



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2017년08월14일
(11) 등록번호 10-1767670
(24) 등록일자 2017년08월07일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 G01N 27/327 (2006.01) G01N 27/414 (2006.01)
 H01L 21/205 (2006.01) H01L 21/311 (2006.01)
 H01L 29/49 (2006.01) H01L 29/78 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
 G01N 27/3278 (2013.01)
 G01N 27/4146 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2016-0063340
 (22) 출원일자 2016년05월24일
 심사청구일자 2016년05월24일
- (56) 선행기술조사문헌
 Jae-Hyuk Ahn et al., "A pH sensor with a double-gate silicon nanowire field-effect transistor", APPLIED PHYSICS LETTERS, 102, pp.1-5, 2013.02*
 배태언, "듀얼게이트 구조의 EGFET를 이용한 차동 측정 방식의 고성능 바이오 센서에 관한 연구", 광운대학교대학원 석사학위논문, pp.1-58, 2013.12*
 *는 심사관에 의하여 인용된 문헌

- (73) 특허권자
 한국생명공학연구원
 대전광역시 유성구 과학로 125 (어은동)
- (72) 발명자
 신용범
 대전광역시 유성구 배울2로 테크노밸리 11단지 1105-701
- 조원주
 경기도 남양주시 별내중앙로 83 3806동 901호 (별내동, 동익미래벨)
 (뒷면에 계속)
- (74) 대리인
 이원희

전체 청구항 수 : 총 10 항

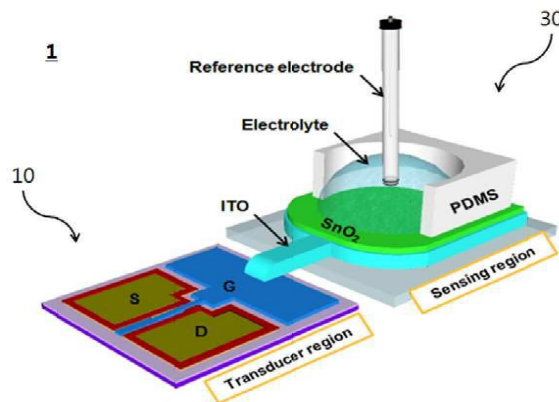
심사관 : 이경철

(54) 발명의 명칭 **재사용이 가능하고 민감도와 안정성이 우수한 생화학 센서 및 제조 방법**

(57) 요약

본 발명은, 생화학 센서에 있어서, 하부 게이트 전극, 상기 하부 게이트 전극 위에 적층된 절연층, 상기 하부 절연층 위에 형성된 채널, 상기 채널 상에 서로 이격되어 마련된 소스 및 드레인, 상기 소스 및 상기 드레인 사이에 위치하며 상기 채널 위에 적층된 상부 절연층, 상기 상부 절연층 위에 적층된 상부 게이트 전극을 갖는 듀얼 게이트 구조의 전계부; 및 상기 상부 게이트 전극과 분리 가능하도록 연결되어 통전되는 연결 전극, 상기 연결 전극 위에 적층된 감지막, 상기 감지막 위에 마련되어 감지 대상인 생화학 물질이 담지되는 챔버를 갖는 감지부를 포함하여, 상기 감지부는 상기 전계부로부터 탈착되어 상기 전계부의 재사용이 가능하며, 상기 채널은 실리콘 나노 와이어 구조로 형성된 것을 특징으로 한다.

대표도



(52) CPC특허분류

H01L 21/205 (2013.01)
 H01L 21/31116 (2013.01)
 H01L 29/49 (2013.01)
 H01L 29/78 (2013.01)

이기중

대전광역시 동구 성동로 74 101동 107호 (자양동, 동아아파트)

(72) 발명자

이인규

경기도 광명시 하안로 284 1219동 908호 (하안동, 하안주공12단지아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 GFM0181511
 부처명 교육과학기술부
 연구관리전문기관 한국연구재단(대전)
 연구사업명 원천기술개발사업(글로벌프론티어)
 연구과제명 금속 나노구조체 기반 현장응답형 감염성 바이러스 검지 센서 개발
 기 여 율 40/100
 주관기관 한국생명공학연구원
 연구기간 2015.11.01 ~ 2016.06.30

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 KGM1121622
 부처명 미래창조과학부
 연구관리전문기관 국가과학기술연구회
 연구사업명 주요사업(2015-2018)
 연구과제명 나노바이오메디컬 융복합 기술개발사업
 기 여 율 40/100
 주관기관 한국생명공학연구원
 연구기간 2016.01.01 ~ 2016.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 OGM2401512
 부처명 교육과학기술부
 연구관리전문기관 한국연구재단(대전)
 연구사업명 기초연구사업(중견)
 연구과제명 나노플라즈모닉스 기반 체외진단용 PoCT 바이오센서 상용화 연구
 기 여 율 20/100
 주관기관 한국생명공학연구원
 연구기간 2015.11.01 ~ 2016.10.31

명세서

청구범위

청구항 1

하부 게이트 전극, 상기 하부 게이트 전극 위에 적층된 하부 절연층, 상기 하부 절연층 위에 형성된 채널, 상기 채널 상에 서로 이격되어 마련된 소스 및 드레인, 상기 소스 및 상기 드레인 사이에 위치한 채널 위에 적층된 상부 절연층, 상기 상부 절연층 위에 적층된 상부 게이트 전극을 갖는 듀얼 게이트 구조의 전계부; 및

상기 상부 게이트 전극과 분리 가능하도록 연결되어 통전되는 연결 전극, 상기 연결 전극 위에 적층된 감지막, 상기 감지막 위에 마련되어 감지 대상인 생화학 물질이 담지되는 챔버를 갖는 감지부를 포함하여,

상기 감지부는 상기 전계부로부터 탈착되어 상기 전계부의 재사용이 가능하며, 상기 채널은 실리콘 나노 와이어 구조로 형성되어 평면형 채널 구조의 듀얼게이트 전계 효과 트랜지스터 보다 높은 전기적 민감도 및 높은 증폭률과 낮은 누설전류를 갖는 것을 특징으로 하는 생화학 센서.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 채널은,

상기 하부 절연층 상에 $5\mu\text{m}$ 내지 $15\mu\text{m}$ 의 길이로, $15\mu\text{m}$ 내지 $25\mu\text{m}$ 의 폭을 갖도록 형성된 것을 특징으로 하는 생화학 센서.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 실리콘 나노 와이어는,

