



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0136331

(43) 공개일자 2015년12월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

G01N 27/26 (2006.01) G01N 27/414 (2006.01)

G01N 33/53 (2006.01) G01N 33/547 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0063673

(22) 출원일자 2014년05월27일

심사청구일자 2014년05월27일

(71) 출원인

경희대학교 산학협력단

경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 (서천동, 경희대학교 국제캠퍼스내)

(72) 발명자

김선국

경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 경희대학교 국제캠퍼스 전자정보대 516호

이연성

경기도 수원시 영통구 매탄로126번길 22 주공그린빌아파트 305동 801호

(74) 대리인

특허법인가산

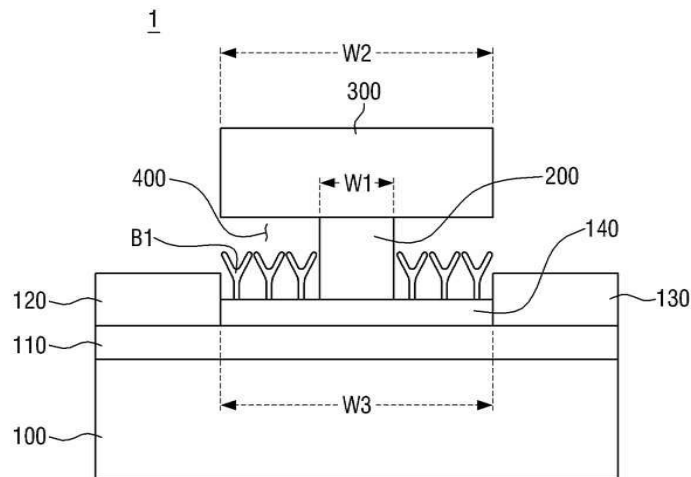
전체 청구항 수 : 총 25 항

(54) 발명의 명칭 바이오 센서와 그 동작 방법 및 센싱 시스템

(57) 요약

바이오 센서와 그 동작 방법 및 센싱 시스템이 제공된다. 상기 바이오 센서는 기판, 상기 기판에 형성된 소오스/드레인 영역, 상기 기판에, 상기 소오스/드레인 영역 사이에 형성된 채널 영역, 상기 기판 상에 형성된 게이트 절연층 및 상기 게이트 절연층 상에 형성된 게이트 전극을 포함하되, 상기 게이트 전극은 상기 채널 영역의 적어도 일부와 오버랩되고, 상기 게이트 전극과 상기 기판 사이에 갭 영역이 형성되고, 상기 갭 영역에서의 유전율 변화를 감지하여 바이오 물질을 센싱한다.

대표도 - 도2



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2013M3C1A3059590

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 첨단융합기술개발

연구과제명 가변렌즈용 고유연 광전자 나노소자 연구

기 여 율 1/2

주관기관 경희대학교(국제캠퍼스)

연구기간 2013.09.17 ~ 2014.02.28이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2012R1A1A1042630

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 일반연구자지원(미래부)

연구과제명 2D 나노 판상 트랜지스터 회로를 이용한 고효율 저전력 투명 유연 디스플레이 개발

기 여 율 1/2

주관기관 경희대학교(국제캠퍼스)

연구기간 2013.09.01 ~ 2014.08.31

명세서

청구범위

청구항 1

기관;

상기 기관에 형성된 소오스/드레인 영역;

상기 기관에, 상기 소오스/드레인 영역 사이에 형성된 채널 영역;

상기 기관 상에 형성된 게이트 절연층; 및

상기 게이트 절연층 상에 형성된 게이트 전극을 포함하되,

상기 게이트 전극은 상기 채널 영역의 적어도 일부와 오버랩되고, 상기 게이트 전극과 상기 기관 사이에 갭 영역이 형성되고,

상기 갭 영역에서의 유전율 변화를 감지하여 바이오 물질을 센싱하는 바이오 센서.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 게이트 절연층의 폭은 상기 게이트 전극의 폭보다 좁게 형성되어, 상기 갭 영역을 형성하는 바이오 센서.

청구항 3

제 1항에 있어서,

상기 게이트 전극의 폭은 상기 채널 영역의 폭과 동일한 바이오 센서.

청구항 4

제 1항에 있어서,

상기 갭 영역에서의 항원-항체 반응에 의하여 상기 유전율이 변하는 바이오 센서.

청구항 5

제 4항에 있어서,

상기 갭 영역 내에 항체 물질이 위치하고, 상기 바이오 물질은 상기 항체 물질과 결합하는 항원 물질인 바이오 센서.

청구항 6

제 5항에 있어서,

상기 갭 영역 내에 위치한 상기 항체 물질은 단일 종류인 바이오 센서.

청구항 7

제 1항에 있어서,

상기 유전율 변화에 따라 변하는 드레인 전류를 감지하여 상기 바이오 물질을 센싱하는 바이오 센서.

청구항 8

제 1항에 있어서,

상기 유전율 변화에 따라 변하는 트랜지스터의 문턱 전압(threshold voltage)을 감지하여 상기 바이오 물질을

센싱하는 바이오 센서.

청구항 9

제 1항에 있어서,

상기 바이오 물질은 비극성 물질인 바이오 센서.

청구항 10

제 1항에 있어서,

상기 바이오 물질은 전하를 갖지 않는 물질인 바이오 센서.

청구항 11

제 1항에 있어서,

상기 채널 영역은, 전이금속 칼코겐 화합물(Transition Metal Dichalcogenide)을 포함하는 바이오 센서.

청구항 12

기판; 및

상기 기판 상에 형성된 복수 개의 바이오 센서를 포함하되,

상기 복수 개의 바이오 센서는 각각, 유전율 변화를 감지하여 바이오 물질을 센싱하는 센싱 시스템.

