제1 포획 물질(1213)과 결합할 수 있다. 상기 자성 나노입자 복합체(1210) 및 타겟 물질은 항원-항체 반응에 따른 결합을 수행할 수 있다. 상기 항원-항체 반응은 상기 바이오센서(1000)의 반응부(1200)에서 수행될 수 있다.

[243]

[244] 상기 반응부(1200)에는 제2 포획 물질(1222)이 고정된 제1 전극(1220), 및 제2 전극(1230)이 고정되어 있을 수 있다. 상기 타겟 물질과 결합한 자성 나노입자 복합체(1210)는, 상기 제1 전극(1220)상에 고정된 제2 포획 물질(1222)에 의해 포획될 수 있다. 다시 말해, 상기 제1 전극(1220) 상에 고정된 제2 포획 물질(1222)은 상기 자성 나노입자 복합체(1210)와 결합된 타겟 물질(즉, 제2 타겟 물질)과 결합할 수 있고, 상기 2 포획 물질과 상기 타겟 물질 사이의 결합에 의해, 상기 자성 나노입자 복합체(1210)는 상기 제2 포획 물질(1222)에 포획될 수 있다.

[245] 상기 제1 포획 물질(1213) 및 제2 포획 물질(1222)이 항체인 경우, 상기 제1 전극(1220) 상에 고정된 항체(1222)는 시료 내의 항원(즉, 타겟 물질)과 반응할 수

있다. 상기 제1 전극(1220) 상에 고정된 항체(1222)에 결합된 항원은 자성 나노입자 복합체(1210)와 결합되어 있을 수 있다. 또는, 상기 제1 전극(1220) 상에 고정된 항체(1222)에 결합된 항원은, 항체(1222)에 고정된 이후 자성 나노입자 복합체(1210)의 항체(1212)와 결합될 수 있다. 이 때, 상기 제1 타겟 물질과 상기 제2 타겟 물질은 동일한 물질일 수 있다.

[246]

[247] 시료가 시료도입부(1100)에 제공된 이후 일정 시간이 경과하면, 상기 제1 전극(1220)의 제2 포획 물질(1222)에 의해 포획된 자성 나노입자 복합체(1210) 및 타겟 물질을 제외하고는 상기 반응부(1200)를 기준으로 하류로 이동될 수 있다. 제1 전극(1220)에 포획되지 않은 자성 나노입자 복합체(1210), 타겟 물질 및 비타겟 물질은 시료처리부(미도시)로 이동될 수 있다. 시료처리부에는, 제1 전극(1220)에 포획되지 않은 다수의 시료가 수집될 수 있다.

[248]

[249] 상기 제1 전극(1220) 상에 고정된 제2 포획 물질(1222)에 의해 자성 나노입자 복합체(1210)가 포획된 경우, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압에 따른 전류값(즉, 인가되는 전압에 따라 출력되는 전류값)이 변동될 수 있다. 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압에 따른 전류값이 변동되는 것은, 상기 자성 나노입자 복합체(1210)에 고정된 반응 물질(1212)의 산화/환원에 따라 상기 제1 전극(1220) 또는 상기 제2 전극(1230) 상의 물질 특성의 변동에 기인한 것일 수 있다.

[250]

[251] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 자성 나노입자 복합체(1210)를 이용한 바이오센서(1000)는 경쟁적 방식의 진단키트로 제공될 수 있다.

[252]

[253] 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 상기 제1 포획 물질(1213)은 항원일 수 있다. 상기 제1 포획 물질(1213)이 항원인 경우, 상기 제1 포획 물질(1213)은 시료 내의 항원(즉, 타겟 물질)과 경쟁적으로 제1 전극(1220) 상의 제2 포획 물질(1222)과 결합될 수 있다. 이 때, 상기 제1 포획 물질(1213)에 의해 포획되는 제1 타겟 물질은 제2 포획 물질(1222)일 수 있다.

[254] 시료 내의 항원(즉, 타겟 물질)도 제1 전극(1220) 상의 제2 포획 물질(1222)과 결합할 수 있다. 이 때, 제2 포획 물질(1222)의 제2 타겟 물질은 제1 포획 물질(1213) 및 시료 내의 항원일 수 있다.

[255] 결과적으로, 상기 제2 포획 물질(1222)에는 제1 포획 물질(1213) 및 시료 내의 항원이 경쟁적으로 결합하여, 시료 내의 항원의 양이 증가할수록 상기 제1 전극(1220) 상의 제2 포획 물질(1222)에 포획되는 제1 포획 물질(1213)의 양이 감소될 수 있다.

[256] 상기 제1 전극(1220) 상에 고정된 제2 포획 물질(1222)에 의해 자성 나노입자 복합체(1210)가 포획된 경우, 상기 제1 전극(1220) 상에 고정된 제2 포획

물질(1222)에 의해 포획된 타겟 물질(즉, 항원)의 양은 감소할 수 있다. 그 결과, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압에 따른 전류값이 상기 타겟 물질이 시료에 포함되어 있지 않은 경우에 비해 상기 타겟 물질이 시료에 다수 포함되어 있는 경우 미미하게 검출될 수 있고, 샌드위치 방식의 바이오센서(1000)와는 달리, 측정된 검출값이 미미하면 시료 내의 타겟 물질의 양이 많은 것으로 확인할 수 있다.

[257]

[258] 본 출원에 따른 또 다른 실시예에 따르면, 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 상기 제1 포획 물질(1213)은 항체일 수 있다. 상기 제1 포획 물질(1213)이 항체인 경우, 상기 제1 포획 물질(1213)은 시료 내의 항원(즉, 타겟 물질)과 결합할 수 있다. 또는, 상기 제1 포획 물질(1213)은 제1 전극(1220) 상의 제2 포획 물질(1222)과 결합될 수 있다. 이 때, 제2 포획 물질(1222)은 항원일 수 있다. 상기 제2 포획 물질(1222)의 제2 타겟 물질은 항체일 수 있다. 다시 말해, 상기 제2 포획 물질(1222)의 제2 타겟 물질은 제1 포획 물질(1213)일 수 있다.

[259] 시료 내의 항원(즉, 타겟 물질) 및 전극에 고정된 제2 포획 물질(1222)은 제1 포획 물질(1213)을 두고 경쟁할 수 있다.

[260] 결과적으로, 시료내의 항원이 많을수록 상기 제2 포획 물질(1222)에 결합된 제1 포획 물질(1213)의 양은 감소할 수 있다. 시료내의 항원이 적을수록 상기 제2 포획 물질(1222)에 결합된 제1 포획 물질(1213)은 증가할 수 있다.

[261] 따라서, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압에 따른 전류값이 상기 타겟 물질이 시료에 포함되어 있지 않은 경우에 비해 상기 타겟 물질이 시료에 다수 포함되어 있는 경우 미미하게 검출될 수 있고, 측정된 검출값이 미미하면 시료 내의 타겟 물질의 양이 많은 것으로 확인할 수 있다.

[262]

[263] **2.2 제1 실시예에 따른 바이오센서(1000)의 동작**

[264] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 상기 바이오센서(1000)의 반응부(1200)에는 자성을 띠는 자성 나노입자 복합체(1210)가 제공될 수 있고, 그 결과 반응부(1200)의 상태 조건(condition)을 변경하여 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 운동성을 제어할 수 있다.

[265]

[266] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 운동성을 제어하는 절차를 통해, 상기 제1 전극(1220) 상의 제2 포획 물질(1222)과 결합하지 않은(즉, 제2 포획 물질(1222)에 의해 포획되지 않은) 기타 물질들을 세척(washing)할 수 있다.

[267] 여기서, 기타 물질이라 함은, 제1 전극(1220)에 포획되지 않은 자성 나노입자 복합체(1210), 타겟 물질 및 비타겟 물질을 포함할 수 있다.

[268] 제1 전극(1220)에 포획되지 않은 자성 나노입자 복합체(1210) 등이 상기 제1 전극(1220)의 인접한 영역에 배치됨으로 인해, 상기 시료내에 타겟 물질이

포함되어 있지 않음에도 negative signal이 검출되어 위양성으로 진단되거나 하는 등의 문제를 해결하기 위해, 상기 반응부(1200)의 상태 조건을 변경하여 기타 물질을 세척함으로써, 바이오센서(1000)의 정확도, 민감도, 백그라운드 감소 등을 효과로 도출할 수 있는 이점이 있다.

[269]

[270] 상기 반응부(1200)의 상태 조건을 변경하는 방법으로는, 1) 상기 반응부(1200)에 형성되는 자기장을 변경하거나, 2) 상기 반응부(1200)에 형성되는 전기장을 변경하거나, 3) 상기 반응부(1200)에 형성되는 자기장 및 전기장을 변경하는 형태가 포함될 수 있다.

[271]

[272] 일 예로, 상기 제1 전극(1220)과 인접한 영역에 자석을 위치시키고, 이후, 상기 제1전극과 대향되는 영역에 자석을 위치시키는 형태로, 상기 반응부(1200)에 형성되는 자기장을 변경할 수 있다. 이와 관련한 구체적인 바이오센서(1000)의 동작은 이하에서 도7을 통해 설명하기로 한다.

[273]

다른 예로, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230) 사이에 인가되는 전압의 크기, 주파수 등을 변경하여 전기장을 변경할 수 있고, 또 다른 예로, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)과는 다른 코일 형태의 제3 전극을 포함하는 바이오센서(1000)에 있어서, 상기 제3 전극에 인가되는 전류를 변경하여, 상기 반응부(1200)에 형성되는 자기장 및/또는 전기장을 변경할 수 있다.

[274]

[275] 도 7은 본 출원의 제1 실시예에 따른 바이오센서(1000)의 동작을 설명하기 위한 도면이다.

[276]

[277] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 상기 반응부(1200)의 제1 전극(1220) 하단 및 상기 반응부(1200)의 제1 전극(1220) 상단에 자기장(magnetic field)을 형성하기 위한 기구가 배치될 수 있고, 상기 자기장을 형성하기 위한 기구의 ON/OFF가 제어될 수 있다.

[278]

상기 자기장의 형성은 자석과 제1전극(1220)의 간격에 의해서도 제어될 수 있다. 자석과 제1 전극(1220)의 간격이 좁으면 상기 반응부(1200) 내 자기장이 더 강해진다. 자석을 제1 전극(1220) 하단과 상단에 번갈아 위치시키거나, 상단 또는 하단에 위치한 자기장 형성을 위한 기구의 ON/OFF를 번갈아 수행하였을 때, 그 횟수나 유지 시간에 따라 자성 나노입자 복합체(1210)의 운동이 달라진다.

[279]

보다 구체적으로, 본 출원의 일 실시예에 따른 자성 나노입자 복합체(1210)를 이용하여 실험을 진행하여 본 결과, 자성 나노입자 복합체(1210)가 반응부(1200)에 위치하는 경우 반응부(1200)의 상/하로 자석을 반복해서 위치시켰을 때,

[280]

자석이 반응부(1200)의 상/하로 100회 반복해서 위치되는 경우에 비해 자석이

- 반응부(1200)의 상/하로 200회 반복해서 위치되는 경우에 신호는 미약하게 작아졌지만 상대적으로 안정적인(즉, error bar가 작아진) 양상을 보였으며,
- [281] 자석이 반응부(1200)의 상/하로 400회 반복해서 위치되는 경우에는 자석이 반응부(1200)의 상/하로 100회 반복해서 위치되거나 200회 반복해서 위치되는 경우에 비해 검출 신호가 커지고, 안정적이며, 균일성도 향상되는 양상을 보임을 확인하였다.
- [282] 이하에서는, 설명의 편의를 위해서 위의 실시예에 기초한 바이오센서(1000)의 동작을 설명하지만, 자기장을 형성하기 위한 기구의 배치 위치가 변경되거나, 기 설명한 바와 같이 자기장 및/또는 전기장을 변경하여 반응부(1200)의 환경 조건을 변경시키는 경우에도 당업자에 의해서 용이하게 구현될 수 있을 것인바, 각 경우의 구체적인 설명은 생략하기로 한다.
- [283]
- [284] 시료가 바이오센서(1000)의 시료도입부(1100)에 제공되면, 시료는 바이오센서(1000)내의 경로를 따라 이동할 수 있다.
- [285] 본 출원의 다른 실시예에 따르면, 필수적이지는 않지만, 상기 시료가 바이오센서(1000)의 시료도입부(1100)에 제공되면, 상기 반응부(1200)의 환경 조건 제어를 개시할 수 있도록, 상기 바이오센서(1000)의 시료도입부(1100)에는 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)과는 다른 별도의 전극이 구비되어 있을 수 있다.
- [286]
- [287] 시료는 시료도입부(1100)를 지나 반응부(1200)로 이동할 수 있다. 상기 반응부(1200)에는 자성 나노입자 복합체(1210)가 존재할 수 있다. 상기 반응부(1200)의 제1 전극(1220)의 상/하단에 배치된 자기장을 발생시키는 기구가 OFF되면, 상기 자성 나노입자 복합체(1210) 및 시료는 시료도입부(1100)로부터 하류 방향으로 이동될 수 있다.
- [288]
- [289] 상기 타겟 물질은 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 제1 포획 물질(1213)과 결합할 수 있다. 상기 자성 나노입자 복합체(1210) 및 타겟 물질은 항원-항체 반응에 따른 결합을 수행할 수 있다. 상기 항원-항체 반응은 상기 바이오센서(1000)의 반응부(1200)에서 수행될 수 있다.
- [290] 상기 타겟 물질은 상기 제1 전극(1220)의 제2 포획 물질(1222)과 결합할 수 있다. 상기 제2 포획 물질(1222)과 결합한 타겟 물질과 결합한 자성 나노입자 복합체(1210)는 상기 제2 포획 물질(1222)에 의해 포획되어 바이오센서(1000)의 검출 신호의 변동에 관여할 수 있다.
- [291]
- [292] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 상기 반응부(1200)의 제1 전극(1220)의 상단에 배치된 자기장을 발생시키는 기구가 OFF되고, 상기 반응부(1200)의 제1 전극(1220)의 하단에 배치된 자기장을 발생시키는 기구가 ON되면, 상기

반응부(1200)의 제1 전극(1220) 측으로 자성 나노입자 복합체(1210)의 운동이 유도될 수 있다. 이러한 절차를 통해, 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 제1 포획 물질(1213) 및 타겟 물질간 및/또는 타겟 물질 및 제1 전극(1220)의 제2 포획 물질(1222)간 반응이 향상될 수 있다.