상기 하부 절연층 상에 110nm 내지 130nm의 높이로 140nm 내지 160nm의 폭을 갖도록 형성된 것을 특징으로 하는 생화학 센서.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 상부 절연층 및 하부 절연층은,

열산화(thermal oxidation) 기법으로 이산화규소(SiO_2) 레이어 층이 형성되고, 상부 절연층은 10nm 내지 30nm의 두께를, 하부 절연층은 150nm 내지 250nm의 두께를 갖는 것을 특징으로 하는 생화학 센서.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 상부 게이트 전극은,

상기 상부 절연층 위에 상기 소스와 상기 드레인 사이를 가로지르도록 신장된 'T'형상으로 형성되며, EBM(e-beam evaporation) 기법으로 증착된 알루미늄(Al) 전극이고, 100nm 내지 200nm의 두께를 갖는 것을 특징으로 하는 생화학 센서.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 소스와 상기 드레인은 상기 상부 절연층의 하부 영역에 대칭적으로 형성되고, 90nm 내지 110nm의 두께를 갖는 것을 특징으로 하는 생화학 센서.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 연결 전극은,

RF(Radio-Frequency) 스퍼터링으로 형성된 ITO(Indium-Tin-Oxide) 전극이고, 80nm 내지 120nm의 두께를 갖는 것을 특징으로 하는 생화학 센서.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 감지막은,

상기 챔버 내에 담지된 생화학 물질을 감지하는 막으로서, 상기 연결 전극 위에 이산화주석(SnO_2) 레이어가 30nm 내지 90nm의 두께로 적층된 것을 특징으로 하는 생화학 센서.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 챔버는,

폴리디메틸실록산(PDMS) 소재인 것을 특징으로 하는 생화학 센서.

청구항 10

(a) 제1 이온이 도핑된 층, BOX(buried oxide) 층, 실리콘 층을 순차적으로 적층한 제1 기판의 상면에 열경화식 임프린팅을 이용하여 나노 와이어 형태의 폴리머 패턴을 성형하는 단계;

(b) 드라이 에칭으로 상기 실리콘 층을 식각 한 뒤, 상기 나노 와이어 형태의 폴리머 패턴을 제거하여 실리콘 나노 와이어 구조의 채널을 형성하는 단계;

(c) 상기 제1 기판에 활성 영역(active region)을 형성한 뒤, LPCVD(low-pressure chemical vapor deposition) 공정을 이용하여 소스와 드레인 영역에 제2 이온이 도핑된 레이어 층을 형성시키는 단계;

(d) 상기 제1 기판에 열산화(thermal oxidation) 기법으로 이산화규소(SiO_2) 레이어 층을 형성하여 상부 절연층을 마련하고, EBM(e-beam evaporation) 기법으로 알루미늄(Al)을 증착하여 상부 게이트 전극을 마련함으로써 듀얼 게이트 구조의 전극을 구비시키는 단계; 및

(e) 상기 상부 게이트 전극과 연결되는 ITO(Indium-Tin-Oxide) 전극을 제2 기판에 마련하고, 상기 ITO(Indium-Tin-Oxide) 전극 위에 이산화주석(SnO_2) 레이어를 적층하며, 상기 이산화주석(SnO_2) 레이어의 상부에 감지 대상인 생화학 물질이 담지되는 챔버를 형성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 생화학 센서의 제조

방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 생화학 센서에 관한 것으로서, 무표지의 pH 센싱이 가능한 FET(Field-Effect Transistor) 기반의 생화학 센서에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 최근, 인구 고령화 및 생명공학 기술의 활발한 연구와 함께, 생화학 센서에 대한 수요는 급격히 증가하고 있다. 특히, 전계 효과 트랜지스터(FET: Field-Effect Transistors) 기반 무표지(label-free)의 전자적 센서는 포터블하고 POCT(point-of-care testing)에 적용하여 갖는 장점이 뛰어나는 것이다. FET 기반의 생화학 센서에 있어서, 민감도와 안정성은 주요한 기술적 이슈가 된다. 그러나, 실제적으로 트레이드 오프(trade off) 특성을 갖고 있는 민감도와 안정성 두 가지 기술요소를 동시에 높은 수준으로 충족시키는 것은 쉽지 않다.

[0003] 일반적으로, 안정성은 민감도의 변화에 영향을 받는다. 종래 기술 문헌으로서, Lee, O. K. 'A self-amplified transistor immunosensor under dual gate operation: highly sensitive detection of hepatitis B surface antigen' 논문에서는 민감도와 안정성 사이에 최적의 밸런스를 유지하고, 궁극적으로는 신호대 잡음비(S/N ratio)를 증가시키기 위해 듀얼 게이트 전계 효과 트랜지스터(DG FET)를 제안하였다. DG FET는 상부와 하부 게이트 사이에 독특한 비대칭 구조로 인하여 커패시터의 커플링 이펙트를 야기하며, 이로 인해 높은 신호 증폭이 가능하다. 비록, 종래의 DG FET는 많은 장점을 갖고 있지만, 아직 부족한 게이트 제어 특성과 고온에서 오프 상태의 누설전류가 발생하는 문제 등 추가적인 개선이 요구된다.

[0004] 한편, FET의 성능 개선으로 실리콘 나노 와이어 기반의 전계 효과 트랜지스터 구조(SiNW-based FET)가 제안되었다. SiNW FET는 높은 표면적 대 체적 비율을 갖는다. 이에 따라 SiNW FET는 우수한 차지 제어 특성을 보유하여 오프 상태에서의 누설 전류가 낮다. 마이크로 또는 나노 와이어와 같이 극소 구조물은 포토리소그래피 공정으로 제작될 수 있다. 그러나, 종래의 포토리소그래피 공정은 나노 구조물의 제작에 적합하지 않은 면이 있다. 이는, 웨이퍼에 작은 특징을 선명하게 형성하기 위해 짧은 파장의 광을 사용해야 하는데, 공정 비용이 저렴하지 않고 LER(Line Edge Roughness)과 같은 단점이 존재한다. 따라서, 대량생산에 적합하지 않다.