청구항 13

제 12항에 있어서,

상기 바이오 센서는 박막 트랜지스터, 다이오드, 저항, 또는 광반응 소자를 포함하는 센싱 시스템.

청구항 14

제 12항에 있어서,

상기 바이오 센서는 게이트 전극, 소오스/드레인 영역, 및 상기 소오스/드레인 영역 사이에 형성된 채널 영역을 포함하는 센싱 시스템.

청구항 15

제 14항에 있어서,

상기 게이트 전극은 상기 채널 영역의 적어도 일부와 오버랩되고, 상기 게이트 전극과 상기 기판 사이에 갭 영역이 형성된 센싱 시스템.

청구항 16

제 15항에 있어서,

상기 바이오 센서는 상기 갭 영역에서의 유전율 변화를 감지하여 상기 바이오 물질을 센싱하는 센싱 시스템.

청구항 17

제 16항에 있어서,

상기 바이오 센서는 상기 갭 영역에서의 항원-항체 반응에 의하여 상기 유전율이 변하는 센싱 시스템.

청구항 18

제 14항에 있어서,

상기 채널 영역은, 전이금속 칼코겐 화합물을 포함하는 센싱 시스템.

청구항 19

제 12항에 있어서,

상기 바이오 물질은, 비극성 물질이거나 전하를 갖지 않는 물질인 센싱 시스템.

청구항 20

제 12항에 있어서,

상기 복수 개의 바이오 센서는 서로 다른 바이오 물질을 센싱하는 센싱 시스템.

청구항 21

게이트 전극과 채널 영역 사이에 갭 영역이 형성된 바이오 센서를 준비하고,

상기 갭 영역에서의 유전율 변화를 감지하여 바이오 물질을 센싱하는 것을 포함하는 바이오 센서의 동작 방법.

청구항 22

제 21항에 있어서,

상기 바이오 물질을 센싱하는 것은, 상기 바이오 센서에 대하여 상기 유전율 변화에 따라 변하는 드레인 전류를 감지하여 상기 바이오 물질을 센싱하는 바이오 센서의 동작 방법.

청구항 23

제 21항에 있어서,

상기 바이오 물질을 센싱하는 것은, 상기 바이오 센서에 대하여 상기 유전율 변화에 따라 변하는 트랜지스터의 문턱 전압을 감지하여 상기 바이오 물질을 센싱하는 바이오 센서의 동작 방법.

청구항 24

제 21항에 있어서,

상기 바이오 물질을 센싱하는 것은, 상기 갭 영역에서의 항원-항체 반응에 의하여 상기 유전율이 변하여, 상기 바이오 물질을 센싱하는 바이오 센서의 동작 방법.

청구항 25

제 21항에 있어서,

상기 바이오 물질은, 비극성 물질이거나 전하를 갖지 않는 물질인 바이오 센서의 동작 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 바이오 센서와 그 동작 방법 및 센싱 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 항원/항체를 검출하기 위한 바이오 센서로서, 기존의 실리콘 나노 와이어 (Si nanowire)를 이용하는 트랜지스터를 통한 전기적 분석 방법이 사용되고 있었다. 그러나 실리콘 항체(antibody)의 비합측성 때문에 반응성에 한계가 있어 효율성이 떨어진다.

[0003] 한편, 전이금속 칼코겐 화합물과 같은 칼코겐 화합물은 공통된 결정 구조로 이루어짐과 동시에 전기적, 자기적 및 광학적으로 큰 이방성을 갖고, 각종의 특이한 물성을 나타내기 때문에 그 물성의 해명과 응용에 대한 연구가 이루어지고 있다.

[0004] 한국공개특허 제2013-0102148호에는 용액 공정 기반 산화물 박막 트랜지스터 바이오 센서 및 그 제조 방법에 관하여 개시되어 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0005] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는, 갭 영역에서의 유전 상수를 기반으로 하는 전기적 변화를 통해 전하를 갖는 바이오 물질뿐만 아니라 전하를 갖지 않는 다양한 바이오 물질에 대해서도 센싱할 수 있는 바이오 센서를 제공하는 것이다.
- [0006] 본 발명이 해결하고자 하는 다른 과제는, 상기 바이오 센서의 동작 방법을 제공하는 것이다.
- [0007] 본 발명이 해결하고자 하는 또 다른 과제는, 유전 상수를 기반으로 하는 전기적 변화를 통해 다수의 바이오 물질을 동시에 센싱할 수 있도록, 다수의 바이오 센서를 포함하는 센싱 시스템을 제공하는 것이다.
- [0008] 본 발명이 해결하고자 하는 과제들은 이상에서 언급한 과제들로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 과제들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