[293]

[294] 이후, 상기 반응부(1200)의 제1 전극(1220)의 하단에 배치된 자기장을 발생시키는 기구가 OFF되고, 상기 반응부(1200)의 제1 전극(1220)의 상단에 배치된 자기장을 발생시키는 기구가 ON되면, 상기 반응부(1200)의 제1 전극(1220)의 상단 측으로 자성 나노입자 복합체(1210)의 운동이 유도될 수 있다. 이러한 환경 조건에서, 상기 제1 전극(1220)의 제2 포획 물질(1222)에 포획되지 않은 자성 나노입자 복합체(1210)가 제1 전극(1220)의 상단측으로 유도되어, 상기 제1 전극(1220)의 제2 포획 물질(1222)과 인접한 영역에 포획되지 않은 자성 나노입자 복합체(1210)가 세척(washing)될 수 있다. 다시 말해, 상기 제1 전극(1220)의 제2 포획 물질(1222)에 포획되지 않은 자성 나노입자 복합체(1210)가 제1 전극(1220)의 상단측으로 유도되어, 상기 제1 전극(1220)의 제2 포획 물질(1222)과 인접한 영역으로부터 포획되지 않은 자성 나노입자 복합체(1210)가 제거(remove)될 수 있다.

[295]

[296] 본 출원의 다른 실시예에 따르면, 상기 반응부(1200)의 제1 전극(1220)의 상단에 배치된 자기장을 발생시키는 기구가 OFF되고, 상기 반응부(1200)의 제1 전극(1220)의 하단에 배치된 자기장을 발생시키는 기구가 ON되는 제1 환경 조건 및 상기 반응부(1200)의 제1 전극(1220)의 하단에 배치된 자기장을 발생시키는 기구가 OFF되고, 상기 반응부(1200)의 제1 전극(1220)의 상단에 배치된 자기장을 발생시키는 기구가 ON되는 제2 환경 조건은 반복적으로 수행될 수 있다.

[297] 다시 말해, 상기 반응부(1200)에 제1 환경 조건이 조성되고 일정 시간이 경과한 후, 제2 환경 조건이 조성되는 경우의 실시예 이외에도, 상기 반응부(1200)에 제1 환경 조건이 조성된 후, 제2 환경 조건이 조성되고, 이후, 제1 환경 조건 및 제2 환경 조건이 순차적으로 반복적으로 조성되도록 제어될 수 있다.

[298] 이러한 절차를 통해, 시료에 포함된 타겟 물질은 상기 자성 나노입자 복합체(1210)와 특이적으로 결합은 보다 활발해 질 수 있다. 다시 말해, 이러한 절차를 통해, 시료에 포함된 타겟 물질은 상기 자성 나노입자 복합체(1210)와 특이적 결합 정도는 증가될 수 있고, 그 결과, 바이오센서(1000)의 민감도는 향상될 수 있다.

[299]

[300] 상기 반응부(1200)의 제1 전극(1220)의 상단에 배치된 자기장을 발생시키는 기구가 OFF되고, 상기 반응부(1200)의 제1 전극(1220)의 하단에 배치된 자기장을 발생시키는 기구가 OFF되면, 제2 포획 물질(1222)에 포획되지 않은 자성 나노입자(1211), 타겟 물질 및 비타겟 물질은 상기 반응부(1200)의 하류로 이동할

수 있다.

[301]

[302] 상기 제2 포획 물질(1222)에 포획되지 않은 자성 나노입자(1211), 타겟 물질 및 비타겟 물질이 상기 반응부(1200)의 하부에 위치한 시료처리부로 이동하고 나면, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압에 따른 전류값을 검출하여 시료내의 타겟 물질의 유무를 확인할 수 있다.

[303]

[304] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 코일 형태의 제3 전극을 반응부(1200)의 상부 및 하부에 배치할 수 있다. 상기 반응부(1200)의 상부 및 하부에 배치된 제3 전극에 인가되는 전류를 조절함으로써, 상기 반응부(1200)에 형성되는 자기장을 제어할 수 있다.

[305]

[306] 도 8은 본 출원의 일 실시예에 따른 자기장 제공을 위한 제3 전극의 배치를 설명하기 위한 확대도이다.

[307]

[308] 도8은, 도 2에 도시된 바이오센서(1000)에 있어서 반응부(1200)를 확대하여 도시한 도면이다.

[309]

상기 반응부(1200)의 상부 및 하부에는 코일 형태의 제3 전극이 형성되어 있을 수 있다. 상기 바이오센서(1000)가 검출 장치(2000)와 전기적으로 연결되면, 제3 전극에 인가되는 전류가 제어될 수 있다.

[310]

구체적으로, 반응부(1200)의 상부에 위치한 제3 전극에 전류가 인가되면, 반응부(1200)의 상부에 자석이 배치된 것과 유사한 효과가 유발될 수 있다. 일 예로, 반응부(1200)의 상부에 위치한 제3 전극에 전류가 인가되면, 자성 나노입자 복합체(1210)는 상기 반응부(1200)의 상부에 위치한 제3 전극에 인접한 위치로 이동할 수 있다. 또한, 반응부(1200)의 하부에 위치한 제3 전극에 전류가 인가되면, 반응부(1200)의 하부에 자석이 배치된 것과 유사한 효과가 유발될 수 있다. 일 예로, 반응부(1200)의 하부에 위치한 제3 전극에 전류가 인가되면, 자성 나노입자 복합체(1210)는 상기 반응부(1200)의 하부에 위치한 제3 전극에 인접한 위치로 이동할 수 있다.

[311]

이와 같이, 상기 반응부(1200)의 상부에 배치된 제3 전극 및 상기 반응부(1200)의 하부에 배치된 제3 전극에 인가되는 전류를 제어함으로써, 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 운동성이 제어될 수 있다.

[312]

경우에 따라서, 상기 반응부(1200)의 상부에 배치된 제3 전극에 제1 전류를 인가하고, 상기 반응부(1200)의 하부에 배치된 제3 전극에 제2 전류를 인가하는 동작을 반복적으로 수행하는 형태로 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 운동성이 제어될 수 있다.

[313]

[314] **2.3 제2 실시예에 따른 바이오센서(1000)의 동작**

[315] 본 출원의 일 실시예에 따른 바이오센서(1000)는, 블로킹 물질(1221)이 고정된 제1 전극(1220)을 포함할 수 있다. 보다 구체적으로, 본 출원의 일 실시예에 따른 바이오센서(1000)는, BSA가 고정된 제1 전극(1220)을 포함할 수 있다.

[316]

[317] 상기 제1 전극(1220) 상에 BSA가 고정되는 것은, 단순히 시료에 포함된 타겟 물질이 상기 제1 전극(1220) 상에 흡착되는 것을 방지하기 위한 블로킹 기능을 수행하는 것 이외에도, 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 반응 물질(1212)의 산화/환원 작용을 보조하는 기능을 수행할 수 있다.

[318]

[319] 도 9는 본 출원의 일 실시예에 따른 BSA가 고정된 제1 전극(1220)을 포함하는 바이오센서(1000)의 전압에 따른 전류 변화를 설명하기 위한 도면이다.

[320]

[321] 도 8을 참조하면, BSA가 고정되어 있지 않고 제2 포획 물질(1222)이 고정된 제1 전극(1220)을 포함하는 바이오센서(1000)에, 타겟 물질을 포함하는 시료를 제공하여 검출을 진행하여 본 결과, 전압의 변화에 따른 전류의 변화가 검출되지 않는 것을 확인하였다(도시된 그래프의 BSAX).

[322] 다만, 동일한 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220)에 BSA를 고정시킨 경우에 타겟 물질을 포함하는 시료를 제공하여 검출을 진행하여 본 결과, 전압의 변화에 따른 전류의 변화가 검출되는 것을 확인하였다(도시된 그래프의 BSAO).

[323]

[324] 이러한 결과 그래프를 통해, BSA 및 제2 포획 물질(1222)이 고정된 제1 전극(1220)을 포함하는 바이오센서(1000)를 이용하여 시료에 타겟 물질이 존재하는지 여부를 검출할 수 있다는 것을 확인하였고, 블로킹 물질(1221)(예, BSA)는 자성 나노입자 복합체(1210)를 포함하는 바이오센서(1000)에 있어서 산화/환원 작용을 보조하는 기능을 수행할 수 있다는 것을 확인하였다.

[325]

[326] <검출 장치(2000)>

[327] 1. 검출 장치(2000)

[328] 1.1 검출 장치(2000)의 구성

[329] 도 10은 본 출원의 일 실시예에 따른 검출 장치(2000)를 설명하기 위한 도면이다.

[330]

[331] 상기 검출 장치(2000)는 전극부(2100), 메모리부(2200), 전기적신호발생부(2300) 및/또는 제어부(2400)를 포함할 수 있다. 다만, 위의 구성요소가 모두 포함되어야 하는 것은 아니고, 각 구성 요소는 생략되거나, 중복될 수 있으며, 기 개시되어 있는 구성요소 이외의 구성요소를 더 포함하는 형태로 검출 장치(2000)가 제작되는 것도 가능하다.

[332]

[333] **1.1.1 전극부(2100)**

[334] 상기 전극부(2100)는, 전자를 방출하거나 수용하는 전도성 매개체로, 탄소, 알루미늄, 백금, 금 및/또는 은 등 해당 분야에서 전극으로 이용되는 물질 중 적어도 하나의 물질을 포함할 수 있다.

[335]

[336] 상기 전극부(2100)는, 상기 바이오센서(1000)의 접촉부(1300)와 전기적으로 연결되는 기능을 수행할 수 있다. 상기 전극부(2100)는 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220)과 전기적으로 연결되는 제1 전극단자, 상기 바이오센서(1000)의 제2 전극(1230)과 전기적으로 연결되는 제2 전극단자를 포함할 수 있다. 상기 제1 전극단자 및 상기 제2 전극단자는, 상기 바이오센서(1000)의 접촉부(1300)가 상기 제1 전극과 전기적으로 연결된 제4 전극 및 상기 제2 전극(1230)과 전기적으로 연결된 제5 전극을 포함하는 경우, 상기 제1 전극단자는 상기 제1 전극(1220) 및 제4 전극과 전기적으로 연결되고, 상기 제2 전극단자는 상기 제2 전극(1230) 및 제5 전극과 전기적으로 연결될 수 있다.

[337]

[338] 본 출원의 일 실시예에 따른 전극부(2100)는 바이오센서(1000)와 전기적으로 연결되어, 상기 바이오센서(1000) 내의 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)의 전압 및/또는 전류에 대한 정보를 상기 검출 장치(2000)에서 검출할 수 있도록 할 수 있다.

[339]

본 출원의 일 실시예에 따른 전극부(2100)는 바이오센서(1000)와 전기적으로 연결되어, 상기 검출 장치(2000)내에서 발생한 전기적 에너지(예를 들어, 전압 및/또는 전류)를 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에 전달하는 기능을 수행할 수 있다.

[340]

[341] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 상기 전극부(2100)는 상기 바이오센서(1000)의 접촉부(1300)와 물리적으로 연결될 수 있다. 상기 바이오센서(1000)는 상기 검출 장치(2000)의 일부 영역에 끼움 결합되어, 상기 바이오센서(1000)의 접촉부(1300)와 상기 검출 장치(2000)의 전극부(2100)가 접촉할 수 있다.

[342]

[343] 본 출원의 일 실시예에 따른 전극부(2100)의 기능과 관련하여서는, 검출 장치(2000)의 동작에서 설명되는 구체적인 실시예를 통해 용이하게 이해될 수 있을 것이다.

[344]

[345] **1.1.2 메모리부(2200)**

[346] 상기 메모리부(2200)는 정보를 일시적 또는 비일시적으로 저장하는 기능을 수행할 수 있다.

[347]

일 예로, 상기 메모리부(2200)는 하드디스크(HDD: Hard Disk Drive), SSD(Solid State Drive), 플래시 메모리(flash memory), 롬(ROM: Read-Only Memory), 및/또는

램(RAM: Random Access Memory) 등을 포함하는 형태로 구현될 수 있다. 다른 예를 들어, 상기 메모리부(2200)는 무선 통신을 통해 타 서버와 연결되어 필요한 정보를 타 서버에 저장하는 형태로 구현될 수도 있다. 이에 한정되지 않고, 상기 검출 장치(2000)에서 해당 정보를 활용할 수 있도록 정보를 저장하는 기능을 수행하는 기능적 유닛은 어떤 하드웨어적 또는 소프트웨어적 구조를 가졌는지 여부는 불문하고, 상기 메모리부(2200)에 대응될 수 있다.