[0005] 이러한 한계를 극복하기 위해서, SiNW FET에는 나노임프린트 리소그래피(NIL: Nanoimprint Lithography) 기술이 적용되는 것이 보다 바람직할 것이다. NIL은 낮은 생산성을 갖는 전자빔 리소그래피를 보완할 기술로 주목받고 있으며, 마이크로 스케일의 패턴을 갖는 고분자 소재 제품의 대량 생산에 사용되는 엠보싱/몰딩 기술을 리소그래피에 적용한 것이다. 종래의 포토리소그래피와 비교하면, NIL은 상대적으로 높은 처리량, 낮은 비용, 우수한 생산성을 갖는다. 게다가, NIL은 주기적이고 정형적인 나노 와이어를 대면적에 형성시키기에 적합할 뿐만 아니라, 다양한 나노 스케일의 패턴을 높은 해상도로 형성시킬 수 있다.

[0006] DG FET 소자는 표면에 전해질 이온 동도에 따라 표면전위가 변화되며, 이를 전류량의 변화로서 감지할 수 있다. 상기 원리로 FET는 다양한 생체요소를 감지할 수 있는 표면에 기능화하여 다양한 바이오 센서로 구현되어 오고 있다. 그러나, 전해질에 노출되어 이미 감지에 사용된 FET는 재사용이 불가능하다. FET를 생화학 센서로 적용시킴에 있어서 감지 및 측정이 일원화된다면, 비교적 제조단가가 높은 FET를 일회용으로 사용해야 하는 문제점이 생긴다.

[0007] 본 출원인은 상기의 기술적 배경으로부터 착안하여, DG FET에서 채널 부분을 실리콘 나노 와이어 구조로 형성하여 종래의 평면형(planer) 채널의 DG FET에 비하여 민감도와 안정성을 향상시키게 되었다. 또한, 측정부와 감지부를 이원화하여 DG FET의 재사용이 가능한 생화학 센서의 구조를 고안하였다.

선행기술문헌

비특허문헌

[0008] (비특허문헌 0001) Lee, O. K. 'A self-amplified transistor immunosensor under dual gate operation: highly sensitive detection of hepatitis B surface antigen'

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명은 나노임프린트 리소그래피(NIL) 기술을 이용하여 빠르고 정교하게 대면적 실리콘 나노 와이어를 형성하고, 이를 듀얼 게이트 전계 효과 트랜지스터(DG FET)의 채널층에 적용함으로써 종래의 평면형(planar) DG FET 보다 민감도와 안정성이 향상된 생화학 센서를 제공하고자 한다. 또한, 본 발명은 생화학 측정 시 사용되는 감지부와 생화학 요소를 측정하는 전계부를 탈착 가능하게 구현하여 제조단가가 높은 실리콘 나노 와이어 기반 DG FET의 재사용이 가능한 생화학 센서를 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

[0010] 상기 목적을 달성하기 위하여 본 발명은, 생화학 센서에 있어서, 하부 게이트 전극, 상기 하부 게이트 전극 위에 적층된 하부 절연층, 상기 하부 절연층 위에 형성된 채널, 상기 채널 상에 서로 이격되어 마련된 소스 및 드레인, 상기 소스 및 드레인 사이에 이격된 부분에 있는 채널 위에 적층된 상부 절연층, 상기 상부 절연층 위에 적층된 상부 게이트 전극을 갖는 듀얼 게이트 구조의 전계부; 및 상기 상부 게이트 전극과 분리 가능하도록 연결되어 통전되는 연결 전극, 상기 연결 전극 위에 적층된 감지막, 상기 감지막 위에 마련되어 감지 대상인 생화학 물질이 담지되는 챔버를 갖는 감지부를 포함하여, 상기 감지부는 상기 전계부로부터 탈착되어 상기 전계부의 재사용이 가능하며, 상기 채널은 실리콘 나노 와이어 구조로 형성되어 종래의 평면형 채널을 갖는 듀얼게이트 전계 효과 트랜지스터 보다 높은 민감도와 낮은 누설전류를 갖는 것을 특징으로 한다.

[0011] 바람직하게, 상기 채널은 상기 하부 절연층 상에 5 μ m 내지 15 μ m의 길이로, 15 μ m 내지 25 μ m의 폭을 갖도록 형성될 수 있다.

[0012] 바람직하게, 상기 실리콘 나노 와이어는 상기 하부 절연층 상에 110nm 내지 130nm의 높이로 140nm 내지 160nm의 폭을 갖도록 형성될 수 있다.

[0013] 바람직하게, 상기 상부 절연층 및 하부 절연층은 열산화(thermal oxidation) 기법으로 이산화규소(SiO_2) 레이어 층이 형성될 수 있으며, 상부 절연층은 10nm 내지 30 nm의 두께로, 하부 절연층은 150nm 내지 250nm의 두께로 형성될 수 있다.

[0014] 바람직하게, 상기 상부 게이트 전극은 상기 상부 절연층 위에 상기 소스와 상기 드레인 사이를 가로지르도록 신장된 'T'형상으로 형성되며, EBM(e-beam ecaporation) 기법으로 증착된 알루미늄(Al) 전극이고, 100nm 내지 200nm의 두께를 갖는다.

[0015] 바람직하게, 상기 소스와 상기 드레인은 상기 상부 절연층의 하부 영역에 대칭적으로 형성되고, 90nm 내지 110nm의 두께를 갖는다.

[0016] 바람직하게, 상기 연결 전극은 RF(Radio-Frequency) 스퍼터링으로 형성된 ITO(Indium-Tin-Oxide) 전극이고, 80nm 내지 120nm의 두께를 갖는다.

[0017] 바람직하게, 상기 감지막은 상기 챔버 내에 담지된 생화학 물질을 감지하는 막으로서, 상기 연결 전극 위에 이산화주석(SnO_2) 레이어가 30nm 내지 90nm의 두께로 적층될 수 있다.

[0018] 바람직하게, 상기 챔버는 폴리디메틸실록산(PDMS) 소재로 제공될 수 있다.