- [0009] 상기 과제를 해결하기 위한 본 발명의 바이오 센서의 일 실시예는 기판, 상기 기판에 형성된 소오스/드레인 영역, 상기 기판에 상기 소오스/드레인 영역 사이에 형성된 채널 영역, 상기 기판 상에 형성된 게이트 절연층 및 상기 게이트 절연층 상에 형성된 게이트 전극을 포함하되, 상기 게이트 전극은 상기 채널 영역의 적어도 일부와 오버랩되고, 상기 게이트 전극과 상기 기판 사이에 갭 영역이 형성되고, 상기 갭 영역에서의 유전을 변화를 감지하여 바이오 물질을 센싱한다.
- [0010] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 게이트 절연층의 폭은 상기 게이트 전극의 폭보다 좁게 형성되어, 상기 갭 영역을 형성할 수 있다.
- [0011] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 게이트 전극의 폭은 상기 채널 영역의 폭과 동일할 수 있다.
- [0012] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 갭 영역에서의 항원-항체 반응에 의하여 상기 유전율이 변할 수 있다.
- [0013] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 갭 영역 내에 항체 물질이 위치하고, 상기 바이오 물질은 상기 항체 물질과 결합하는 항원 물질일 수 있다.
- [0014] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 갭 영역 내에 위치한 상기 항체 물질은 단일 종류일 수 있다.
- [0015] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 유전을 변화에 따라 변하는 드레인 전류를 감지하여 상기 바이오 물질을 센싱할 수 있다.
- [0016] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 유전을 변화에 따라 변하는 트랜지스터의 문턱 전압(threshold voltage)을 감지하여 상기 바이오 물질을 센싱할 수 있다.
- [0017] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 바이오 물질은 비극성 물질일 수 있다.
- [0018] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 바이오 물질은 전하를 갖지 않는 물질일 수 있다.
- [0019] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 채널 영역은, 전이금속 칼코겐 화합물(Transition Metal Dichalcogenide)을 포함할 수 있다.
- [0020] 상기 과제를 해결하기 위한 본 발명의 센싱 시스템의 일 실시예는, 기판, 및 상기 기판 상에 형성된 복수 개의 바이오 센서를 포함하되, 상기 복수 개의 바이오 센서는 각각의 유전을 변화를 감지하여 바이오 물질을 센싱한다.
- [0021] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 바이오 센서는 박막 트랜지스터, 다이오드, 저항, 또는 광반응 소자를 포함할 수 있다.
- [0022] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 바이오 센서는 게이트 전극, 소오스/드레인 영역 및 상기 소오스/드레인 영역 사이에 형성된 채널 영역을 포함할 수 있다.
- [0023] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 게이트 전극은 상기 채널 영역의 일부와 적어도 오버랩되고, 상기 게이트 전극과 상기 기판 사이에 갭 영역이 형성될 수 있다.

- [0024] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 바이오 센서는 상기 갭 영역에서의 유전율 변화를 감지하여 상기 바이오 물질을 센싱할 수 있다.
- [0025] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 바이오 센서는 상기 갭 영역에서의 항원-항체 반응에 의하여 상기 유전율이 변할 수 있다.
- [0026] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 채널 영역은 전이금속 칼코겐 화합물을 포함할 수 있다.
- [0027] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 바이오 물질은 비극성 물질이거나 전하를 갖지 않는 물질일 수 있다.
- [0028] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 복수 개의 바이오 센서는 서로 다른 바이오 물질을 센싱할 수 있다.
- [0029] 상기 과제를 해결하기 위한 본 발명의 바이오 센서의 동작 방법의 일 실시예는, 게이트 전극과 채널 영역 사이에 갭 영역이 형성된 바이오 센서를 준비하고, 상기 갭 영역에서의 유전율 변화를 감지하여 바이오 물질을 센싱하는 것을 포함한다.
- [0030] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 바이오 물질을 센싱하는 것은, 상기 바이오 센서에 대하여 상기 유전율 변화에 따라 변하는 드레인 전류를 감지하여 상기 바이오 물질을 센싱할 수 있다.
- [0031] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 바이오 물질을 센싱하는 것은, 상기 바이오 센서에 대하여 상기 유전율 변화에 따라 변하는 트랜지스터의 문턱 전압을 감지하여 상기 바이오 물질을 센싱할 수 있다.
- [0032] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 바이오 물질을 센싱하는 것은, 상기 갭 영역에서의 항원-항체 반응에 의하여 상기 유전율이 변하여, 상기 바이오 물질을 센싱할 수 있다.
- [0033] 본 발명에 따른 몇몇 실시예에서, 상기 바이오 물질은 비극성 물질이거나 전하를 갖지 않는 물질일 수 있다.
- [0034] 본 발명의 기타 구체적인 사항들은 상세한 설명 및 도면들에 포함되어 있다.

발명의 효과

- [0035] 본 발명에 따른 바이오 센서와 그 동작 방법 및 센싱 시스템에 의하면, 바이오 물질의 극성/비극성 여부 또는 바이오 물질이 전하를 갖는지 여부에 무관하게 다양한 종류의 바이오 물질을 센싱할 수 있다. 특히, 바이오 센서에 형성된 갭 영역에서의 유전 상수를 기반으로 하는 전기적 변화를 통해서, 바이오 물질을 고민감도로 센싱할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0036] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오 센서의 사시도이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오 센서의 단면도이다.
- 도 3은 게이트 전압과 드레인 전류의 관계를 도시한 그래프이다.
- 도 4는 본 발명의 다른 실시예에 따른 바이오 센서의 사시도이다.
- 도 5는 본 발명의 다른 실시예에 따른 바이오 센서의 단면도이다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 센싱 시스템을 나타낸 것이다.
- 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오 센서의 동작 방법을 순차적으로 나타낸 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0037] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 것이며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하며, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다. 명세서 전체에 걸쳐 동일 참조 부호는 동일 구성 요소를 지칭한다.
- [0038] 하나의 구성 요소가 다른 구성 요소와 "연결된(connected to)" 또는 "커플링된(coupled to)" 이라고 지칭되는 것은, 다른 구성 요소와 직접 연결 또는 커플링된 경우 또는 중간에 다른 구성 요소를 개재한 경우를 모두 포함한다. 반면, 하나의 구성 요소가 다른 구성 요소와 "직접 연결된(directly connected to)" 또는 "직접 커플링된

(directly coupled to)"으로 지칭되는 것은 중간에 다른 구성 요소를 개재하지 않은 것을 나타낸다. "및/또는"은 언급된 아이템들의 각각 및 하나 이상의 모든 조합을 포함한다.