[348]

[349] 본 출원의 일 실시예에 따른 메모리부(2200)는, 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에 인가될 전압값에 관한 정보를 저장할 수 있다. 상기 메모리부(2200)는 상기 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에 인가되는 전압에 따른 전류값을 검출하여 상기 바이오센서(1000)에 도입된 시료에 타겟 물질이 포함되어있는지 여부를 검출하기 위해, 인가되어야 하는 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230) 사이의 전압값에 관한 정보가 저장되어 있을 수 있다.

[350]

[351] 본 출원의 일 실시예에 따른 메모리부(2200)의 기능과 관련하여서는, 검출 장치(2000)의 동작에서 설명되는 구체적인 실시예를 통해 용이하게 이해될 수 있을 것이다.

[352]

[353] 1.1.3 전기적신호발생부(2300)

[354] 상기 전기적신호발생부(2300)는, 전압 및/또는 전류를 발생시키는 기능을 수행할 수 있다. 일 예로, 상기 전기적신호발생부(2300)는 직류 전압/전류 발생기(DC voltage/current generators)를 포함할 수 있다. 다른 예로, 상기 전기적신호발생부(2300)는 PWM출력 발생기를 포함할 수 있다. 또 다른 예로, 상기 전기적신호발생부(2300)는 교류 표준 전압 발생기를 포함할 수 있다.

[355] 상기 전기적신호발생부(2300)는, 전압 및/또는 전류를 발생시키는 기능을 수행하는 IC칩등의 전자 회로 형태로 구현될 수 있으며, 하드웨어, 소프트웨어 또는 이들의 조합에 따라 컴퓨터나 이와 유사한 장치로 구현될 수 있고, 본 출원의 일 실시예에 따르는 경우, 상기 전기적신호발생부(2300)는 상기 제어부(2400)에 포함된 형태로 구현될 수도 있다.

[356]

[357] 본 출원의 일 실시예에 따른 전기적신호발생부(2300)의 기능과 관련하여서는, 검출 장치(2000)의 동작에서 설명되는 구체적인 실시예를 통해 용이하게 이해될 수 있을 것이다.

[358]

[359] 1.1.4 제어부(2400)

[360] 상기 제어부(2400)는 검출 장치(2000)의 전반적인 동작을 제어할 수 있다. 상기 제어부(2400)는 이를 위해 각종 정보의 연산 및 처리를 수행하고, 상기 검출 장치(2000)의 구성요소들의 동작을 제어할 수 있다.

- [361] 상기 제어부(2400)는 하드웨어, 소프트웨어 또는 이들의 조합에 따라 컴퓨터나 이와 유사한 장치로 구현될 수 있다. 하드웨어적으로 제어부(2400)는 전기적인 신호를 처리하여 제어 기능을 수행하는 CPU 칩 등의 전자 회로 형태로 제공될 수 있으며, 소프트웨어적으로는 하드웨어적인 제어부(2400)를 구동시키는 프로그램 형태로 제공될 수 있다.
- [362]
- [363] 상기 제어부(2400)는 상기 전극부(2100)를 통해 상기 바이오센서(1000)에 전압 및/또는 전류를 제공하도록 상기 전기적신호발생부(2300)를 제어할 수 있다.
- [364] 본 출원의 일 실시예에 따른 상기 제어부(2400)는, 상기 바이오센서(1000)의 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압의 변화에 따른 전류를 검출하여 상기 바이오센서(1000)에 유입된 상기 시료에 상기 타겟 물질이 포획되었는지 여부를 확인하기 위해, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230) 사이에 인가되는 전압을 상승시키는 제1 단계 및 하강시키는 제2 단계를 포함하는 전압을 제공하도록 제어할 수 있다. 이는, 순환 전압을 제공하여, 시료에 포함된 타겟 물질의 정성 및/또는 정량 분석을 진행하기 위함일 수 있다.
- [365]
- [366] 본 출원의 일 실시예에 따른 상기 제어부(2400)는, 상기 전류의 곡선을 안정화시키기 위해 적어도 상기 제1 단계에서의 최저 전압 및 상기 제2 단계에서의 최저 전압 중 적어도 하나의 최저 전압보다는 높은 전압을 기설정된 시간이상 인가시키는 전압을 제공하도록 제어할 수 있다.
- [367] 여기서, 안정화된다는 것의 의미는, 순환 전압 제공 단계에서의 전압에 따른 전류 그래프에서, 전류가 최대일 때 전위/환원전위가 상대적으로 증가하거나, 및/또는 전류가 최소일 때 전위/산화전위 값이 상대적으로 감소하는 것을 의미할 수 있다. 또는, 여기서, 안정화된다는 것의 의미는, 순환 전압 제공 단계에서의 전압에 따른 전류 그래프에서, 최대 전류값이 상대적으로 증가하거나, 및/또는 최소 전류값이 상대적으로 감소하는 것을 의미할 수 있다. 또는, 여기서, 안정화된다는 것의 의미는, 순환 전압 제공 단계에서의 전압에 따른 전류 그래프에서, 전압 0V에 대응되는 산화에 따른 전류(전압 증가에 따른 전류) 및 환원에 따른 전류(전압 감소에 따른 전류)이 상대적으로 더욱 일치하는 것을 의미할 수 있다.
- [368] 본 출원의 일 실시예에 따른 상기 제어부(2400)는, 상기 전극부(2100) 또는 별도의 자기장 형성 기구를 통해 상기 바이오센서(1000)의 반응부(1200)의 환경 조건을 변경하도록 제어할 수 있다. 일 예로, 상기 제어부(2400)는 상기 전극부(2100)와 전기적으로 연결된 상기 제1 전극(1220), 상기 제2 전극(1230) 및/또는 상기 제3 전극에 제공되는 전기적 신호를 제어하여, 상기 바이오센서(1000)의 반응부(1200)의 환경 조건을 변경하도록 제어할 수 있다. 다른 예로, 상기 제어부(2400)는 상기 검출 장치(2000)에 포함된 별도의 자기적

형성 기구의 ON/OFF를 제어하여, 상기 바이오센서(1000)의 반응부(1200)의 환경 조건을 변경하도록 제어할 수 있다.

[369]

[370] 이하에서 특별한 언급이 없는 경우에는, 검출 장치(2000)의 동작은 제어부(2400)의 제어에 의해 수행되는 것으로 해석될 수 있다. 본 출원의 일 실시예에 따른 제어부(2400)의 기능과 관련하여서는, 검출 장치(2000)의 동작에서 설명되는 구체적인 실시예를 통해 용이하게 이해될 수 있을 것이다.

[371]

[372] **1.2 검출 장치(2000)의 동작**

[373] 도 11은 본 출원의 일 실시예에 따른 검출 장치(2000)의 동작을 설명하기 위한 도면이다.

[374]

[375] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 검출 장치(2000)는 제1 신호가 수신(S1000)되면, 제2 신호를 제공(S2000)하고, 제3 신호를 검출(S3000)할 수 있다. 다만, 각 단계가 반드시 수행되어야 하는 것은 아니고, 각 단계를 생략되거나 중복되어 수행될 수 있고, 다른 절차가 추가적으로 수행되는 것도 가능하다.

[376]

[377] **1.2.1 제1 신호의 수신(S1000)**

[378] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 상기 검출 장치(2000)는 제1 신호를 수신(S1000)할 수 있다. 일 예로, 제1 신호라 함은 상기 바이오센서(1000)에 추가적으로 구비된 별도의 전극 등을 통해 상기 바이오센서(1000)의 시료도입부(1100)에 시료가 도입된 경우 수신되는 신호를 의미할 수 있다. 다른 예로, 제1 신호라 함은 상기 바이오센서(1000)에 추가적으로 구비된 별도의 전극 등을 통해 상기 바이오센서(1000)의 반응부(1200)에 시료가 도달한 경우 수신되는 신호를 의미할 수 있다. 또 다른 예로, 제1 신호라 함은 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및/또는 제2 전극(1230)를 통해 상기 바이오센서(1000)의 반응부(1200)에 시료가 도달한 경우 수신되는 신호를 의미할 수 있다. 또 다른 예로, 제1 신호라 함은 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및/또는 제2 전극(1230)를 통해 상기 바이오센서(1000)의 시료처리부에 시료가 도달한 경우 수신되는 신호를 의미할 수 있다.

[379]

[380] 상기 검출 장치(2000)의 제어부(2400)는, 제1 신호가 수신되면 제2 신호(S2000)의 제공을 개시할 수 있다.

[381]

[382] **1.2.2 제2 신호의 제공(S2000)**

[383] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 상기 검출 장치(2000)는 제2 신호를 제공(S2000)할 수 있다.

[384] 일 예로, 제2 신호라 함은, 상기 검출 장치(2000)가 상기 바이오센서(1000)의 일

동작을 제어하기 위한 신호일 수 있다. 상기 제2 신호의 예시로, 1) 상기 바이오센서(1000)의 반응부(1200)의 환경 조건을 변경하기 위해 상기 바이오센서(1000)로 전달되는 신호를 의미할 수 있고, 2) 상기 바이오센서(1000)의 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압의 변화에 따른 전류를 검출하여 상기 바이오센서(1000)에 유입된 상기 시료에 상기 타겟 물질이 포획되었는지 여부를 확인하기 위해, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230) 사이에 인가되는 전압을 상승시키는 제1 단계 및 하강시키는 제2 단계를 포함하는 전압을 제공하기 위해 상기 바이오센서(1000)로 전달되는 신호를 의미할 수 있으며, 및/또는 3) 상기 전류의 곡선을 안정화 시키기 위해 적어도 상기 제1 단계에서의 최저 전압 및 상기 제2 단계에서의 최저 전압 중 적어도 하나의 최저 전압보다는 높은 전압을 기설정된 시간이상 인가시키는 전압을 제공하기 위해 상기 바이오센서(1000)로 전달되는 신호를 의미할 수 있다.

[385]

[386] 도 12는 본 출원의 일 실시예에 따른 제2 신호의 제공(S2000)을 설명하기 위한 도면이다.

[387]

[388] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 상기 검출 장치(2000)는 제2-1 신호를 제공(S2100)하고, 제 2-2 신호를 제공(S2200)하며, 제 2-3 신호를 제공(S2300)할 수 있다. 다만, 각 단계가 반드시 수행되어야 하는 것은 아니고, 각 단계를 생략되거나 중복되어 수행될 수 있고, 다른 절차가 추가적으로 수행되는 것도 가능하다.

[389]

[390] 상기 제2-1 신호의 제공(S2100)은, 상기 바이오센서(1000)의 반응부(1200)의 환경 조건을 변경하기 위해, 상기 검출 장치(2000)로부터 상기 바이오센서(1000)로 전기적 신호가 전달되는 동작을 의미할 수 있다.

[391] 일 예로, 상기 제어부(2400)는 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압의 크기, 주파수 등을 변경하기 위한 전기적 신호를 제공하여, 상기 바이오센서(1000)의 반응부(1200)의 환경 조건을 변경함으로써, 상기 바이오센서(1000)의 반응부(1200)에 위치하는 자성 나노입자 복합체(1210), 타겟 물질 및/또는 비타겟 물질의 운동성을 변경할 수 있다.

[392] 다른 예로, 상기 제어부(2400)는 바이오센서(1000)에 포함된 코일 형태의 제3 전극에 인가되는 전류를 변경하기 위한 전기적 신호를 제공하여, 상기 바이오센서(1000)의 반응부(1200)의 환경 조건을 변경함으로써, 상기 바이오센서(1000)의 반응부(1200)에 위치하는 자성 나노입자 복합체(1210), 타겟 물질 및/또는 비타겟 물질의 운동성을 변경할 수 있다.

[393]

[394] 상기 제2-2 신호의 제공(S2200)은, 이하에서 설명할 제2-3 신호의

제공(S2300)의 이전에, 제2-3 신호의 제공(S2300)에 따른 전류의 곡선을 안정화시키기 위해, 특정 전압을 인가하기 위한 전기적 신호가 상기 검출장치로부터 상기 바이오센서(1000)로 전달되는 동작을 의미할 수 있다.