[0019] 또한, 본 발명은 생화학 센서를 제조하는 방법에 있어서, 제1 이온이 도핑된 층, BOX(buried oxide) 층, 실리콘 층을 순차적으로 적층한 제1 기판의 상면에 열경화식 임프린팅을 이용하여 나노 와이어 형태의 폴리머 패턴을 성형하는 (a)단계; 드라이 에칭으로 상기 실리콘 층을 식각 한 뒤, 상기 나노 와이어 형태의 폴리머 패턴을 제거하여 실리콘 나노 와이어 구조의 채널을 형성하는 (b)단계; 상기 제1 기판에 활성 영역(active region)을 형성한 뒤, LPCVD(low-pressure chemical vapor deposition) 공정을 이용하여 소스와 드레인 영역에 제2 이온이 도핑된 레이어 층을 형성시키는 (c)단계; 상기 제1 기판에 열산화(thermal oxidation) 기법으로 이산화규소(SiO_2) 레이어 층을 형성하여 상부 절연층을 마련하고, EBM(e-beam ecaporation) 기법으로 알루미늄(Al)을 증착하여 상부 게이트 전극을 마련함으로써 듀얼 게이트 구조의 전극을 구비시키는 (d)단계; 및 상기 상부 게이트 전극과 연결되는 ITO(Indium-Tin-Oxide) 전극을 제2 기판에 마련하고, 상기 ITO(Indium-Tin-Oxide) 전극 위

에 이산화주석(SnO_2) 레이어를 적층하며, 상기 이산화주석(SnO_2) 레이어의 상부에 감지 대상인 생화학 물질이 담지되는 챔버를 형성하는 (e)단계를 포함하는 것을 다른 특징으로 한다.

발명의 효과

[0020] 본 발명에 따르면, 듀얼게이트 전계 효과 트랜지스터에 있어서 채널을 실리콘 나노 와이어 구조로 형성함으로써, 게이트 전압에 의한 활성 영역을 효과적으로 컨트롤 할 수 있어 누설 전류를 줄이는 것이 가능하며, 실리콘 나노 와이어 채널의 높은 표면적대 채적 비율로, 상하부 게이트 사이의 커패시터의 커플링 이펙트를 증대시킴으로써 종래의 평면형 듀얼게이트 전계 효과 트랜지스터 보다 더 크게 신호의 증폭이 가능하다. 또한, 본 발명에 따른 생화학 센서는 확장 게이트인 연결 전극 구조로 감지부를 구성하였기 때문에 생화학 센서에서 제조단가 비중이 높은 실리콘 나노 와이어 기반 전계 효과 트랜지스터를 재사용할 수 있는 이점이 있으며, pH 센서로 적용함에 있어서 민감도와 안정성이 모두 향상된 점을 실험적으로 확인하였다.

도면의 간단한 설명

[0021] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 생화학 센서의 사시도를 도시한 모습이다.
 도 2는 생화학 센서 제조 방법에 있어서, 전계부의 채널 영역을 실리콘 나노 와이어로 형성하는 과정 및 형성된 실시예를 나타낸다.
 도 3은 도 2에 따라 형성된 실리콘 나노 와이어를 이용하여 생화학 센서의 전계부가 제조되는 흐름도 및 제조된 전계부와 감지부의 실시례를 나타낸다.
 도 4는 본 실시예에 따른 SiNW FET와 종래의 Planar FET의 전달특성 및 출력 특성을 측정된 결과 그래프를 나타낸다.
 도 5는 Planar FET와 SiNW FET가 듀얼 게이트 모드(DG)일 때의 성능 비교 실험 결과를 나타낸다.
 도 6은 120°C의 고온 조건에서 planar FET와 SiNW FET의 누설전류 특성을 측정된 결과 그래프를 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0022] 이하, 첨부된 도면들에 기재된 내용들을 참조하여 본 발명을 상세히 설명한다. 다만, 본 발명이 예시적 실시 예들에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다. 각 도면에 제시된 동일 참조부호는 실질적으로 동일한 기능을 수행하는 부재를 나타낸다.

[0023] 본 발명의 목적 및 효과는 하기의 설명에 의해서 자연스럽게 이해되거나 보다 분명해 질 수 있으며, 하기의 기재만으로 본 발명의 목적 및 효과가 제한되는 것은 아니다. 또한, 본 발명을 설명함에 있어서 본 발명과 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이, 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략하기로 한다.

[0024] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 생화학 센서(1)의 사시도를 도시한 모습이다. 도 1을 참조하면, 생화학 센서(1)는 전계부(10)와 감지부(30)를 포함할 수 있다. 전계부(10)는 본 실시예로 듀얼 게이트 전계 효과 트랜지스터(DG FET)가 될 수 있으며, 감지부(30)는 생화학 물질의 감지를 위한 센싱 영역으로 이해될 수 있다. 도 1에 도시된 바와 같이, 본 실시예에 따른 생화학 센서(1)는 전계부(10)와 감지부(30)가 이격되어 탈착 가능하도록 형성되며, 전계부(10)는 확장 게이트 구조로서 연결 전극(ITO)을 통해 감지부(30)와 연결된다. 시료나 전해액 등 생화학 물질을 감지 후, 손상되거나 오염된 감지부(30)는 버리고 전계부(10)는 감지부(30)로부터 분리함으로써 재사용이 가능하다. 이하, 생화학 센서(1)의 각 구성에 대하여 설명한다.

[0025] 전계부(10)는 하부 게이트 전극(BG), 하부 게이트 전극 위에 적층된 하부 절연층, 하부 절연층 위에 형성된 채널, 채널 위에 서로 이격되어 마련된 소스(S) 및 드레인(D), 소스(S)와 드레인(D) 사이에 위치하며 채널 위에 형성된 상부 절연층, 상부 절연층 위에 적층된 상부 게이트 전극(TG)을 포함할 수 있다.

[0026] 이하, 전계부(10)가 마련되는 기판을 제1 기판이라 하고, 감지부(30)가 마련되는 기판을 제2 기판이라 한다. 제1 기판에는 DG FET의 상부 게이트(TG), 하부 게이트(TG), 소스(S), 드레인(D) 구성이 구비되며 각 기능은 주지된 사실로서 원용은 생략하고, 본 실시예에 따라 변경, 개량된 부분을 상세히 설명한다. 설명에 앞서, 하부 게이트 전극, 소스, 드레인에는 각각 제1 이온, 제2 이온이 도핑될 수 있다. 제1 이온은 'p' 타입이고, 제2 이온

은 'n' 타입이 될 수 있으나 이로 한정하는 것은 아니며, 제1, 2의 표현은 서로 다른 타입의 이온이 도핑된 것을 구분하기 위함이다.