- [0039] 구성 요소가 다른 구성 요소의 "위(on)" 또는 "상(on)"으로 지칭되는 것은 다른 구성 요소의 바로 위뿐만 아니라 중간에 다른 구성 요소를 개재한 경우를 모두 포함한다. 반면, 구성 요소가 다른 구성 요소의 "직접 위(directly on)" 또는 "바로 위"로 지칭되는 것은 중간에 다른 구성 요소를 개재하지 않은 것을 나타낸다.
- [0040] 공간적으로 상대적인 용어인 "아래(below)", "아래(beneath)", "하부(lower)", "위(above)", "상부(upper)" 등은 도면에 도시되어 있는 바와 같이 하나의 구성 요소들과 다른 구성 요소들과의 상관관계를 용이하게 기술하기 위해 사용될 수 있다. 공간적으로 상대적인 용어는 도면에 도시되어 있는 방향에 더하여 사용시 또는 동작시 소자의 서로 다른 방향을 포함하는 용어로 이해되어야 한다. 예를 들면, 도면에 도시되어 있는 소자를 뒤집을 경우, 다른 소자의 "아래(below)" 또는 "아래(beneath)"로 기술된 구성 요소는 다른 구성 요소의 "위(above)"에 놓여질 수 있다. 따라서, 예시적인 용어인 "아래"는 아래와 위의 방향을 모두 포함할 수 있다. 구성 요소는 다른 방향으로도 배향될 수 있고, 이에 따라 공간적으로 상대적인 용어들은 배향에 따라 해석될 수 있다.
- [0041] 본 명세서에서 사용된 용어는 실시예들을 설명하기 위한 것이며 본 발명을 제한하고자 하는 것은 아니다. 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는 "포함한다(comprises)" 및/또는 "포함하는(comprising)"은 언급된 구성 요소, 단계, 동작 및/또는 소자는 하나 이상의 다른 구성 요소, 단계, 동작 및/또는 소자의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.
- [0042] 다른 정의가 없다면, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어(기술 및 과학적 용어를 포함)는 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 공통적으로 이해될 수 있는 의미로 사용될 수 있을 것이다. 또 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 용어들은 명백하게 특별히 정의되어 있지 않는 한 이상적으로 또는 과도하게 해석되지 않는다.
- [0043] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오 센서의 사시도이다. 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오 센서의 단면도이다. 도 3은 게이트 전압과 드레인 전류의 관계를 도시한 그래프이다.
- [0044] 도 1 내지 도 3을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오 센서(1)는, 기판(100), 층간 절연막(110), 소오스/드레인 영역(120, 130), 채널 영역(140), 게이트 절연층(200), 게이트 전극(300), 캡 영역(400) 등을 포함한다.
- [0045] 기판(100)은 Si, Ge, SiGe, GaP, GaAs, SiC, SiGeC, InAs 및 InP로 이루어지는 군에서 선택되는 하나 이상의 반도체 재료로 이루어질 수 있다.
- [0046] 또한, 기판(100)은 디스플레이용 유리 기판 등의 강성 기판이거나 폴리이미드 (polyimide), 폴리에스테르 (polyester), 폴리카보네이트 (polycarbonate), 폴리에테르술폰 (polyethersulfone), 폴리메틸메타크릴레이트 (polymethylmethacrylate), 폴리에틸렌나프탈레이트 (polyethylenenaphthalate), 폴리에틸렌테레프탈레이트 (polyethyleneterephthalate) 등의 가요성 플라스틱 기판일 수도 있다.
- [0047] 층간 절연막(110)은 기판(100) 상에 형성된다. 층간 절연막(110)은 화학 기상 증착(Chemical Vapor Deposition: CVD) 공정, 플라즈마 화학 기상 증착(Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition: PECVD) 공정, 원자층 증착(Atomic Layer Deposition: ALD) 공정 등을 통해 형성할 수 있다. 또한, 층간 절연막(110)은 실리콘 산화물을 사용하여 형성될 수 있다.
- [0048] 소오스/드레인 영역(120, 130)은 기판(100)에 형성된다. 특히, 소오스/드레인 영역(120, 130)은 기판(100) 내의 게이트 전극(300)의 양측에 위치할 수 있다.
- [0049] 소오스/드레인 영역(120, 130)의 형상은 어떤 것이어도 무방하다. 예를 들어, 소오스/드레인 영역(120, 130)은 LDD(Lightly Doped Drain), DDD(Double Diffused Drain), MIDD(Mask Islanded Double Diffused Drain) 구조, MLDD(Mask LDD), LDMOS(Lateral Double-diffused MOS) 등일 수도 있다.
- [0050] 또한, 소오스/드레인 영역(120, 130)은 상승된 소오스/드레인(elevated source/drain) 구조를 가질 수 있다. 이 경우, 소오스/드레인 영역(120, 130)의 상면이, 기판(100)의 상면보다 높을 수 있다.
- [0051] 또한, 소오스/드레인 영역(120, 130)은 게이트 전극(300)의 양측에 소오스/드레인 영역(120, 130)이 형성될 위치를 리세스(recess)시킨 후, 에피 공정을 통해서 형성할 수도 있다. 이와 같은 소오스/드레인 영역(120, 130)은 SiGe, SiC를 포함할 수도 있다.