- [395] 일 예로, 상기 제2-2신호의 제공(S2200) 단계에서는, 상기 2-3 신호에 따른 전류의 곡선으로부터 타겟 물질의 유무를 검출하기에 앞서, 상기 제1 전극(1220)의 제2 포획물질에 포획된 자성 나노입자 복합체(1210)의 산화/환원 반응을 유도하여, 상기 2-3 신호에 따른 전류의 곡선을 안정화시키는 기능을 수행할 수 있다.
- [396] 상기 제2-2 신호의 제공(S2200)에 따르면, 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에 기설정된 시간 이상 특정 전압이 인가되어, 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 반응 물질(1212)은 산화전처리가 진행될 수 있다. 일 예로, 상기 제2-2 신호의 제공(S2200)에 따르면 상기 바이오센서(1000)의 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230) 사이에 적어도 2초동안 적어도 1V이상의 전압이 인가될 수 있다. 다른 예로, 상기 2-2 신호의 제공(S2200)에 따르면 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에는 1.5V의 전압이 10초동안 인가될 수 있다.
- [397] 상기 제2-2 신호의 제공(S2200)에 따르면, 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에 기설정된 시간 이상 특정 전압이 인가되어, 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 반응 물질(1212)은 산화전처리가 진행되고, 이후, 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 감소되어 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 반응 물질(1212)은 환원전처리가 진행될 수 있다. 일 예로, 상기 제2-2 신호의 제공(S2200)에 따르면 상기 바이오센서(1000)의 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230) 사이에 적어도 2초동안 적어도 1V이상의 전압이 인가되는데 이어서, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230) 사이의 전압이 적어도 1V이상에서 적어도 0V이하로 하강시키는 전압이 인가될 수 있다. 다른 예로, 상기 2-2 신호의 제공(S2200)에 따르면 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에는 1.5V의 전압이 10초동안 인가되는데 이어서, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 1.5V에서 -0.2V로 -0.1V/s 속도로 감소될 수 있다.
- [398] 상기 제2-2 신호의 제공(S2200)에 따르면, 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에 기설정된 시간 이상 특정 전압이 인가되어, 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 반응 물질(1212)은 산화전처리가 진행되고, 이후, 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 감소되어 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 반응 물질(1212)은 환원전처리가 진행된 후, 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 증가되어 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 반응 물질(1212)은 산화전처리가 진행될 수 있다. 일 예로, 상기 제2-2 신호의 제공(S2200)에 따르면 상기 바이오센서(1000)의 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2

전극(1230) 사이에 적어도 2초동안 적어도 1V이상의 전압이 인가되는데 이어서, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230) 사이의 전압이 적어도 1V이상에서 적어도 0V이하로 하강시키는 전압이 인가되고, 그후, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230) 사이의 전압이 적어도 0V이하에서 적어도 1V이상으로 상승시키는 전압이 인가될 수 있다. 다른 예로, 상기 2-2 신호의 제공(S2200)에 따르면 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에는 1.5V의 전압이 10초동안 인가되는데 이어서, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 1.5V에서 -0.2V로 -0.1V/s 속도로 감소된 후, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 -0.2V에서 1.5V로 0.1V/s 속도로 증가될 수 있다

[399]

[400] 상기 제2-3 신호의 제공(S2300)은, 상기 바이오센서(1000)의 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압의 변화에 따른 전류를 검출하여 상기 바이오센서(1000)에 유입된 상기 시료에 상기 타겟 물질이 포획되었는지 여부를 확인하기 위해, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230) 사이에 인가되는 전압을 상승시키는 제1 단계 및 하강시키는 제2 단계를 포함하는 전압을 제공하기 위한 신호가 상기 검출장치로부터 상기 바이오센서(1000)로 전달되는 동작을 의미할 수 있다.

[401]

[402] 도 13은 본 출원의 일 실시예에 따른 제2-3 신호의 제공(S2300)을 설명하기 위한 도면이다.

[403] 일 예로, 상기 제2-3신호의 제공(S2300) 단계에서는, 순환 전압 전류법(cyclic voltammetry)에 의해 시료에 타겟 물질이 포함되었는지 여부(정성분석) 및/또는 시료에 포함된 타겟 물질의 상대적인 양(정량분석)을 진행하기 위해, 적어도 한 주기(T)의 전압의 상승 전위 및 하강 전위를 포함하는 스위칭 전압(switching potential)을 제공하는 기능을 수행할 수 있다.

[404]

상기 제2-3 신호의 제공(S2300)에 따르면, 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 증가된 후, 상기 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 감소되어, 상기 검출 장치(2000)는 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 반응 물질(1212)의 산화에 따른 검출값을 획득하고, 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 반응 물질(1212)의 환원에 따른 검출값을 획득할 수 있다. 일 예로, 상기 제2-3 신호의 제공(S2300)에 따르면 상기 바이오센서(1000)의 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230) 사이의 전압이 적어도 0V이하에서 적어도 1V이상으로 상승시키는 전압이 인가된 후, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230) 사이의 전압이 적어도 1V이상에서 적어도 0V이하로 하강시키는 전압이 인가될 수 있다. 다른 예로, 상기 2-3 신호의 제공(S2300)에 따르면 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 0.0V에서 1.2V로 0.1V/s 속도로 증가되는데

이어서, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 1.2V에서 0.0V로 -0.1V/s 속도로 감소될 수 있다.

- [405] 상기 제2-3 신호의 제공(S2300)에 따르면, 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 감소된 후, 상기 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 증가되어, 상기 검출 장치(2000)는 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 반응 물질(1212)의 환원에 따른 검출값을 획득하고, 상기 자성 나노입자 복합체(1210)의 반응 물질(1212)의 산화에 따른 검출값을 획득할 수 있다. 일 예로, 상기 제2-3 신호의 제공(S2300)에 따르면 상기 바이오센서(1000)의 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230) 사이의 전압이 적어도 1V이상에서 적어도 0V이하로 하강시키는 전압이 인가되는데 이어서, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230) 사이의 전압이 적어도 0V이하에서 적어도 1V이상으로 상승시키는 전압이 인가될 수 있다. 다른 예로, 상기 2-3 신호의 제공(S2300)에 따르면 상기 바이오센서(1000)의 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 1.2V에서 0.0V로 -0.1V/s 속도로 감소되는데 이어서, 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 0.0V에서 1.2V로 0.1V/s 속도로 증가될 수 있다.

[406]

[407] **1.2.3 제3 신호의 검출(S3000)**

- [408] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 상기 검출 장치(2000)는 제3 신호를 검출(S3000)할 수 있다. 일 예로, 상기 제3 신호의 검출은 상기 검출 장치(2000)가 상기 제2-3 신호의 제공(S2300)에 따른 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)의 전류를 검출하는 동작을 의미할 수 있다.

- [409] 보다 구체적으로, 제2-3 신호의 제공(S2300)이 순환 전압 전류법(cyclic voltammetry)에 의해 타겟 물질의 유무를 분석하기 위해서인 경우, 제3 신호 검출을 통해 획득된 상기 제2-3 신호의 제공(s2300)에 의한 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)의 상승 전위 및 하강 전위에 따른 전류 그래프가 최대 전류값 및 최소 전류값을 가지는 것을 확인함으로써, 시료에의 타겟 물질의 존재를 확인할 수 있다.

[410]

[411] **1.3 제3 실시예에 따른 검출 장치(2000)의 동작**

- [412] 도 14는 본 출원의 제3 실시예에 따른 제2-3 신호의 제공(S2300)에 앞서 환원전처리를 수행하는 동작을 설명하기 위한 도면이다.

[413]

- [414] 본 출원의 일 실시예에 따른 검출 장치(2000)는, 상기 제2-3 신호의 제공(S2300)에 따라 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 0.0V에서 1.2V로 0.1V/s 속도로 증가되는데 이어서, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 1.2V에서 0.0V로 -0.1V/s 속도로 감소되도록 제2-3 신호가 제공되는 경우, 상기

제2-3 신호의 제공(S2300)에 앞서 상기 바이오 센서(1000)의 반응부(1200)에 환원전처리가 수행되도록 할 수 있다.

- [415] 상기 제2-3 신호의 제공(S2300)에 앞서 상기 바이오 센서(1000)의 반응부(1200)에 환원전처리가 수행되도록 제2-2 신호를 제공(S2200)할 수 있다.
- [416] 본 출원의 일 실시예에 따른 검출 장치(2000)는, 상기 제2-2 신호의 제공에 따라 상기 바이오 센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에는 1.5V의 전압이 10초동안 인가되는데 이어서, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 1.5V에서 -0.2V로 -0.1V/s 속도로 감소될 수 있다.
- [417]
- [418] 도 15는 본 출원의 일 실시예에 따른 제2-2 신호의 제공(S2200) 및 제 2-3 신호의 제공(S2300)에 따른 제3 신호의 검출 그래프를 설명하기 위한 도면이다.
- [419]
- [420] 도 15의 A는 상기 제2-3 신호의 제공(S2300)에 따라 상기 바이오 센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 0.0V에서 1.2V로 0.1V/s 속도로 증가되는데 이어서, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 1.2V에서 0.0V로 -0.1V/s 속도로 감소되도록 제2-3 신호가 제공되는 경우, 상기 제2-3 신호의 제공(S2300)에 앞서, 상기 제2-2 신호의 제공(S2200)에 따라 상기 바이오 센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에는 1.5V의 전압이 10초동안 인가되는데 이어서, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 1.5V에서 -0.2V로 -0.1V/s 속도로 감소되고, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 -0.2V에서 1.5V로 0.1V/s 속도로 증가되는 경우의 제2-3 신호에 의한 전압에 따른 전류 그래프를 도시한 것이다.
- [421] 도 15의 B는 도13에 도시된 시간에 따른 전압 그래프에 대응되는 전압이 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에 인가되는 경우의 제2-3 신호에 의한 전압에 따른 전류 그래프를 도시한 것이다.
- [422] 도 15의 C는 상기 제2-3 신호의 제공(S2300)에 따라 상기 바이오 센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 0.0V에서 1.2V로 0.1V/s 속도로 증가되는데 이어서, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 1.2V에서 0.0V로 -0.1V/s 속도로 감소되도록 제2-3 신호가 제공되는 경우, 상기 제2-3 신호의 제공(S2300)에 앞서, 상기 제2-2 신호의 제공(S2200)에 따라 상기 바이오 센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에는 1.5V의 전압이 10초동안 인가되는 경우의 제2-3 신호에 의한 전압에 따른 전류 그래프를 도시한 것이다.
- [423]
- [424] 도 15를 참조하면, B에 대응되는 전압-전류 그래프에서 최대 전류값이 A, C에 대응되는 전압 대비 전류 그래프에서 최대 전류값 비해 증가한 것을 확인할 수 있다.

- [425] 또한, 도 15를 참조하면, B에 대응되는 전압-전류 그래프에서 전류가 최대일 때 전위/환원전위가 A, C에 대응되는 전압-전류 그래프에서 전류가 최대일 때 전위/환원전위에 비해 증가한 것을 확인할 수 있다.
- [426] 또한, 도 15를 참조하면, B에 대응되는 전압-전류 그래프에서 전압 0V에 대응되는 산화에 따른 전류 및 환원에 따른 전류가 A, C에 대응되는 전압-전류 그래프에 비해 상대적으로 더욱 일치하는 것을 확인할 수 있다.
- [427]
- [428] **1.4 제4 실시예에 따른 검출 장치(2000)의 동작**
- [429] 제3 실시예에 따른 검출 장치(2000)의 동작에서는, 제2-3 신호에 따라 산화에 따른 전류를 검출한 후에 환원에 따른 전류를 검출하는 경우, 환원전처리가 제2-3 신호에 앞서 수행되는 경우 제2-3 신호에 따른 검출값이 안정화되는 것을 확인하였다.
- [430]
- [431] 제4 실시예에 따른 검출 장치(2000)의 동작에서는, 제2-3 신호에 따라 환원에 따른 전류를 검출한 후에 산화에 따른 전류를 검출하는 경우, 안정화된 제2-3 신호에 따른 검출값을 획득하기 위해 산화전처리를 수행하는 실시예에 대해서 설명하기로 한다.
- [432]
- [433] 도16은 본 출원의 제4 실시예에 따른 제2-3 신호의 제공(S2300)에 앞서 산화전처리를 수행하는 동작을 설명하기 위한 도면이다.
- [434]
- [435] 본 출원의 일 실시예에 따른 검출 장치(2000)는, 상기 제2-3 신호의 제공(S2300)에 따라 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 1.2V에서 0.0V로 -0.1V/s 속도로 감소되는데 이어서, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 0.0V에서 1.2V로 0.1V/s 속도로 증가되도록 제2-3 신호가 제공(S2300)되는 경우, 상기 제2-3 신호의 제공(S2300)에 앞서 상기 바이오센서(1000)의 반응부(1200)에 산화전처리가 수행되도록 할 수 있다.
- [436] 상기 제2-3 신호의 제공(S2300)에 앞서 상기 바이오센서(1000)의 반응부(1200)에 산화전처리가 수행되도록 제2-2 신호를 제공(S2200)할 수 있다.
- [437] 본 출원의 일 실시예에 따른 검출 장치(2000)는, 상기 제2-2 신호의 제공(S2200)에 따라 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에는 1.5V의 전압이 10초동안 인가될 수 있다.
- [438] 본 출원의 일 실시예에 따른 검출 장치(2000)는, 상기 제2-2 신호의 제공(S2200)에 따라 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에는 1.5V의 전압이 10초동안 인가되는데 이어서, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 1.5V에서 -0.2V로 -0.1V/s 속도로 감소된 후, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는

전압이 -0.2V에서 1.5V로 0.1V/s 속도로 증가될 수 있다.

[439] 본 출원의 일 실시예에 따른 검출 장치(2000)는, 상기 제2-2 신호의 제1 전극(1220)에 따라 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 제2 전극(1230)에는 1.5V의 전압이 10초동안 인가되는데 이어서, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 -0.2V에서 1.5V로 0.1V/s 속도로 증가될 수 있다.

[440]

[441] 그 결과, 상기 제2-3 신호의 제1 전극(1220)에 따라 상기 바이오센서(1000)의 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 0.0V에서 1.2V로 0.1V/s 속도로 증가된 후, 상기 제1 전극(1220) 및 상기 제2 전극(1230)에 인가되는 전압이 1.2V에서 0.0V로 -0.1V/s 속도로 감소되도록 제2-3 신호가 제1 전극(1220)에 인가되는 경우에 따른, 도 15의 그래프에서와 같이 가장 안정화된 제2-3 신호에 의한 전압에 따른 전류 그래프를 획득할 수 있을 수 있다.

[442]

[443] 지금까지, 본 출원의 몇몇 실시예에 따른 순환 전압 전류법(cyclic voltammetry)에 의해 타겟 물질의 유무를 분석하는 방법에 대해서 구체적으로 개시하였으나, 본 출원의 일 실시예에 따르면 차동 펄스 전압법(Differential pulse Voltammetry)에 따라서 타겟 물질의 유무를 분석하는 것도 가능하다.