[0027] 하부 절연층은 BOX(buried oxide)일 수 있다. 제1 기판은 베이스로 제1 이온이 도핑된 SOI(silicon-on-insulator) 웨이퍼, BOX가 적층된 구조로 이해될 수 있다. BOX의 상부면에 실리콘 나노 와이어 구조의 채널이 형성되며 이와 관련 후술한다. SOI 웨이퍼의 두께는 120nm 내외로 형성될 수 있다. SOI 웨이퍼의 상부에 적층되

는 실리콘의 저항성은 $10\Omega \cdot \text{cm}$ 일 수 있다. 상부 실리콘의 도핑 레벨은 $1 \times 10^{15} \text{cm}^{-3}$ 일 수 있다. 상부 실리콘 층은 추후 성형으로 실리콘 나노 와이어 구조가 될 수 있다.

[0028] 소스(S)와 드레인(D)은 상부 절연층의 하부 영역에 대칭적으로 형성될 수 있다. 이 경우 상부 게이트(TG)는 상부 절연층의 상부 영역에 형성되며, 소스(S)와 드레인(D) 사이를 가로지르도록 신장된 'T'형상으로 형성될 수 있다. 상기의 상부 게이트(TG) 구조는 게이트 확장에 유리하다. 상기 상부 게이트(TG)의 배치는 감지부(30)의 연결 전극(ITO)과 충분한 접촉 면적을 형성하고, 감지부(30)와 분리○결합의 구조 설계를 용이하게 한다.

[0029] 본 실시예로, 채널은 절연층(BOX) 상에 $5\mu\text{m}$ 내지 $15\mu\text{m}$ 의 길이로, $15\mu\text{m}$ 내지 $25\mu\text{m}$ 의 폭을 갖도록 형성될 수 있다. 보다 바람직하게 채널은 $10\mu\text{m}$ 길이, $20\mu\text{m}$ 의 폭으로 제공될 수 있다. 이 경우, 채널은 실리콘 나노 와이어 구조로 형성된 것이 바람직하다. 실리콘 나노 와이어는 절연층 상에 110nm 내지 130nm의 높이로 140nm 내지 160nm의 폭을 갖도록 형성될 수 있다. 실리콘 나노 와이어는 나노임프린트 리소그래피(NIL)를 이용하여 성형될 수 있으며, 이와 관련 도 2를 통해 후술한다.

[0030] 상부 절연층은 열산화(thermal oxidation) 기법으로 이산화규소(SiO_2) 레이어 층이 구비된 것으로 제공될 수 있다. 상부 절연층은 이하의 명세서에서 탑 게이트 옥사이드(T_{ox})로 약칭될 수 있다. 상부 절연층에서 이산화규소(SiO_2) 레이어 층은 10nm 내지 30nm의 두께로 형성될 수 있다. 보다 바람직하게, 이산화규소(SiO_2) 레이어 층은 20nm의 두께로 형성될 수 있다.

[0031] 제2 상부 게이트 전극은 EBM(e-beam evaporation) 기법으로 증착된 알루미늄(Al) 전극이고, 100nm 내지 200nm의 두께로 제공될 수 있다. 보다 바람직하게, 제2 상부 게이트 전극은 150nm의 두께로 제공될 수 있다.

[0032] 감지부(30)는 상부 게이트 전극과 분리 가능하도록 연결되어 통전되는 연결 전극, 연결 전극 위에 증착된 감지막, 감지막 위에 마련되어 감지 대상인 생화학 물질이 담지되는 챔버를 포함할 수 있다.

[0033] 감지막은 챔버 내로 주입된 생화학 물질을 감지하는 막으로서, 연결 전극 위에 이산화주석(SnO_2) 레이어가 적층될 수 있다. 센싱하는 막(membrane)으로서 산화주석 레이어는 상온에서 RF magnetron sputtering으로 형성될 수 있다. 형성된 산화주석 레이어의 두께는 40nm~60nm로 제공될 수 있고, 보다 바람직하게는 50nm일 수 있다.

[0034] 연결 전극은 RF(Radio-Frequency) 스퍼터링으로 만들어진 ITO(Indium-Tin-Oxide) 전극이고, 80nm 내지 120nm의 두께로 제공될 수 있다. 보다 바람직하게, 연결 전극은 100nm의 두께로 제공될 수 있다. 챔버는 생화학 물질을 수용하기에 적합하도록 폴리디메틸실록산(PDMS) 소재로 제작될 수 있다.

[0035] 도 1에 따른 생화학 센서를 제조하는 방법은 나노 와이어 형태의 폴리머 패턴을 성형하는 (a)단계, 나노 와이어 구조의 채널을 형성하는 (b)단계, 소스와 드레인 영역에 제2 이온이 도핑된 레이어 층을 형성시키는 (c)단계, 듀얼 게이트 구조의 전극을 구비시키는 (d)단계, 및 감지부를 제조하는 (e)단계를 포함할 수 있다.

[0036] (a)단계는 제1 이온이 도핑된 층, BOX(buried oxide) 층, 실리콘 층을 순차적으로 적층한 제1 기판의 상면에 열경화식 임프린팅을 이용하여 나노 와이어 형태의 폴리머 패턴을 성형할 수 있다.

[0037] (b)단계는 드라이 에칭으로 상기 실리콘 층을 식각 한 뒤, 상기 나노 와이어 형태의 폴리머 패턴을 제거하여 실리콘 나노 와이어 구조의 채널을 형성할 수 있다.

[0038] (c)단계는 제1 기판에 활성 영역(active region)을 형성한 뒤, LPCVD(low-pressure chemical vapor deposition) 공정을 이용하여 소스와 드레인 영역에 제2 이온이 도핑된 레이어 층을 형성시킬 수 있다.

[0039] (d)단계는 제1 기판에 열산화(thermal oxidation) 기법으로 이산화규소(SiO_2) 레이어 층을 형성하여 상부 절

연층을 마련하고, EBM(e-beam ecaporation) 기법으로 알루미늄(Al)을 증착하여 상부 게이트 전극을 마련하여 듀얼 게이트 구조의 전극을 구비시킬 수 있다.

[0040] (e)단계는 상부 게이트 전극과 연결되는 ITO(Indium-Tin-Oxide) 전극을 제2 기판에 마련하고, ITO(Indium-Tin-Oxide) 전극 위에 이산화주석(SnO_2) 레이어를 적층하며, 이산화주석(SnO_2) 레이어의 상부에 감지 대상인 생화학 물질이 담지되는 챔버를 형성할 수 있다.