- [0052] 또한, 소오스/드레인 영역(120, 130)은 전기 전도성이 높은 금속 재질, 예를 들어, Pt, Ru, Au, Ag, Mo, Al, W 또는 Cu등의 물질을 포함할 수 있다.
- [0053] 소오스/드레인 영역(120, 130)은 화학 기상 증착(CVD) 공정, 플라즈마 화학 기상 증착(PECVD) 공정, 원자층 증착(ALD) 공정, 또는 스퍼터(sputter) 공정 등을 통해 형성할 수도 있다.
- [0054] 채널 영역(140)은 기판(100) 내의, 소오스/드레인 영역(120, 130) 사이에 형성된다. 채널 영역(140)은 에피택시얼 성장 방법에 의하여 형성될 수 있다. 채널 영역(140)은 웨이퍼 본딩(wafer bonding) 또는 SRB(Strain Relaxed Buffer) 상에 스트레인드(strained) 채널을 에피택시얼 성장시켜 형성할 수 있다. 채널 영역(140)은 단 일층이거나 복합층일 수 있다.
- [0055] 본 발명에 따른 바이오 센서(1)에서, 채널 영역(140)은, 예를 들어, 전이금속 칼코겐 화합물(Transition Metal Dichalcogenide; TMDC)을 포함할 수 있다. 즉, 채널 영역(140)을 전이금속 칼코겐 화합물로 형성함으로써, 투명 성 및 광신뢰성을 개선할 수도 있다. 다만, 투명 전자 소자를 구현하기 위해서 채널 영역(140)이 TMDC를 포함할 수 있으며, 바이오 센서(1)가 반드시 투명성을 가질 필요는 없으므로, 필요에 따라 바이오 센서(1)의 채널 영역(140)은 캐리어 이동도를 향상시킬 수 있는 다양한 물질을 포함할 수도 있다.
- [0056] 게이트 절연층(200)은 기판(100) 상에 형성된다. 이 때, 게이트 절연층(200)의 폭(W1)은 게이트 전극(300)의 폭(W2)보다 좁게 형성되어 갭 영역(400)을 형성할 수 있다. 게이트 절연층(200)은, 게이트 전극(300)을 이루는 물질과 식각 선택비를 갖는 물질로 형성된 후, 식각 공정을 수행하여, 게이트 절연층(200)의 폭(W1)은 게이트 전극(300)의 폭(W2)보다 좁게 형성될 수 있다.
- [0057] 여기에서, 게이트 절연층(200)은 실리콘 산화막, 실리콘 질화막, SiON, GexOyNz, GexSiyOz, 고유전율 물질막, 이들의 조합막 또는 이들이 차례로 적층된 적층막 등일 수 있다.
- [0058] 특히, 고유전율 물질은 HfO2, ZrO2, Al2O3, Ta2O5, 하프늄 실리케이트, 지르코늄 실리케이트 또는 이들의 조합물 등일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0059] 게이트 전극(300)은 게이트 절연층(200) 상에 형성된다. 게이트 전극(300)은 채널 영역(140)의 적어도 일부와 오버랩되도록 형성된다. 그리고, 게이트 전극(300)의 폭(W2)은 게이트 절연층(200)의 폭(W1)보다 넓게 형성되어, 게이트 전극(300)과 기판(100) 사이에 갭 영역(400)을 형성할 수 있다.
- [0060] 이 때, 게이트 전극(300)의 폭(W2)은 채널 영역(140)의 폭(W3)과 동일하게 형성될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0061] 게이트 전극(300)의 폭(W2)이 채널 영역(140)의 폭(W3)보다 좁게 형성된다면, 갭 영역(400)에서의 유전율 변화를 센싱하는 민감도가 감소할 수 있으며, 게이트 전극(300)의 폭(W2)이 채널 영역(140)의 폭(W3)보다 넓게 형성된다면, 갭 영역(400)에서 바이오 물질이 결합하는 정도가 감소할 수 있다. 따라서, 게이트 전극(300)의 폭(W2)은 채널 영역(140)의 폭(W3)과 동일하게 형성될 수 있다.
- [0062] 게이트 전극(300)은 전기 전도성이 높은 금속 재질, 예를 들어, Pt, Ru, Au, Ag, Mo, Al, W 또는 Cu등의 물질을 포함할 수 있다.
- [0063] 게이트 전극(300)은 화학 기상 증착(CVD) 공정, 플라즈마 화학 기상 증착(PECVD) 공정, 원자층 증착(ALD) 공정, 또는 스퍼터(sputter) 공정 등을 통해 형성할 수 있다.
- [0064] 본 발명에 따른 바이오 센서(1)의 갭 영역(400)에는 제1 항체 물질(B1)이 존재할 수 있다. 제1 항체 물질(B1)은 제1 항원 물질(G1)과 결합할 수 있다. 갭 영역(400)에서 제1 항체 물질(B1)과 제1 항원 물질(G1)이 결합한다면, 게이트 전극(300)과 기판(100) 사이에 존재하는 갭 영역(400)의 유전율이 변할 수 있다.
- [0065] 즉, 갭 영역(400)에서 제1 항체 물질(B1)과 제1 항원 물질(G1)이 결합하고 난 후, 갭 영역(400)은 공기의 유전율과 다른 유전율을 갖게 된다. 이에 따라, 드레인 전류(Id) 또는 트랜지스터의 문턱 전압(Vt)이 변하게 되고, 바이오 센서(1)는 이를 감지할 수 있다. 바이오 센서(1)는 드레인 전류(Id) 또는 트랜지스터의 문턱 전압(Vt) 변화를 감지하여 바이오 물질을 센싱할 수 있다.
- [0066] 도 3을 참조하면, 동일한 게이트 전압(Vg)이 인가되었을 때, 서로 다른 유전율을 갖는 바이오 센서(1)의 드레인 전류(Id)는 달라지며, Vg-Id 특성 곡선의 변화에 따라 트랜지스터의 문턱 전압(Vt)도 변하는 것을 알 수 있다.