[444] 구체적인 예를 들어, 상기 2-3 신호를 제1 전극(1220)에 인가하여, 제3 신호를 검출(S3000)하는 단계에 있어서, 상기 2-3 신호를 제1 전극(1220)에 인가하는 시점에 1V의 전압부터 0V의 전압까지 1) 4mV의 스텝 포텐셜(step potential)을 가지고, 2) -50mV의 변조 진폭(modulation amplitude)을 가지며, 3) 변조 시간(modulation time)이 5초이고, 4) 인터벌 타임(interval time)이 200ms인 형태로 펄스 신호가 제공될 수 있다.

[445] 그 결과, 상기 제3 신호를 검출(S3000)하는 단계에서는 인가 펄스에 따른 전류의 그래프가 도시될 수 있고, 도시된 그래프가 최대 전류값 또는 최소 전류값을 가지는지 확인함으로써, 시료에의 타겟 물질의 존재를 확인할 수 있다.

[446]

[447] 상기에서는 본 출원에 따른 실시예를 기준으로 본 출원의 구성과 특징을 설명하였으나 본 출원은 이에 한정되지 않으며, 본 출원의 사상과 범위 내에서 다양하게 변경 또는 변형할 수 있음은 본 출원이 속하는 기술분야의 당업자에게 명백한 것이며, 따라서 이와 같은 변경 또는 변형은 첨부된 특허청구범위에 속함을 밝혀둔다.

[448]

청구범위

- [청구항 1] 바이오센서에 있어서,
 자성 나노입자 복합체, 제1 전극 및 제2 전극을 포함하는 반응부; 및
 상기 바이오센서의 외부로부터 상기 반응부에 시료가 도입될 수 있도록
 통로를 형성하는 시료 도입부;를 포함하고,
 상기 자성 나노입자 복합체는, 제1 타겟 물질을 포획하기 위한 제1 포획
 물질, 자성 나노입자 및 산화 반응 및 환원 반응 중 적어도 하나의 반응을
 수행하는 반응 물질을 포함하며,
 상기 자성 나노입자 복합체는 상기 반응부 내에서 자성을 띠어 상기
 반응부의 상태 조건(condition) 변화에 따라 운동성이 변화될 수 있는
 특성을 가지며,
 상기 제1 전극은, 제2 타겟 물질을 포획하기 위한 제2 포획 물질이
 고정되고,
 상기 제2 전극은, 상기 제1 전극과는 다른 전극이며,
 상기 제1 타겟 물질 및 상기 제2 타겟 물질 중 적어도 하나는 상기
 시료에 포함되는 것을 특징으로 하는,
 바이오센서.
- [청구항 2] 제1 항에 있어서,
 상기 자성 나노입자는 상기 자성 나노입자의 외층으로 반응기가
 노출되도록 변형되고, 상기 반응기에는 상기 반응 물질이 고정되는 것을
 특징으로 하는,
 바이오센서.
- [청구항 3] 제2 항에 있어서,
 상기 반응기는 아민기(amine)이고, 상기 반응 물질은 금(gold)인 것을
 특징으로 하는,
 바이오센서.
- [청구항 4] 제2 항에 있어서,
 상기 제1 포획 물질은 상기 반응기에 고정된 반응 물질에 고정되는 것을
 특징으로 하는,
 바이오센서.
- [청구항 5] 제1 항에 있어서,
 상기 제1 전극의 적어도 일부 영역에는 상기 제2 타겟 물질의 흡착을
 방지하는 블로킹 물질이 배치되어 있는,
 바이오센서.
- [청구항 6] 제5 항에 있어서,
 상기 블로킹 물질은 BSA(Bovine Serum Albumin)인 것을 특징으로 하는,
 바이오센서.

- [청구항 7] 제1 항에 있어서,
 상기 제1 포획 물질은, 항원, 항체, 변형 항체, 항체 유사체, 압타머, 핵산, 지질 및 바이러스 단백질 항원 중 적어도 하나를 포함하고,
 상기 제2 포획 물질은, 항원, 항체, 변형 항체, 항체 유사체, 압타머, 핵산, 지질 및 바이러스 단백질 항원 중 적어도 하나를 포함하는,
 바이오센서.
- [청구항 8] 제1 항에 있어서,
 상기 제1 타겟 물질은, 상기 시료에 포함된 상기 제2 타겟 물질과 동일한 물질이고,
 상기 제1 포획 물질은, 상기 제2 포획 물질과 동일한 물질인,
 바이오센서.
- [청구항 9] 제1 항에 있어서,
 상기 제1 타겟 물질은, 상기 제1 전극에 고정된 제2 포획 물질이고,
 상기 제2 타겟 물질은, 상기 제1 포획 물질과 동일한 물질이며,
 상기 제1 포획 물질은 시료에 포함된 것을 특징으로 하는,
 바이오센서.
- [청구항 10] 제1 항에 있어서,
 상기 제1 타겟 물질은, 상기 제1 전극에 고정된 제2 포획 물질이고,
 상기 제2 타겟 물질은, 상기 제1 포획 물질과 동일한 물질이며,
 상기 제2 포획 물질은 시료에 포함된 것을 특징으로 하는,
 바이오센서.
- [청구항 11] 제1 항에 있어서,
 상기 반응부에 형성되는 자기장이 변경되면, 상기 자성 나노입자 복합체의 운동 방향이 변경되는,
 바이오센서.
- [청구항 12] 제1 항에 있어서,
 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 인가되는 전압이 변경되면, 상기 자성 나노입자 복합체의 운동 방향이 변경되는,
 바이오센서.
- [청구항 13] 제1 항에 있어서,
 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극과는 다른 코일 형태의 제3 전극을 포함하고,
 상기 제3 전극에 인가되는 전류가 변경되면, 상기 자성 나노입자 복합체의 운동 방향이 변경되는,
 바이오센서.
- [청구항 14] 제1 항에 있어서,
 상기 제1 전극과 전기적으로 연결된 제4 전극의 적어도 일부 및 상기 제2 전극과 전기적으로 연결된 제5 전극의 적어도 일부는 상기 바이오센서의

- 외부로 노출되는,
바이오센서.
- [청구항 15] 제14 항에 있어서,
상기 제1 전극과 상기 제4 전극은 하나의 전극으로 구성되고,
상기 제2 전극과 상기 제5 전극은 하나의 전극으로 구성되는,
바이오센서.
- [청구항 16] 제14 항에 있어서,
상기 제4 전극의 적어도 일부 및 상기 제5 전극의 적어도 일부는 전류를 측정할 수 있는 디바이스와 전기적으로 연결되는,
바이오센서.
- [청구항 17] 제16 항에 있어서,
상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 인가되는 전압은, 상기 디바이스에 의해 제어되고,
상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 인가되는 전압에 따른 전류에 따라, 상기 시료에 상기 제2 타겟 물질이 포함되었는지 여부를 확인할 수 있는,
바이오센서.
- [청구항 18] 제1 타겟 물질을 포획하기 위한 제1 포획 물질, 자성 나노입자 및 산화 반응 및 환원 반응 중 적어도 하나의 반응을 수행하는 반응 물질을 포함하는 자성 나노입자 복합체, 제2 타겟 물질을 포획하기 위한 제2 포획 물질이 고정되는 제1 전극-상기 제1 타겟 물질 및 상기 제2 타겟 물질 중 적어도 하나는 시료에 포함됨-, 및 상기 제1 전극과는 다른 전극인 제2 전극을 포함하는 바이오센서와 전기적으로 연결될 수 있는 전극부; 및 인가되는 전압의 변화에 따른 전류를 검출하여 상기 바이오센서에 유입된 상기 시료에 상기 제2 타겟 물질이 포획되었는지 여부를 확인하기 위해, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 인가되는 전압을 상승시키는 제1 단계 및 하강시키는 제2 단계를 포함하는 전압을 제공하도록 제어하고,
상기 제1 단계 및 상기 제2 단계를 포함하도록 전압을 제공하기에 앞서, 상기 전류의 곡선을 안정화 시키기 위해 적어도 상기 제1 단계에서의 최저 전압 및 상기 제2 단계에서의 최저 전압 중 적어도 하나의 최저 전압보다는 높은 전압을 기설정된 시간이상 인가시키는 전압을 제공하도록 제어하는,
제어부;를 포함하는,
검출 장치.
- [청구항 19] 제 18항에 있어서,
상기 제1 포획 물질은, 항원, 항체, 변형 항체, 항체 유사체, 압타머, 핵산 지질 및 바이러스 단백질 항원 중 적어도 하나를 포함하고,

상기 제2 포획 물질은, 항원, 항체, 변형 항체, 항체 유사체, 압타머, 핵산 지질 및 바이러스 단백질 항원 중 적어도 하나를 포함하는, 검출 장치.

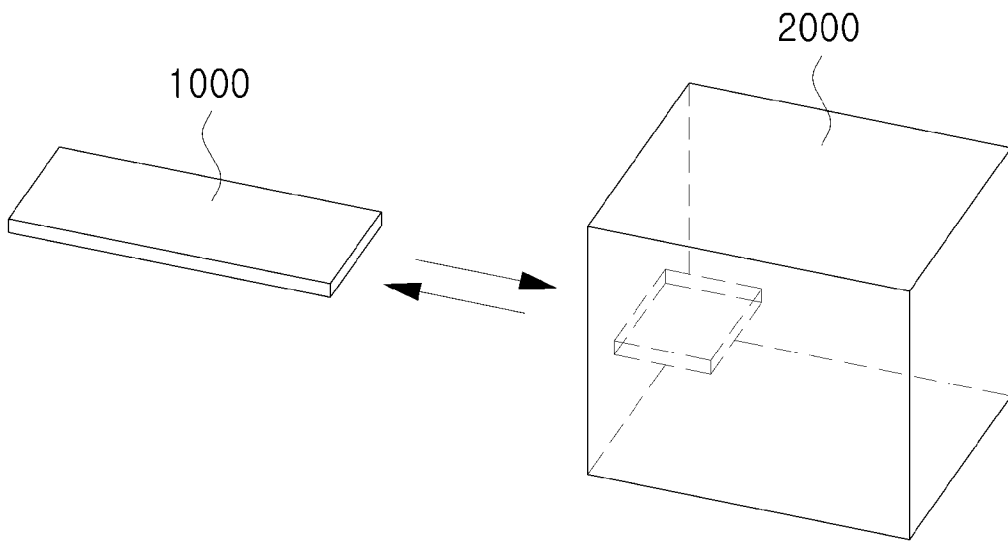
- [청구항 20] 제18항에 있어서,
 상기 제1 포획 물질은 상기 제2 포획 물질과 동일한 물질이고,
 상기 제1 타겟 물질은 상기 제2 타겟 물질과 동일한 물질이며,
 상기 제1 타겟 물질은 상기 시료에 포함된 것을 특징으로 하는,
 검출 장치.
- [청구항 21] 제18 항에 있어서,
 상기 제어부는,
 상기 제1 단계에서, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 0V이하에서 적어도 1V이상으로 상승시키는 전압을 제공하도록 제어하고,
 상기 제2 단계에서, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 1V이상에서 적어도 0V이하로 하강시키는 전압을 제공하도록 제어하는,
 검출 장치.
- [청구항 22] 제21 항에 있어서,
 상기 제어부는,
 상기 전류의 곡선을 안정화 시키기 위해, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 적어도 2초동안 적어도 1V이상의 전압이 인가시키는 전압을 제공하도록 제어하는,
 검출 장치.
- [청구항 23] 제22 항에 있어서,
 상기 제어부는,
 상기 전류의 곡선을 안정화 시키기 위해,
 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 적어도 2초동안 적어도 1V이상의 전압이 인가시키는 전압을 제공하도록 제어하는데 이어서,
 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 1V이상에서 적어도 0V이하로 하강시키는 전압을 제공하도록 제어하는,
 검출 장치.
- [청구항 24] 제23 항에 있어서,
 상기 제어부는,
 상기 전류의 곡선을 안정화 시키기 위해,
 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 1V이상에서 적어도 0V이하로 하강시키는 전압을 제공하도록 제어하는데 이어서,
 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 0V이하에서 적어도 1V이상으로 상승시키는 전압을 제공하도록 제어하는,
 검출 장치.

- [청구항 25] 제22 항에 있어서,
 상기 제어부는,
 상기 전류의 곡선을 안정화 시키기 위해,
 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 적어도 2초동안 적어도 1V이상의 전압이 인가시키는 전압을 제공하도록 제어하는데 이어서,
 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 0V이하에서 적어도 1V이상으로 상승시키는 전압을 제공하도록 제어하는,
 검출 장치.
- [청구항 26] 제1 타겟 물질을 포획하기 위한 제1 포획 물질, 자성 나노입자 및 산화 반응 및 환원 반응 중 적어도 하나의 반응을 수행하는 반응 물질을 포함하는 자성 나노입자 복합체, 제2 타겟 물질을 포획하기 위한 제2 포획 물질이 고정되는 제1 전극-상기 제1 타겟 물질 및 상기 제2 타겟 물질 중 적어도 하나는 시료에 포함됨-, 및 상기 제1 전극과는 다른 전극인 제2 전극을 포함하는 바이오센서와 전기적으로 연결되는 검출 장치의 검출 방법에 있어서,
 인가되는 전압의 변화에 따른 전류를 검출하여 상기 바이오센서에 유입된 상기 시료에 상기 제2 타겟 물질이 포획되었는지 여부를 확인하기 위해, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 인가되는 전압을 상승시키는 제1 단계 및 하강시키는 제2 단계를 포함하는 순환 전압 제공 단계;
 상기 전압 제어 단계에 앞서, 상기 전류의 곡선을 안정화시키기 위해 적어도 상기 제1 단계에서의 최저 전압 및 상기 제2 단계에서의 최저 전압 중 적어도 하나의 최저 전압보다는 높은 전압을 기설정된 시간이상 인가시키는 신호 안정화 단계; 및
 상기 제1 단계에 따른 전류 및 상기 제2 단계에 따른 전류를 검출하는 신호 검출 단계;를 포함하는,
 검출 방법.
- [청구항 27] 제 26 항에 있어서,
 상기 제1 포획 물질은, 항원, 항체, 변형 항체, 항체 유사체, 압타머, 핵산, 지질 및 바이러스 단백질 항원 중 적어도 하나를 포함하고,
 상기 제2 포획 물질은, 항원, 항체, 변형 항체, 항체 유사체, 압타머, 핵산, 지질 및 바이러스 단백질 항원 중 적어도 하나를 포함하는,
 검출 방법.
- [청구항 28] 제27항에 있어서,
 상기 제1 포획 물질은 상기 제2 포획 물질과 동일한 물질이고,
 상기 제1 타겟 물질은 상기 제2 타겟 물질과 동일한 물질이며,
 상기 제1 타겟 물질은 상기 시료에 포함된 것을 특징으로 하는,
 검출 방법.