[0041] 도 2는 생화학 센서의 전계부의 채널 영역을 실리콘 나노 와이어로 형성하는 과정 및 형성된 실시예를 나타낸다. 도 3은 도 2에 따라 실리콘 나노 와이어를 이용하여 생화학 센서의 전계부가 제조되는 흐름도 및 제조된 전계부와 감지부의 실시예를 나타낸다.

[0042] 도 2 및 도 3을 참조하여, 각 단계를 실시예와 함께 보다 상세히 설명하면 다음과 같다.

[0043] **실시예 1. 실리콘 나노 와이어 구조의 채널 성형**

[0044] p 타입의 SOI 웨이퍼에 BOX 레이어를 약 200nm의 두께로 형성한 것을 제1 기판으로 사용하였다. BOX 위에 상부 실리콘 층은 120nm 이하로 형성하였다. 또한, 실리콘의 저항성은 $10\Omega \cdot cm$, 도핑 레벨은 $1 \times 10^{15} cm^{-3}$ 이다.

[0045] (a)단계에서 제1 기판은 아세톤과 이소프로판올(isopropanol)으로 10분간 세척하고, 탈이온수로 5분간 행구어낸 후, 질소로 건조하였다. 제1 기판의 소수성(hydrophobicity)을 감소시키기 위해서, 제1 기판은 산소 플라즈마(PINK GmbH plasma-finish)로 300W의 압력, 80pa 기압 조건으로 10초간 처리하였다. 200nm 두께의 PMMA(Micro resist, PMMA35k300) 레이어를 컨트롤 샘플에 30초간 3000rpm로 스피코트(spin-coated) 처리하고, 120℃에서 120초간 핫플레이트로 가열하였다. PC 필름 몰드는 나노임프린터(4.5bar, duration of 140min)를 이용하여 가압하였다. 이후, PC 필름 몰드와 임프린트된 폴리머는 릴리즈 온도로 형성된 패턴을 냉각하였다. 열저항 소자(thermal resin) 층은 라인 어레이 구조로 임프린트 되어 제1 기판상에 성형된다. 임프린팅이 완료되면, (b)단계에서 염소/아르곤 플라즈마(Cl_2 (20 sccm) / Ar (40 sccm))를 이용하여 드라이 에칭한다. 마지막으로, 아세톤 솔루션을 이용하여 PMMA 레이어를 남기고 열저항 소자를 제거한다. 도 1의 (b), (c)는 상기의 NIL 방법으로 제조된 SiNW의 SEM 이미지를 나타낸다.

[0046] **실시예 2. 전계부(10)의 제조**

[0047] 도 3의 (a)는 실리콘 나노 와이어 전계 효과 트랜지스터(SiNW FET)의 제조 흐름도를 나타낸다. 전술한 바와 같이 NIL 기법으로 형성한 SiNW는 FET의 채널로 이용된다. (c)단계에서 제1 기판에 포토리소그래피와 RIE(Reactive Ion Etching) 공정을 이용하여 활성 영역을 형성하고, 100nm 두께의 'N' 이온이 도핑된 실리콘 레이어(N+ poly-Si)를 소스(S)와 드레인(D) 영역에 LPCVD 기법으로 형성시킨다. 이후, (d)단계에서 열산화 기법을 이용하여 20nm의 두께로 이산화규소(SiO_2) 레이어 층을 형성시킨다. 이 경우, 밀도 결함을 감소시키고 소자의 전기적 특성이 강화되도록 850℃에서 30초간 RTA(rapid thermal annealing)를 수행한다. 이후, 150nm 두께의 알루미늄 게이트 전극을 EBM 기법으로 제작한다. 마지막으로, FGA(forming gas annealing)를 400℃에서 30분간 수행하여 상부, 하부 게이트 전극과 상부, 하부 절연층 및 채널 사이의 인터페이스를 강화한다.

[0048] **실시예 3. 감지부(30)의 제조**

[0049] 제 2 기판에 RF magnetron sputtering으로 100nm 두께의 ITO 전극을 증착한다. ITO 전극은 전기선을 통해 FET(10)의 게이트에 접촉된다. ITO 전극은 감지막 표면에서의 포텐셜 변화를 FET에 전달한다. ITO 전극 위에는 생화학 물질을 감지하는 감지막으로서, RF magnetron sputtering으로 상온에서 50nm 두께의 이산화주석(SnO_2) 레이어를 형성시킨다. 스퍼터링 동안 RF 파워는 50W, 챔버 내의 압력은 3m Torr, 아르곤 가스 유속은 20 sccm으로 설정되었다. 마지막으로, pH 솔루션이 주입되는 PDMS 소재의 챔버를 접합하였다. 챔버의 활성 영역으로서 내측 직경은 0.6cm로 설계하였다. 도 3의 (c)는 실험적으로 제작된 감지부(30)를 나타낸다. 챔버는 상부에 생화학 시료가 유입되는 주입구가 형성되고, 기준 전극(Reference electrode)이 삽입될 수 있다.

[0050] **실험예. 생화학 센서의 성능 테스트**

[0051] 본 실시예에 따라 제작된 생화학 센서는 단일 게이트(SG) 모드와 듀얼 게이트(DG) 모드의 동작이 가능하다. 일

반적으로 종래의 FET 기반 센서는 단일 게이트 모드로 동작하였다. 이 경우, 민감도는 표면 포텐셜의 변화 ($\Delta\psi_0$)로만 결정되기 때문에 Nernstian 민감도인 59mV/pH 이하로 한계가 발생된다.

[0052] 대조적으로, 본 실시예에서 제안된 FET 기반 생화학 센서는 듀얼 게이트 모드로 동작하며, 민감도는 표면 포텐셜($\Delta\psi_0$) 뿐만 아니라 커패시터의 커플링 비율(C_{top}/C_{bottom})에 영향을 받는다. 본 발명에 따른 생화학 센서의 신호 증폭 요소로서, 상부 게이트와 하부 게이트 간 커패시턴스는 하기의 [수학식 1]과 같은 관계식을 갖는다.

[0053] [수학식 1]

[0054]
$$\Delta V_{th}^B = -\frac{C_{top}}{C_{bottom}} \Delta\psi_0 = \frac{C_{top}}{C_{bottom}} \Delta V_{th}^T$$

[0055] 결과적으로, 듀얼 게이트 모드의 FET 생화학 센서는 상부 게이트 커패시턴스(C_{top})가 하부 게이트 커패시턴스(C_{bottom}) 보다 클 경우, Nernstian 민감도보다 우수한 민감도를 갖게 된다.