- [0067] 여기에서, 갭 영역(400)에는 단일 종류의 항체 물질(예를 들어, 제1 항체 물질(B1))이 존재할 수 있다. 즉, 바이오 센서(1)는 갭 영역(400)에서 단일한 종류의 항원-항체 반응이 발생하도록 구성되고, 갭 영역(400)에서의 유전율 변화에 따라 발생하는 드레인 전류(I_d) 또는 트랜지스터의 문턱 전압(V_t) 변화를 감지할 수 있다. 이에 따라, 갭 영역(400)에서 어떠한 종류의 항원 물질이 결합했는지 알게됨에 따라 바이오 물질의 종류를 알 수 있다.
- [0068] 본 발명에 따른 바이오 센서(1)는, 갭 영역(400)에서의 유전율 변화를 감지하여 바이오 물질(예를 들어, 제1 항원 물질(G1))을 센싱할 수 있다. 갭 영역(400)에서의 유전율 변화에 따라 바이오 물질(예를 들어, 제1 항원 물질(G1))을 센싱함에 따라, 바이오 물질이 비극성 물질이거나, 전하를 갖지 않는 물질인 경우에도 바이오 물질을 센싱할 수 있다.
- [0069] 이러한 바이오 센서(1)를 이용하여, 바이오 센서(1)를 자가 진단을 위한 휴대용 통신 시스템과 결합한다면, 고 민감도의 휴대용/자가 진단용 바이오 시스템을 구현할 수 있다.
- [0070] 이하에서, 본 발명의 다른 실시예에 따른 바이오 센서에 대하여 설명한다.
- [0071] 도 4는 본 발명의 다른 실시예에 따른 바이오 센서의 사시도이다. 도 5는 본 발명의 다른 실시예에 따른 바이오 센서의 단면도이다. 설명의 편의상, 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오 센서를 설명한 것과 실질적으로 동일한 부분의 설명은 생략하기로 한다.
- [0072] 도 4 및 도 5를 참조하면, 본 발명의 다른 실시예에 따른 바이오 센서(2)는, 기관(100), 층간 절연막(110), 게이트 전극(310), 게이트 절연층(210), 소오스/드레인 영역(121, 131), 채널 영역(141), 갭 영역(410) 등을 포함한다.
- [0073] 기관(100)과 층간 절연막(110)에 대한 설명은 위에서 상술한 것과 동일하다.
- [0074] 게이트 전극(310)은 층간 절연막(110) 상에 형성된다. 게이트 전극(310) 상에 게이트 절연층(210)이 형성된다. 게이트 절연층(210)의 폭(W4)은 게이트 전극(310)의 폭(W5)보다 넓게 형성될 수 있다. 이에 따라, 게이트 절연층(210)과 층간 절연막(110) 사이에 갭 영역(410)이 형성될 수 있다.
- [0075] 게이트 절연층(210) 상에 소오스/드레인 영역(121, 131)이 형성되고, 소오스/드레인 영역(121, 131) 사이에 채널 영역(141)이 형성된다.
- [0076] 게이트 전극(310)을 형성한 후, 게이트 전극(310)의 양 측에 패시베이션 막을 형성하고, 게이트 전극(310) 상에 게이트 절연층(210)을 형성한 후, 패시베이션 막을 제거하여 바이오 센서(2)의 구조를 형성할 수 있다.
- [0077] 바이오 센서(2)의 갭 영역(410)에는 제1 항체 물질(B1)이 존재할 수 있다. 제1 항체 물질(B1)은 제1 항원 물질(G1)과 결합할 수 있다. 갭 영역(410)에서 제1 항체 물질(B1)과 제1 항원 물질(G1)이 결합한다면, 갭 영역(410)에서의 유전율이 변할 수 있다.
- [0078] 즉, 갭 영역(410)에서 제1 항체 물질(B1)과 제1 항원 물질(G1)이 결합하고 난 후, 갭 영역(410)은 공기의 유전율과 다른 유전율을 갖게 된다. 이에 따라, 드레인 전류(I_d) 또는 트랜지스터의 문턱 전압(V_t)이 변하게 되고, 바이오 센서(2)는 이를 감지할 수 있다. 바이오 센서(2)는 드레인 전류(I_d) 또는 트랜지스터의 문턱 전압(V_t) 변화를 감지하여 바이오 물질을 센싱할 수 있다.
- [0079] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 센싱 시스템을 나타낸 것이다. 설명의 편의상, 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오 센서를 설명한 것과 실질적으로 동일한 부분의 설명은 생략하기로 한다.
- [0080] 도 6을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 센싱 시스템은, 기관(100), 복수 개의 바이오 센서(10, 20, 30)를 포함한다.
- [0081] 복수 개의 바이오 센서(10, 20, 30)는 적어도 2개 이상의 바이오 센서이며, 복수 개의 바이오 센서(10, 20, 30)는 각각, 유전율 변화를 감지하여 바이오 물질을 센싱한다. 이 때, 복수 개의 바이오 센서(10, 20, 30)는 서로 다른 바이오 물질을 센싱할 수 있다. 즉, 제1 바이오 센서(10)에는 제1 항체 물질(B1)이 포함되어, 제1 항원 물질(G1)을 검출하고, 제2 바이오 센서(20)에는 제2 항체 물질(B2)이 포함되어, 제2 항원 물질(G2)을 검출할 수 있다.
- [0082] 이와 같이, 복수 개의 바이오 센서(10, 20, 30) 각각에는, 서로 다른 단일 종류의 항원 물질을 검출하도록 항체 물질이 포함될 수 있다. 복수 개의 바이오 센서(10, 20, 30)는, 유전율 변화에 따라 각각, 서로 다른 드레인 전

류 또는 문턱 전압 변화를 갖게 되며, 이러한 변화를 감지하여 어떤 종류의 바이오 물질이 검출되는지 센싱할 수 있다.

[0083] 복수 개의 바이오 센서(10, 20, 30)로 구성된 센싱 시스템을 이용하여, 동시에 복수의 바이오 물질을 센싱할 수 있으며, 고민감도의 휴대용/자가 진단용 바이오 시스템을 구현하는데 활용할 수 있다.