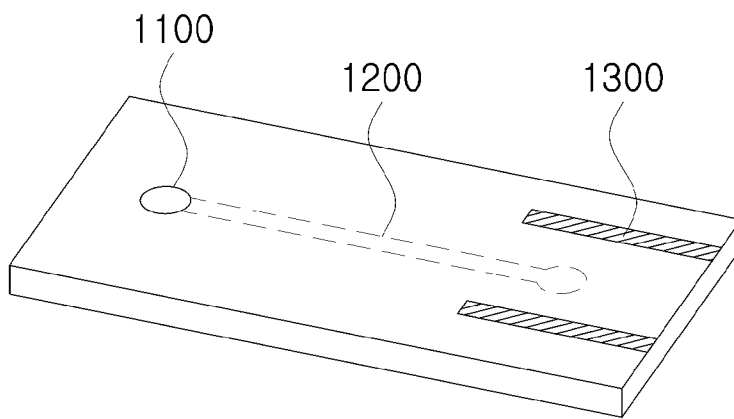
- [청구항 29] 제26 항에 있어서,
 상기 제1 단계는, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 0V이하에서 적어도 1V이상으로 상승하도록 하는 단계이고,
 상기 제2 단계에서, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 1V이상에서 적어도 0V이하로 하강하도록 하는 단계인,
 검출 방법.
- [청구항 30] 제29 항에 있어서,
 상기 신호 안정화 단계는,
 적어도 상기 제1 단계에서의 최저 전압 및 상기 제2 단계에서의 최저 전압 중 적어도 하나의 최저 전압보다는 높은 전압을 기설정된 시간이상 인가시키는 신호 안정화 단계는,
 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 적어도 2초동안 적어도 1V이상의 전압이 인가되도록 하는 전압을 제공하는 단계를 포함하는,
 검출 방법.
- [청구항 31] 제30 항에 있어서,
 상기 신호 안정화 단계는,
 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 적어도 2초동안 적어도 1V이상의 전압이 인가되도록 하는 전압을 제공하는 단계에 이어서,
 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 1V이상에서 적어도 0V이하로 하강하도록 하는 전압을 제공하는 단계를 포함하는,
 검출 방법.
- [청구항 32] 제31 항에 있어서,
 상기 신호 안정화 단계는,
 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 1V이상에서 적어도 0V이하로 하강하도록 하는 전압을 제공하는 단계에 이어서,
 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 0V이하에서 적어도 1V이상으로 상승하도록 하는 전압을 제공하는 단계를 포함하는,
 검출 방법.
- [청구항 33] 제30 항에 있어서,
 상기 신호 안정화 단계는,
 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이에 적어도 2초동안 적어도 1V이상의 전압이 인가시키는 전압을 제공하는 단계에 이어서,
 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 사이의 전압이 적어도 0V이하에서 적어도 1V이상으로 상승시키는 전압을 제공하는 단계를 포함하는,
 검출 방법.

[도1]

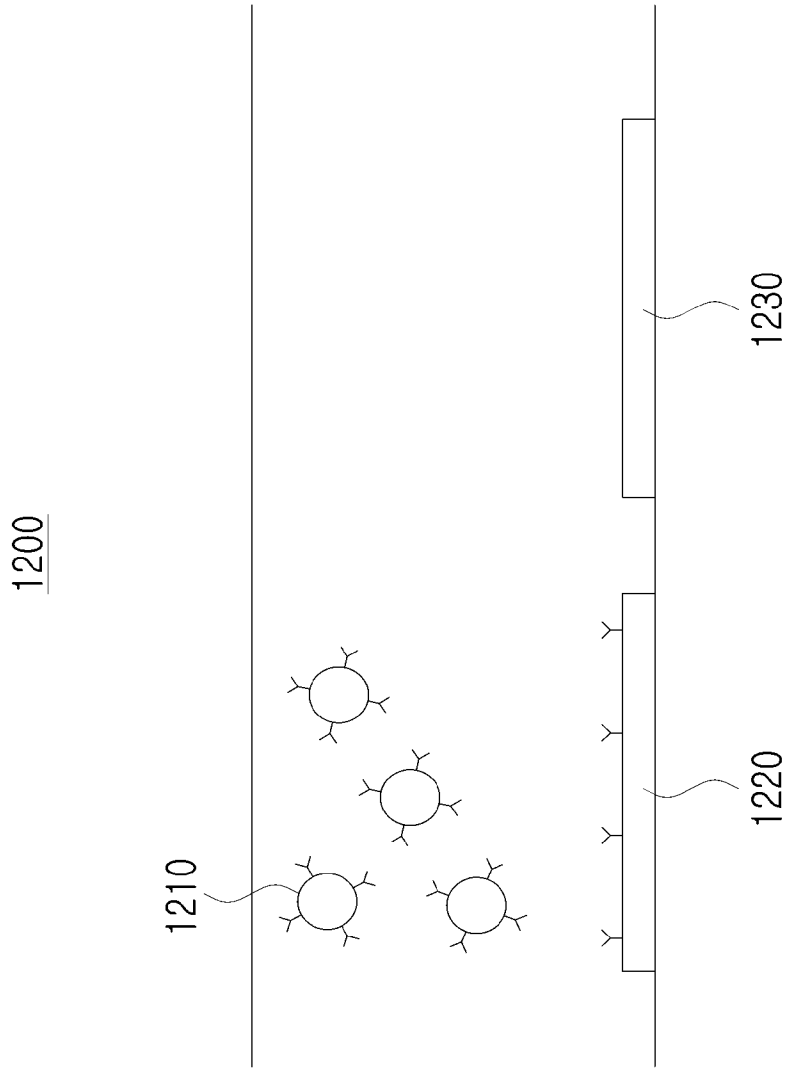
1



[도2]

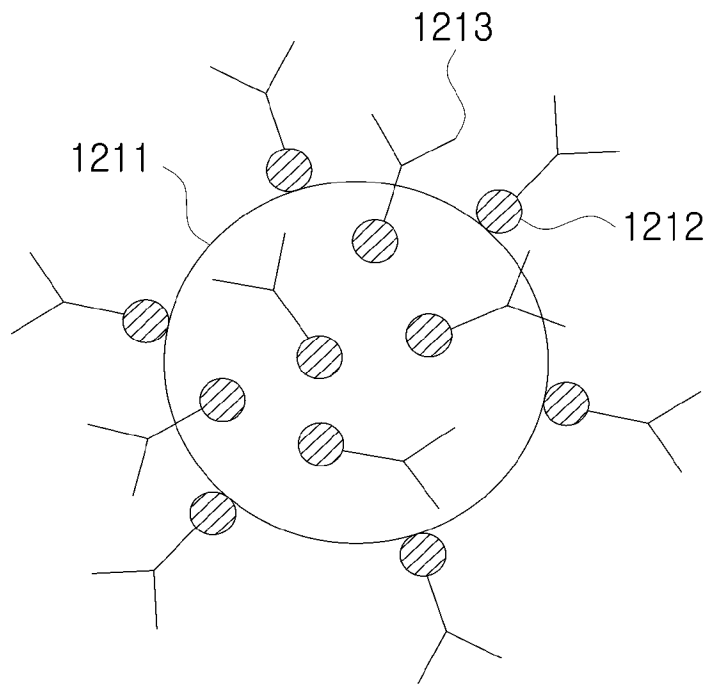
1000

[도3]

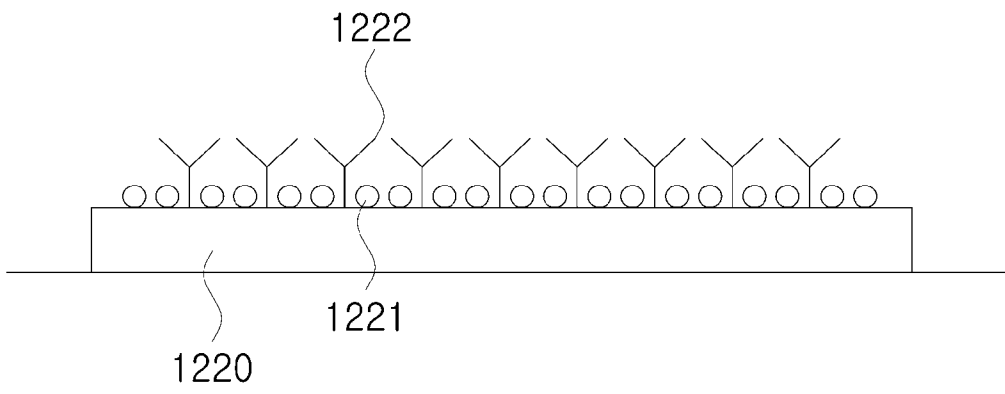


[도4]