[0056] 본 실험에서 드레인(D) 전류 대비 게이트 전압의 전기적 특성 평가와 Agilent 4156B 반도체 파라미터 분석기를 이용하여 pH 테스트를 수행하였다. 상용중인 Ag/AgCl 전극을 기준 전극으로 사용하고 빛의 간섭 내지 외부의 노이즈를 최소화할 수 있도록 암시야 환경에서 실험을 수행하였다.

[0057] 도 4의 (a)는 본 실시예에 따른 SiNW FET와 종래의 Planar FET의 전달 특성을 측정된 결과 그래프이고, 도 4의 (b)는 SiNW FET와 Planar FET의 출력 특성을 측정된 결과 그래프를 나타낸다. 도 4의 (a)에서 SiNW FET와 Planar FET는 모두 강한 게이트 의존성이 확인되었다. 또한, 도 4의 (b)에서 확인할 수 있듯이 두 FET의 드레인 전류가 일정 범위의 바이어스 전압(0~2V, with a step of 0.25V)에서 효과적으로 제어되고 있음을 확인하였다. 두 FET를 비교했을 경우, planar FETs와 비교하여 SiNW FET는 더 우수한 전기적 성능을 나타내었다. 전기적 성능을 나타내는 파라미터의 결과값은 하기의 [표 1]과 같다.

표 1

[0058]

| | Mobility ($\text{cm}^2/\text{V}\cdot\text{sec}$) | V_{th} (mV) | SS (mV/dec) | Maximum on/off current ratio |
|------------|---|------------------|----------------|---------------------------------|
| Planar FET | 167.71 | 94.42 | 79.97 | 1.72×10^8 |
| SiNW FET | 221.88 | 54.68 | 75.98 | 2.27×10^8 |

[0059] 정리해보면, 실리콘 나노 와이어를 채널층으로 갖는 SiNW FET는 평평한 플래너 타입의 실리콘을 채널층으로 갖는 planar FET보다 효과적인 게이트 컨트롤이 가능하며 이로 인해 전체적인 전기적 특성이 더 우수하다. SiNW FET는 상대적으로 낮은 동작전압으로 구동이 가능하고, 더 낮은 subthreshold swing과 더 높은 on/off current ratio를 갖는다.

[0060] 도 5는 SiNW FET와 Planar FET가 듀얼 게이트 모드(DG)일 때의 성능 비교 실험 결과를 나타낸다. 듀얼 게이트 모드일 때, 신호 증폭 성능을 비교하기 위하여, 상부 게이트 바이어스를 -600mV에서 600mV 까지 60mV의 step으로 변화시키면서 전달 특성(I_D-V_G)을 비교하였다. 도 5의 (b) 내지 (c)를 참조하면, SiNW FET와 Planar FET에서 문턱전압(V_{th}^B) 값이 상부 게이트 바이어스의 변화에 따라 음의 방향으로 이동하는 것을 확인할 수 있다. 도 5

의 (d)를 참조하면, SiNW FET와 Planar FET에서 V_{th}^B 의 변화량은 상부 게이트 바이어스의 변화를 야기한다.

상부 게이트의 바이어스와 V_{th}^B 변화의 비는 커패시터의 커플링 비를 나타내며, Planar FET는 9.09, SiNW FET는 17.95의 값을 나타내었다. SiNW FET는 종래 구조인 Planar FET보다 높은 커플링 비를 보여주었고, 이는 SiNW FET가 Planar FET 보다 증폭률(capacitive coupling ratio)이 더 큼을 나타낸다. 보다 상세하게 설명하면 다음

과 같다.

[0061] [수학식 2]

$$\Delta V_{th}^B = \frac{C_{top}}{C_{bottom}} \Delta V_{th}^T$$

[0062]

[0063] 하부 게이트의 문턱전압 변화량 ΔV_{th}^B 은 생화학 센서로 이용 시 민감도를 결정하는 factor가 된다. [수학식 2]를 참조하면 이는 상부 커패시턴스와 하부 커패시턴스의 비율인 capacitive coupling ratio에 의해 달라지게 된다. 실리콘 나노 와이어를 채널층으로 사용하게 되면 상부 쪽은 면적이 증가하는 반면, 하부는 면적이 감소하

$$C = \epsilon \frac{A}{d}$$

기 때문에 $C = \epsilon \frac{A}{d}$ 에 따라 상부 커패시턴스는 증가하고 하부 커패시턴스는 감소하게 된다. 따라서, 실리콘 나노 와이어 구조의 채널층이 형성된 SiNW FET는 증폭률이 planar FET보다 증가하게 된다.

[0064] 도 6은 planar FET(a) 와 SiNW FET(b)의 전달특성(I_D - V_G)을 측정한 결과 그래프를 나타낸다. 도 6의 (a), (b)를 참조하면 SiNW FET(b)에서 붉은색 원형 점선으로 표시한 누설 전류(leakage current)가 발생되지 않는 것을 확인할 수 있다. 따라서, SiNW FET는 고온에서도 게이트 누설 전류가 작아 보다 안정적인 특성을 보일 수 있다. 트랜지스터 소자는 연속 동작 시 필연적으로 열이 발생하게 되고, 열에너지에 의해 증가한 자유전자가 의도치 않은 누설전류를 유발하는 단점이 있다. 하지만, 실리콘 나노 와이어의 채널 구조는 이러한 누설 전류를 감소시킬 수 있다. 도 6의 (c)를 참조하면, 상부 게이트에 큰 양의 전압이 가해지게 되면 채널층의 상부로 전자들이 이끌려가게 되며, 이로 인해 planar FET는 반전층이 형성되어 소스와 드레인 사이에 2차적인 current path가 형성되기 때문에 오프 상태에서도 누설전류가 발생하게 된다. 반면, 실리콘 나노 와이어를 채널층으로 사용한 경우 상부 전압이 넓은 면적에 걸쳐 분배되기 때문에 반전층은 형성되지 않고 depletion 층만 형성되어 누설전류가 발생하지 않게 된다.