[0084] 복수 개의 바이오 센서(10, 20, 30)는 박막 트랜지스터, 다이오드, 저항, 또는 광반응 소자를 포함할 수 있다. 특히, 복수 개의 바이오 센서(10, 20, 30)는 위에서 설명한 트랜지스터 구성을 포함할 수 있고, 게이트 전극, 소오스/드레인 영역, 채널 영역, 갭 영역 등이 형성되어, 바이오 물질을 센싱할 수 있다.

[0085] 위에서 설명한 것과 마찬가지로, 본 발명에서의 센싱 시스템은, 갭 영역에서의 유전율 변화를 감지하여 바이오 물질을 센싱할 수 있다. 이에 따라, 바이오 물질이 비극성 물질이거나, 전하를 갖지 않은 물질이어도 센싱할 수 있다.

[0086] 이하에서, 본 발명에 따른 바이오 센서의 동작 방법에 대하여 설명한다.

[0087] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오 센서의 동작 방법을 순차적으로 나타낸 흐름도이다.

[0088] 도 7을 참조하면, 우선, 게이트 전극(300)과 채널 영역(140) 사이에 갭 영역(400)이 형성된 바이오 센서(1)를 준비한다(S100).

[0089] 여기에서, 바이오 센서(1)는 도 1 내지 도 3을 참조하여 설명한 바이오 센서와 동일한 것일 수 있으나, 본 발명이 이에 한정되는 것은 아니다.

[0090] 이어서, 갭 영역(400)에서의 유전율 변화를 감지하여 바이오 물질을 센싱한다(S110). 즉, 본 발명에서의 특징은, 갭 영역(400)에서의 유전율 변화를 감지하여 바이오 물질을 센싱하는 것이다. 이 때, 바이오 센서(1)에 대하여, 유전율 변화에 따라 변하는 드레인 전류(I_d)를 감지하거나, 트랜지스터의 문턱 전압(V_t)을 감지하여, 바이오 물질을 센싱할 수 있다.

[0091] 특히, 바이오 센서(1)의 갭 영역(400)에는 제1 항체 물질(B1)이 존재하여, 제1 항체 물질(B1)이 제1 항원 물질(G1)과 결합함으로써, 갭 영역(400)에서의 유전율이 변할 수 있다.

[0092] 제1 항원 물질(G1)은 비극성 물질이거나, 전하를 갖지 않는 물질일 수 있다. 따라서, 바이오 센서(1)는 비극성 물질이거나, 전하를 갖지 않는 바이오 물질도 센싱할 수 있다.

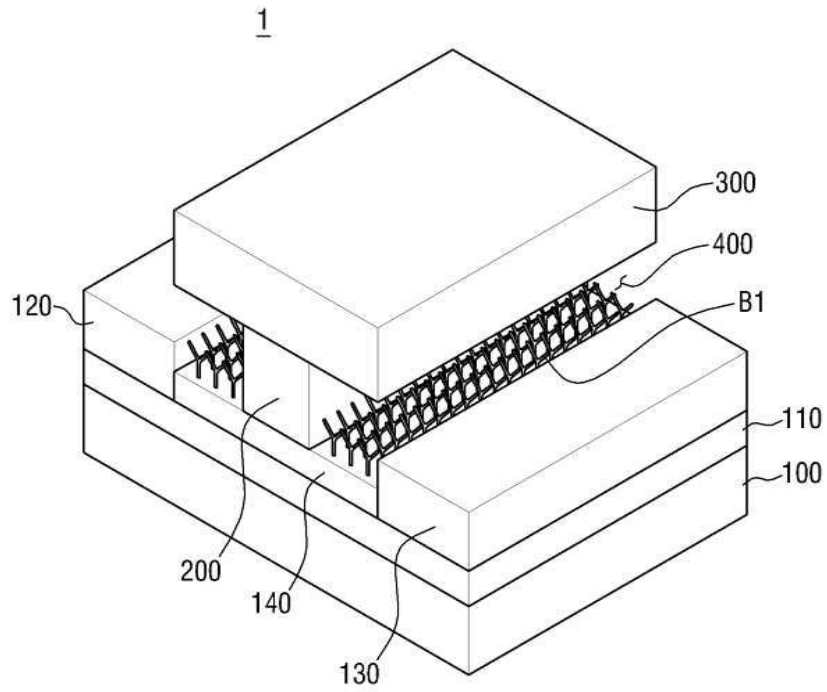
[0093] 이상 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

부호의 설명

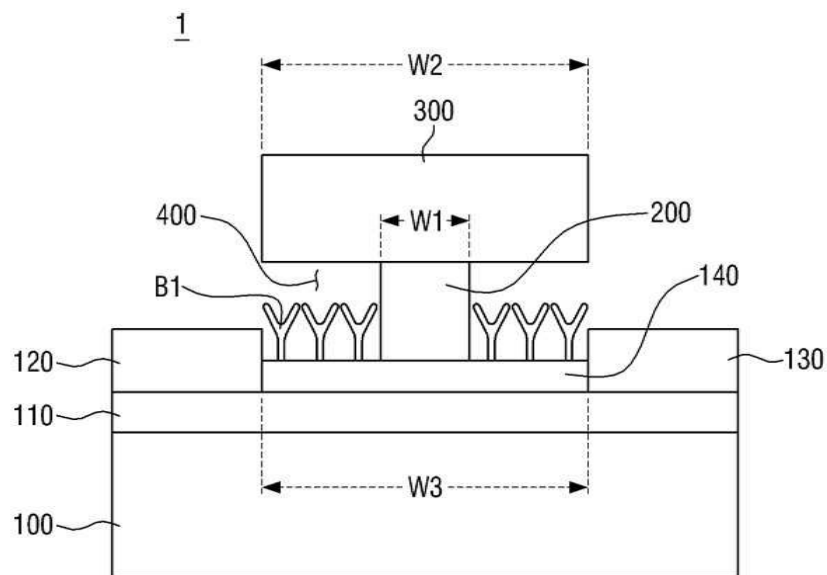
[0094] 100: 기관 110: 층간 절연막
120, 130: 소오스/드레인 영역 140: 채널 영역
200: 게이트 절연층 300: 게이트 전극
400: 갭 영역