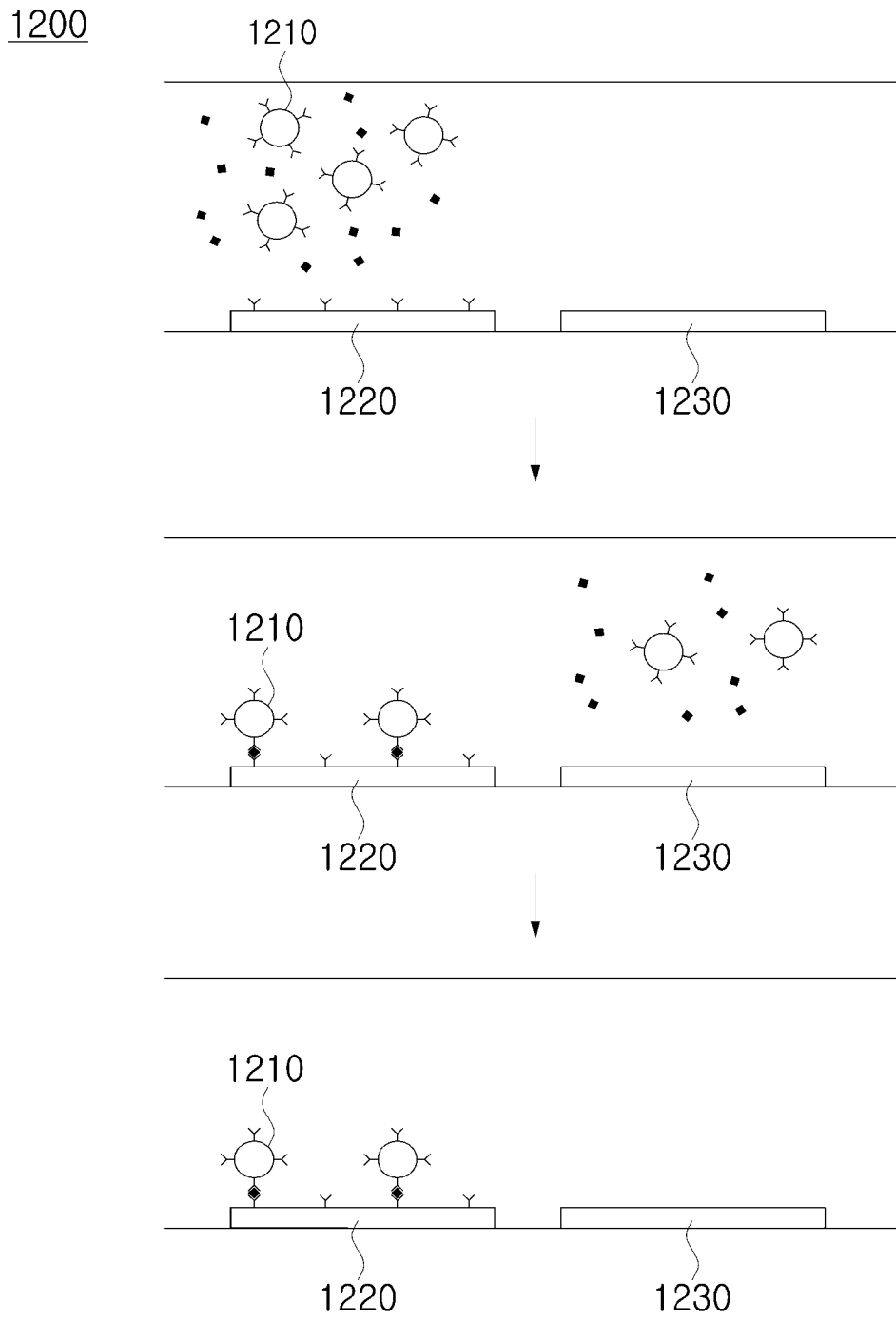
1210



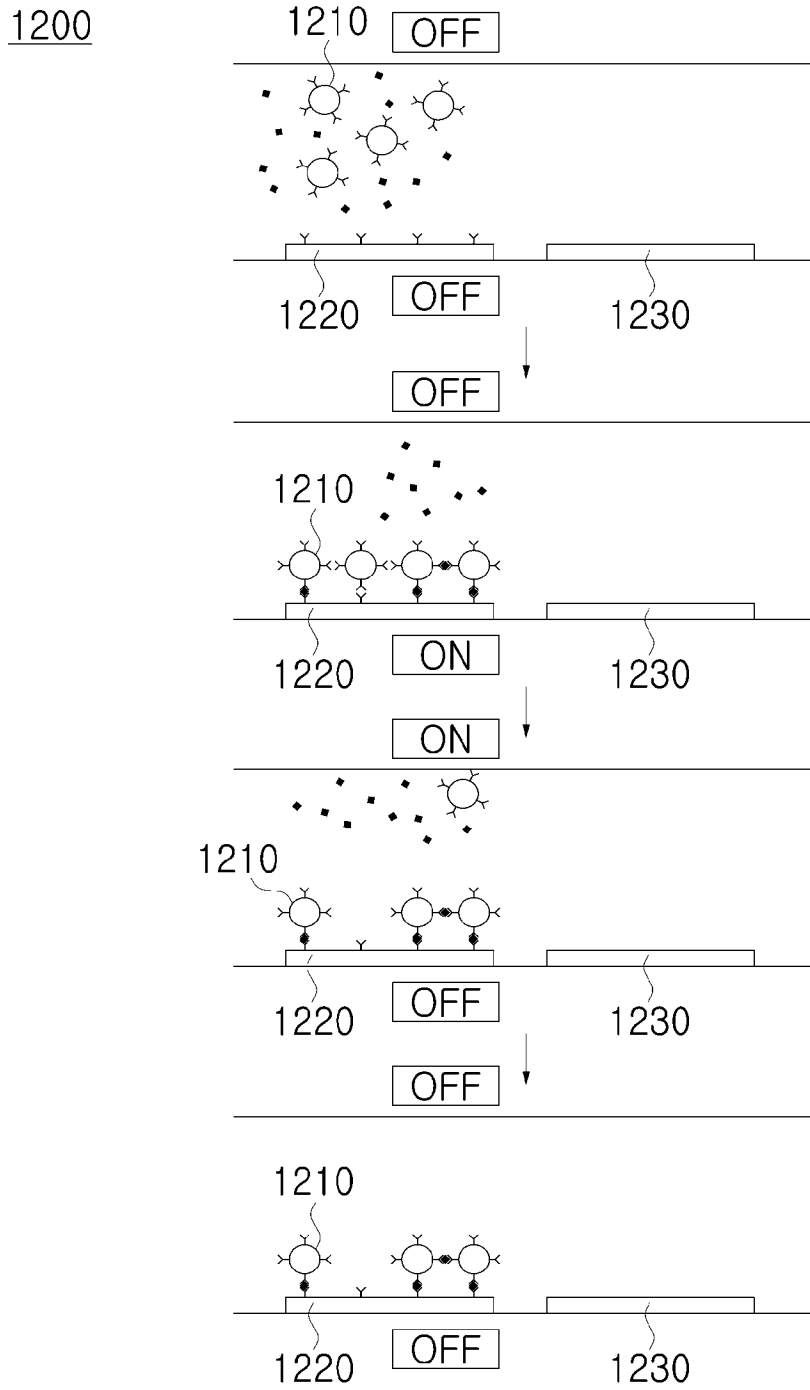
[도5]



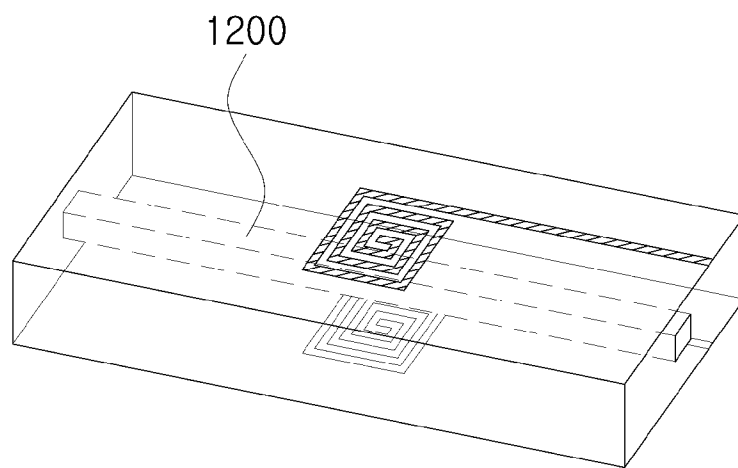
[도6]



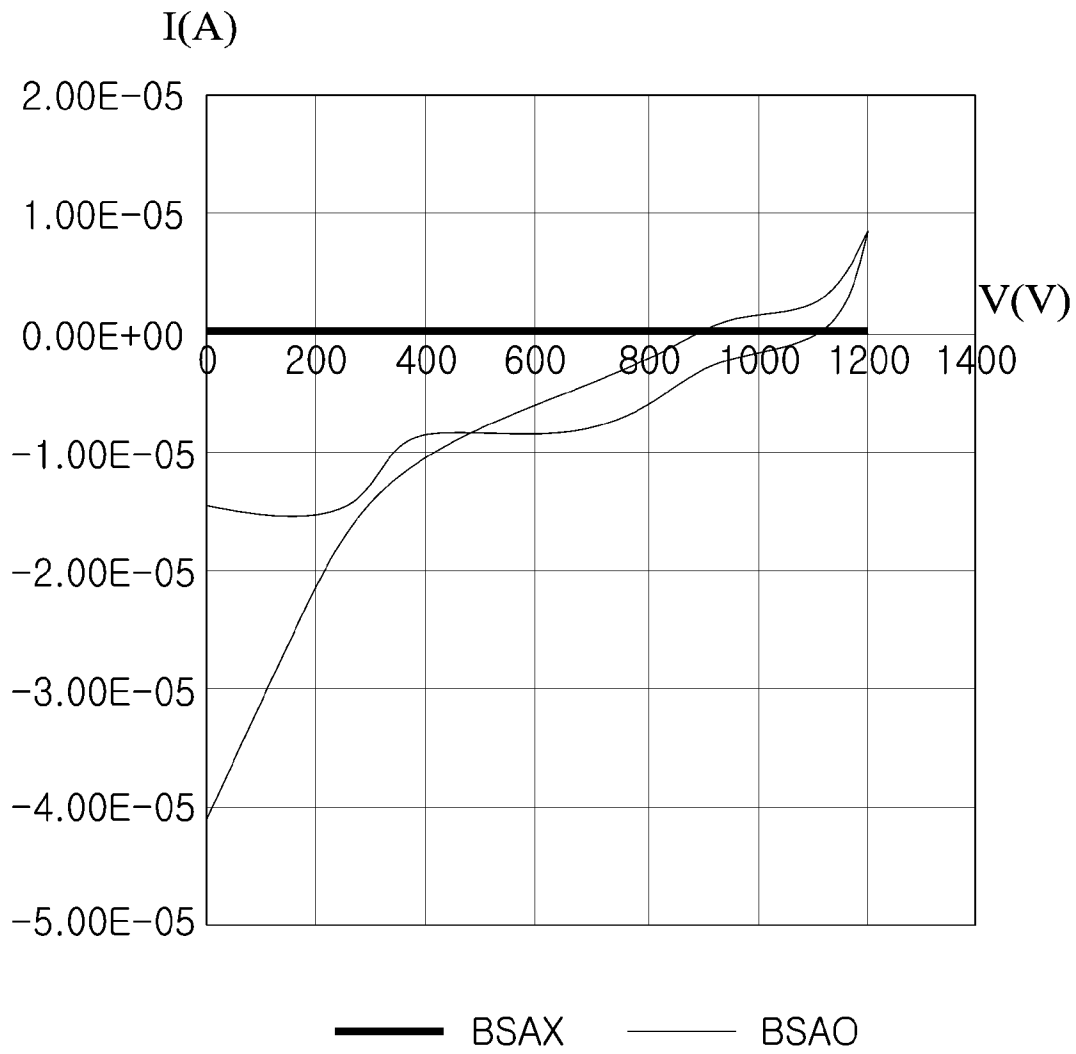
[도7]



[도8]



[도9]

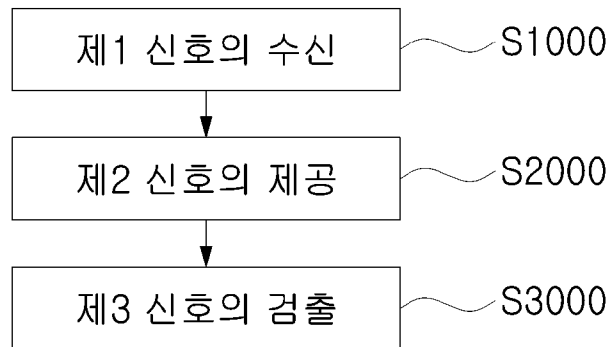


[도10]

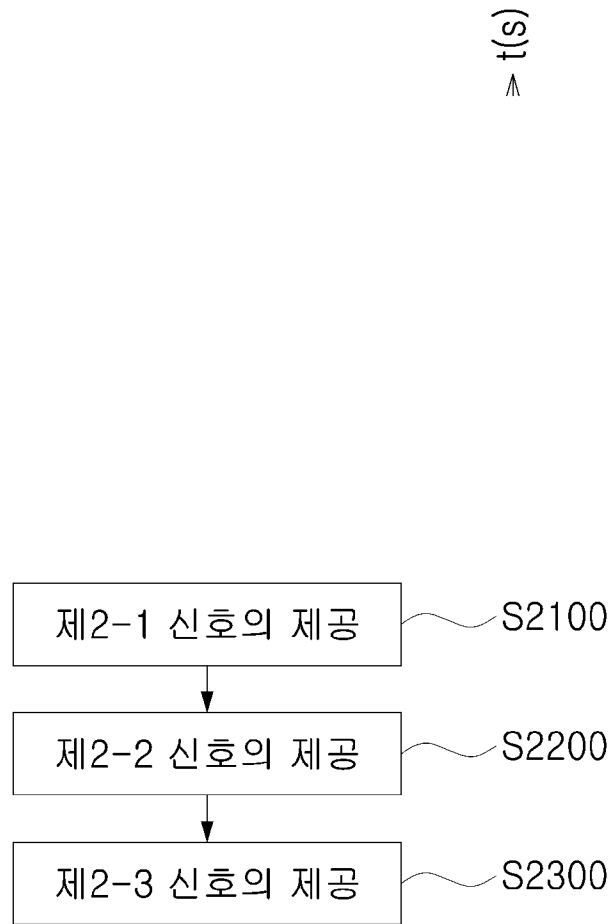
2000



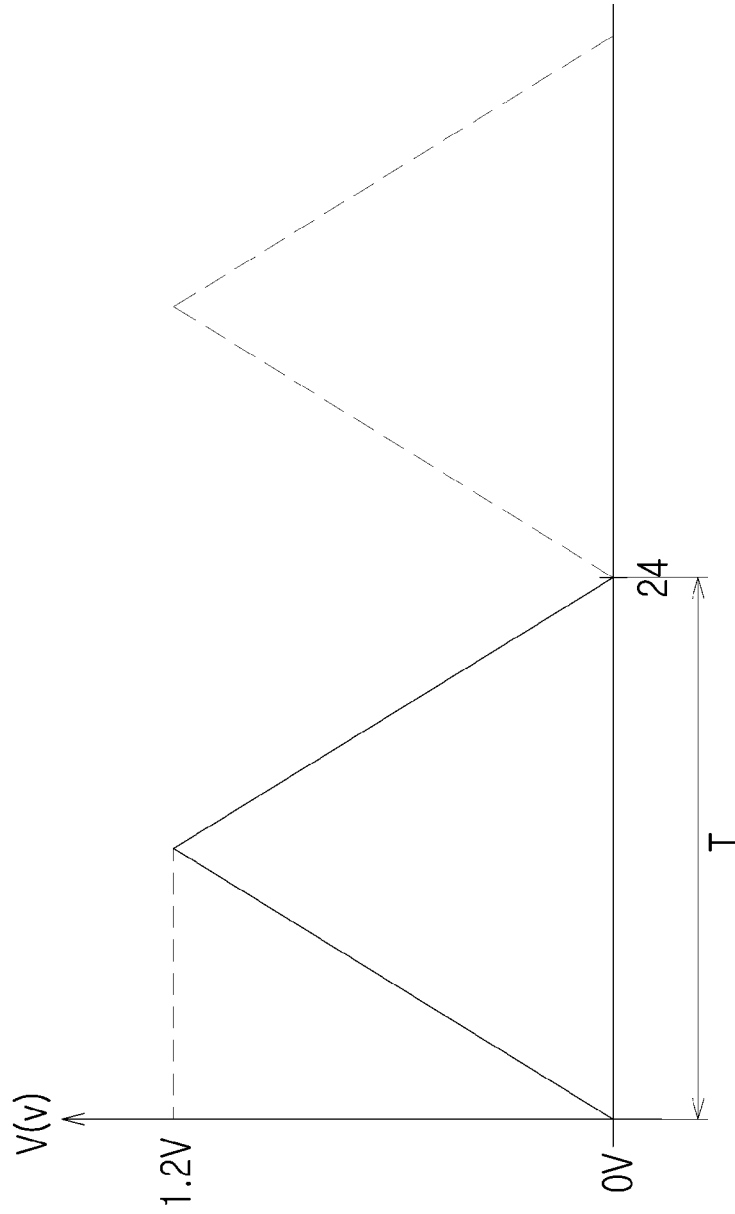
[도11]



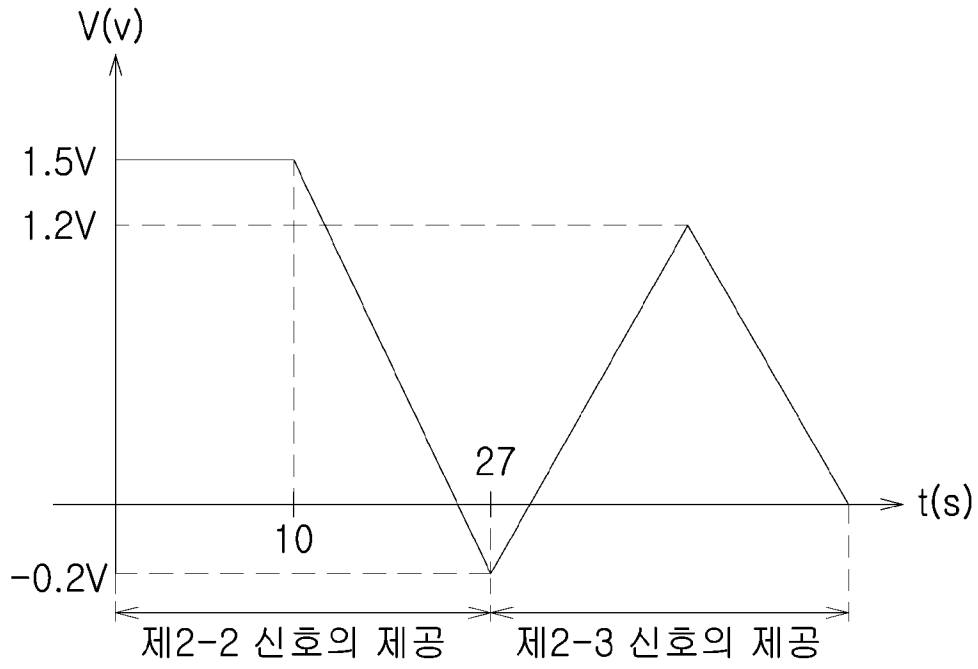
[도12]



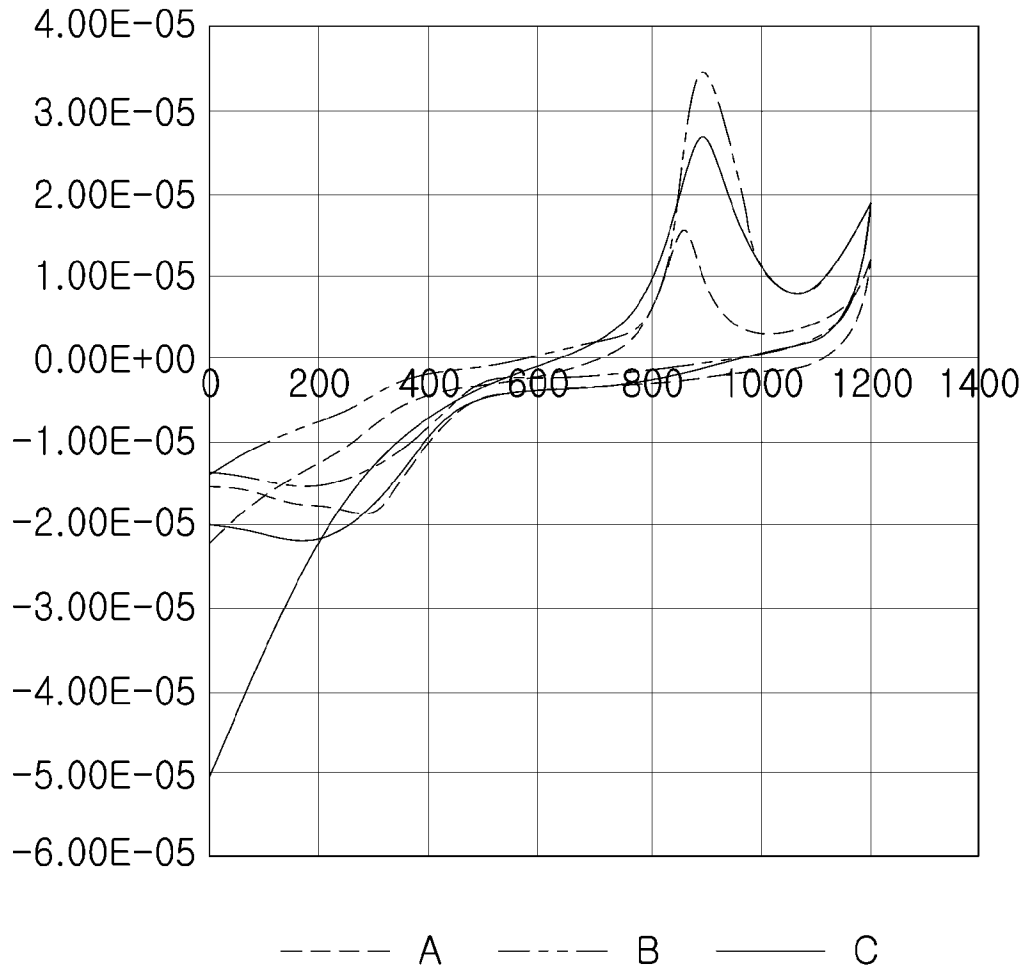
[도13]



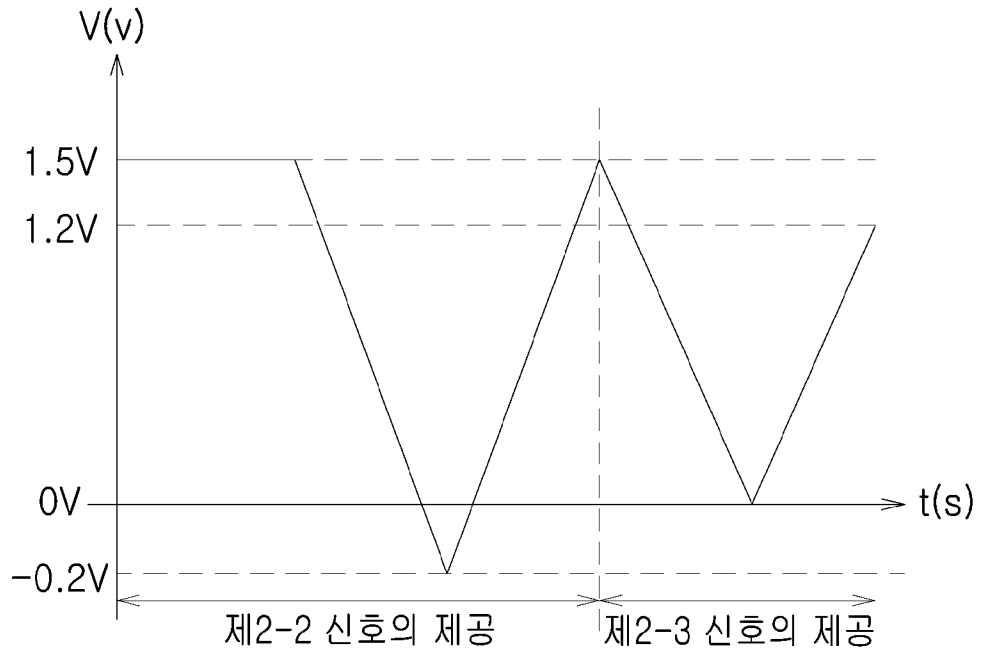
[도14]



[도15]



[도16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2018/009115

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01N 33/543(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)

G01N 33/543; C07K 7/02; C12Q 1/68; G01N 27/30; G01N 27/403; G01N 27/72; G01N 33/48; G01N 33/553

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: magnetism, magnetic force, magnet, magnetic, magnet, magnet, gold, silver, gold, silver, gold, silver, particle, particle, bead, bead, particle, fine particle, particle, antibody, antibody, antigen, antigen, voltage, magnetic field, current, voltage, electric current, magnetic field, electrode, electrode, direction, variable, movement, flow, direction, migration

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	KR 10-1880862 B1 (BBB INC.) 23 July 2018 See abstract; claims 12-16; paragraphs [0044]-[0048], [0115], [0124], [0125], [0137]-[0141], [0170]-[0195], [0222], [0225]-[0240], [0247]-[0254]; and figures 5-8, 10-12.	1-3,5-17
Y		4
A		18-33
Y	KR 10-2013-0040715 A (KOREA RESEARCH INSTITUTE OF BIOSCIENCE AND BIOTECHNOLOGY et al.) 24 April 2013 See abstract; claims 7-9, 12, 13; paragraphs [0001], [0011], [0017], [0018], [0020]-[0022]; and figure 1.	4
A	KR 10-2015-0064927 A (TASCOM CO., LTD.) 12 June 2015 See abstract; claims 1, 3-5, 7-9, 11; paragraphs [0010], [0016], [0017], [0021], [0023], [0026]; and figures 1, 2, 5.	1-33
A	KR 10-2008-0091955 A (LEE, Keum Pil) 15 October 2008 See abstract; claims 1-8; paragraphs [0005], [0006], [0035], [0040]-[0048], [0055], [0056]; and figures 1-3, 5a-6.	1-33
A	KR 10-2014-0102568 A (SEOUL NATIONAL UNIVERSITY R&DB FOUNDATION) 22 August 2014 See paragraph [0136]; and figure 13(b).	1-33

 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

29 APRIL 2019 (29.04.2019)

Date of mailing of the international search report

29 APRIL 2019 (29.04.2019)

Name and mailing address of the ISA/KR



Korean Intellectual Property Office
Government Complex Daejeon Building 4, 189, Cheongsa-ro, Seo-gu,
Daejeon, 35208, Republic of Korea

Facsimile No. +82-42-481-8578

Authorized officer



Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2018/009115

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-1880862 B1	23/07/2018	None	
KR 10-2013-0040715 A	24/04/2013	CN 104011545 A CN 104011545 B KR 10-1444424 B1 US 2014-0272945 A1 US 9880162 B2 WO 2013-055142 A2 WO 2013-055142 A3	27/08/2014 17/02/2016 29/09/2014 18/09/2014 30/01/2018 18/04/2013 04/07/2013
KR 10-2015-0064927 A	12/06/2015	None	
KR 10-2008-0091955 A	15/10/2008	KR 10-0913148 B1	19/08/2009
KR 10-2014-0102568 A	22/08/2014	KR 10-1489951 B1 WO 2014-126337 A1	06/02/2015 21/08/2014

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC)) G01N 33/543(2006.01)i		
B. 조사된 분야 조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재) G01N 33/543; C07K 7/02; C12Q 1/68; G01N 27/30; G01N 27/403; G01N 27/72; G01N 33/48; G01N 33/553 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: 자성, 자력, 자석, 마그네틱, 마그넷, magnet, 금, 은, gold, silver, 골드, 실버, 입자, 럽자, 비드, bead, 파티클, 미립자, particle, 항체, antibody, 항원, antigen, 전압, 자기장, 전류, voltage, electric current, magnetic field, 전극, electrode, 방향, 가변, 이동, 유통, direction, migration		
C. 관련 문헌		
카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
X	KR 10-1880862 B1 ((주)비비비) 2018.07.23 요약; 청구항 12-16; 단락 [0044]-[0048], [0115], [0124], [0125], [0137]-[0141], [0170]-[0195], [0222], [0225]-[0240], [0247]-[0254]; 및 도면 5-8, 10-12 참조.	1-3,5-17
Y		4
A		18-33
Y	KR 10-2013-0040715 A (한국생명공학연구원 등) 2013.04.24 요약; 청구항 7-9, 12, 13; 단락 [0001], [0011], [0017], [0018], [0020]-[0022]; 및 도면 1 참조.	4
A	KR 10-2015-0064927 A ((주)타스컴) 2015.06.12 요약; 청구항 1, 3-5, 7-9, 11; 단락 [0010], [0016], [0017], [0021], [0023], [0026]; 및 도면 1, 2, 5 참조.	1-33
A	KR 10-2008-0091955 A (이금필) 2008.10.15 요약; 청구항 1-8; 단락 [0005], [0006], [0035], [0040]-[0048], [0055], [0056]; 및 도면 1-3, 5a-6 참조.	1-33
A	KR 10-2014-0102568 A (서울대학교산학협력단) 2014.08.22 단락 [0136]; 및 도면 13(b) 참조.	1-33
<input type="checkbox"/> 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다. <input checked="" type="checkbox"/> 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 신규성 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 2019년 04월 29일 (29.04.2019)	국제조사보고서 발송일 2019년 04월 29일 (29.04.2019)	
ISA/KR의 명칭 및 우편주소  대한민국 특허청 (35208) 대전광역시 서구 청사로 189, 4동 (둔산동, 정부대전청사) 팩스 번호 +82-42-481-8578	심사관 이기철 전화번호 +82-42-481-3353	

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-1880862 B1	2018/07/23	없음	
KR 10-2013-0040715 A	2013/04/24	CN 104011545 A CN 104011545 B KR 10-1444424 B1 US 2014-0272945 A1 US 9880162 B2 WO 2013-055142 A2 WO 2013-055142 A3	2014/08/27 2016/02/17 2014/09/29 2014/09/18 2018/01/30 2013/04/18 2013/07/04
KR 10-2015-0064927 A	2015/06/12	없음	
KR 10-2008-0091955 A	2008/10/15	KR 10-0913148 B1	2009/08/19
KR 10-2014-0102568 A	2014/08/22	KR 10-1489951 B1 WO 2014-126337 A1	2015/02/06 2014/08/21