도면

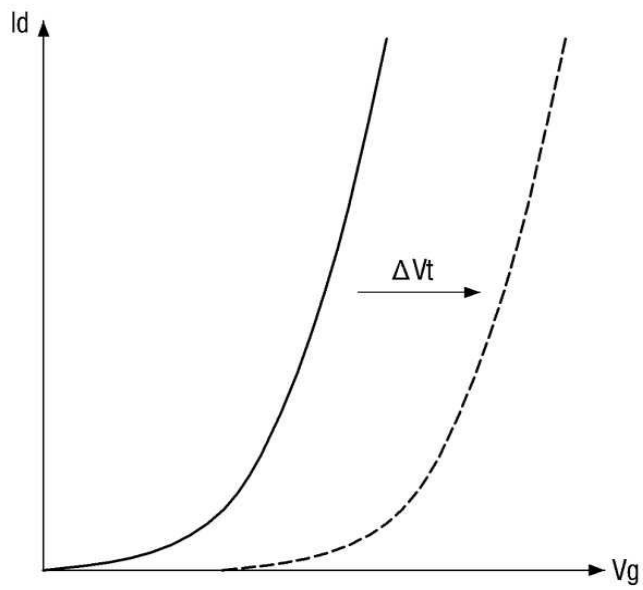
도면1



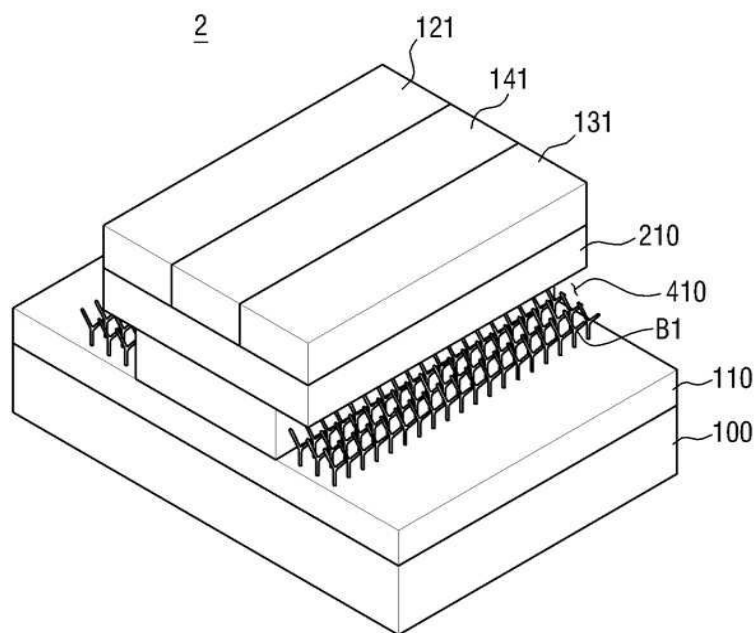
도면2



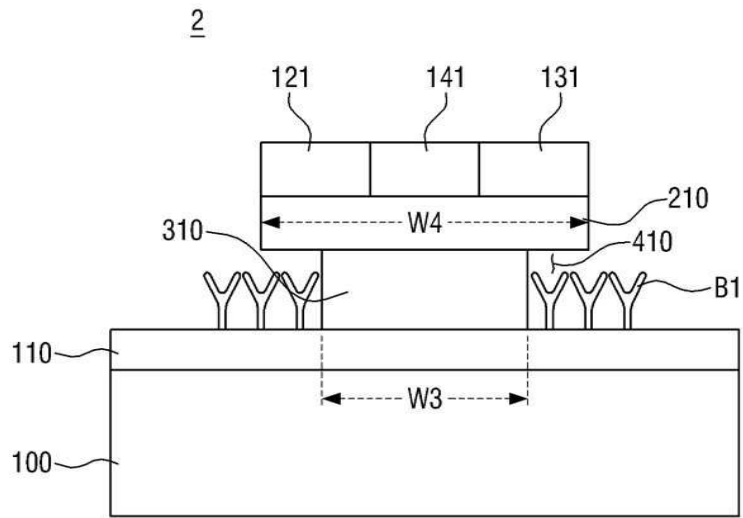
도면3



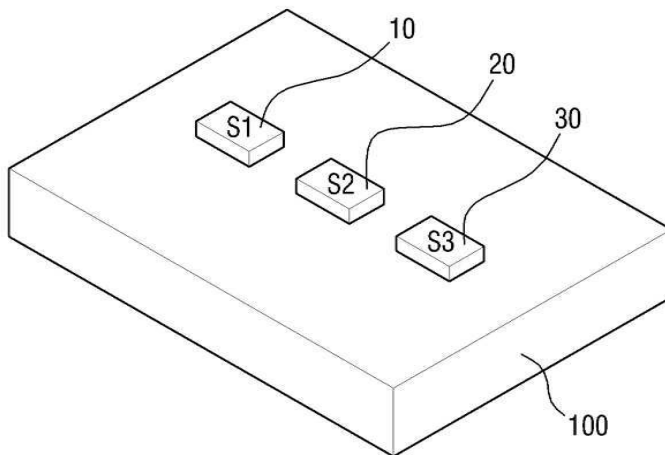
도면4



도면5



도면6



도면7