[0065] 이상에서와 같이 본 실시예에 따른 생화학 센서는 채널층이 실리콘 나노와이어 어레이로 형성되고, 소스, 드레인, 상하부 게이트 옥사이드, 상하부 게이트 전극의 듀얼 게이트 구조를 갖는 FET 전계부(10)와 FET 전계부(10)의 상부 게이트를 확장하여 이온 변화를 감지하는 SnO_2 감지막을 포함한 감지부(30)로 구성된다. 본 실시예에 따른 생화학 센서는 감지부(30)에서 감지한 시그널을 트랜스듀서가 전기적 신호로 변환 및 증폭시키며, DG FET의 채널로 실리콘 나노와이어 어레이를 사용함으로써 상하부 게이트 사이의 정전결합에 의한 신호증폭현상을 기존의 planar 타입 보다 더욱 강화시키는 것이 가능하다. 또한, 실리콘 나노와이어의 큰 표면적 대 체적비로 인하여, 고온 동작시 기존의 planar 타입 DG FET에서 상부영역의 반전에 의한 오프 상태 누설 전류의 발생을 막음으로써 고온에서도 안정적으로 센서 구동이 가능하다.

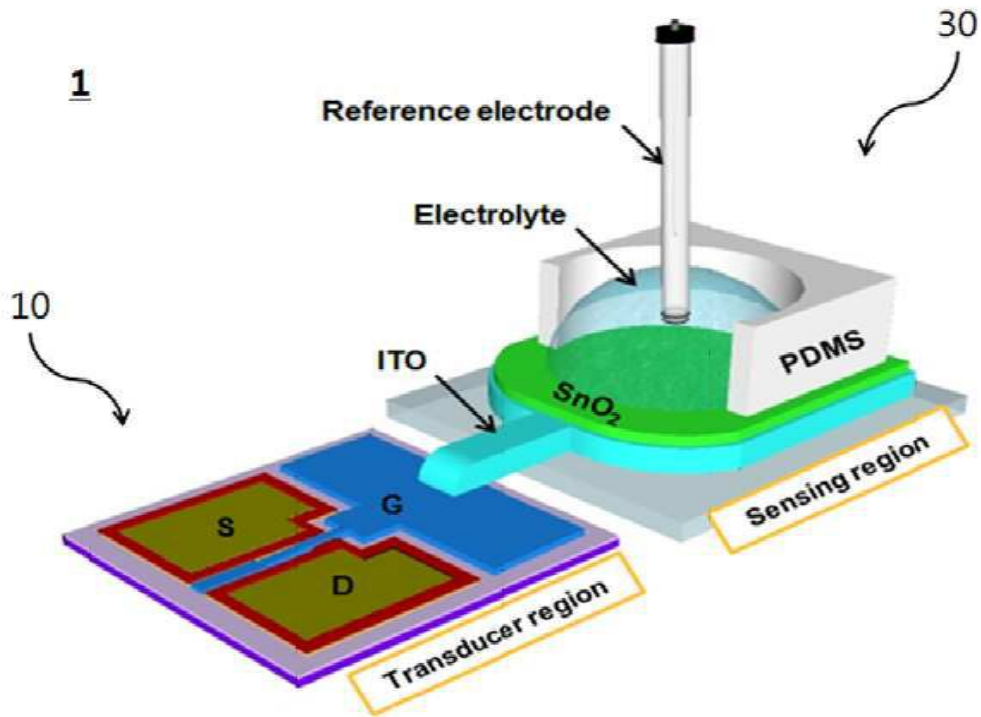
[0066] 이상에서 대표적인 실시예를 통하여 본 발명을 상세하게 설명하였으나, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상술한 실시예에 대하여 본 발명의 범주에서 벗어나지 않는 한도 내에서 다양한 변형이 가능함을 이해할 것이다. 그러므로 본 발명의 권리 범위는 설명한 실시예에 국한되어 정해져서는 안 되며, 후술하는 특허청구범위뿐만 아니라 특허청구범위와 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태에 의하여 정해져야 한다.

부호의 설명

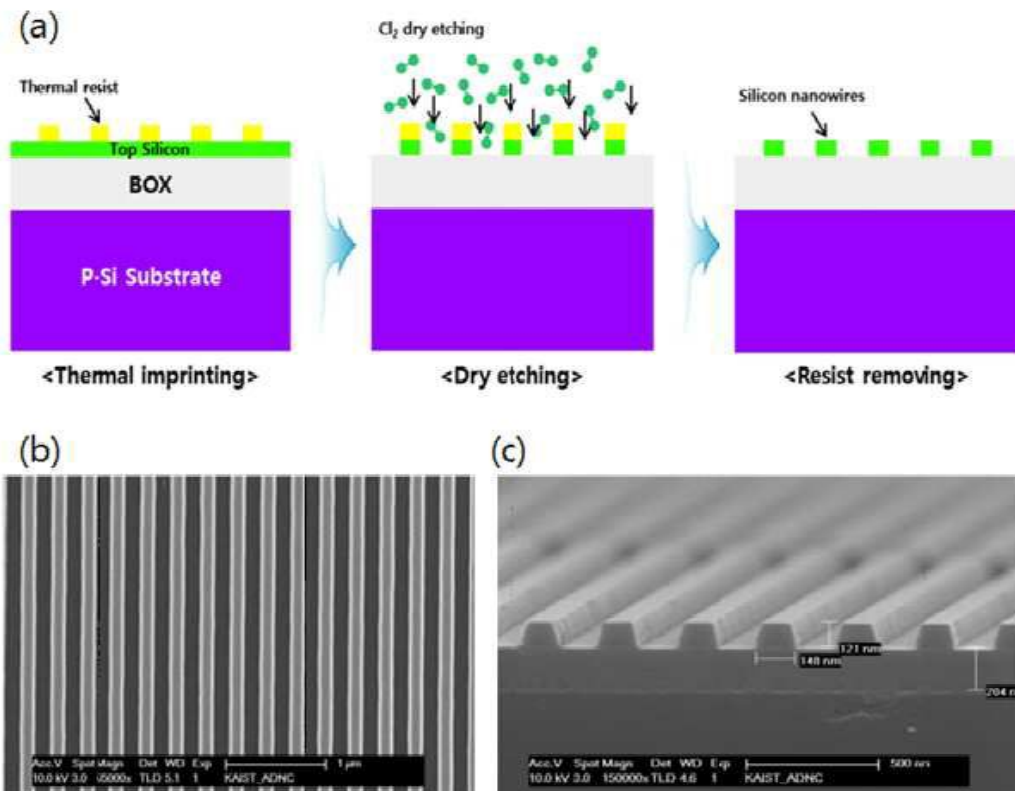
- [0067] 1: 생화학 센서
- 10: 전계부
- 30: 감지부

도면

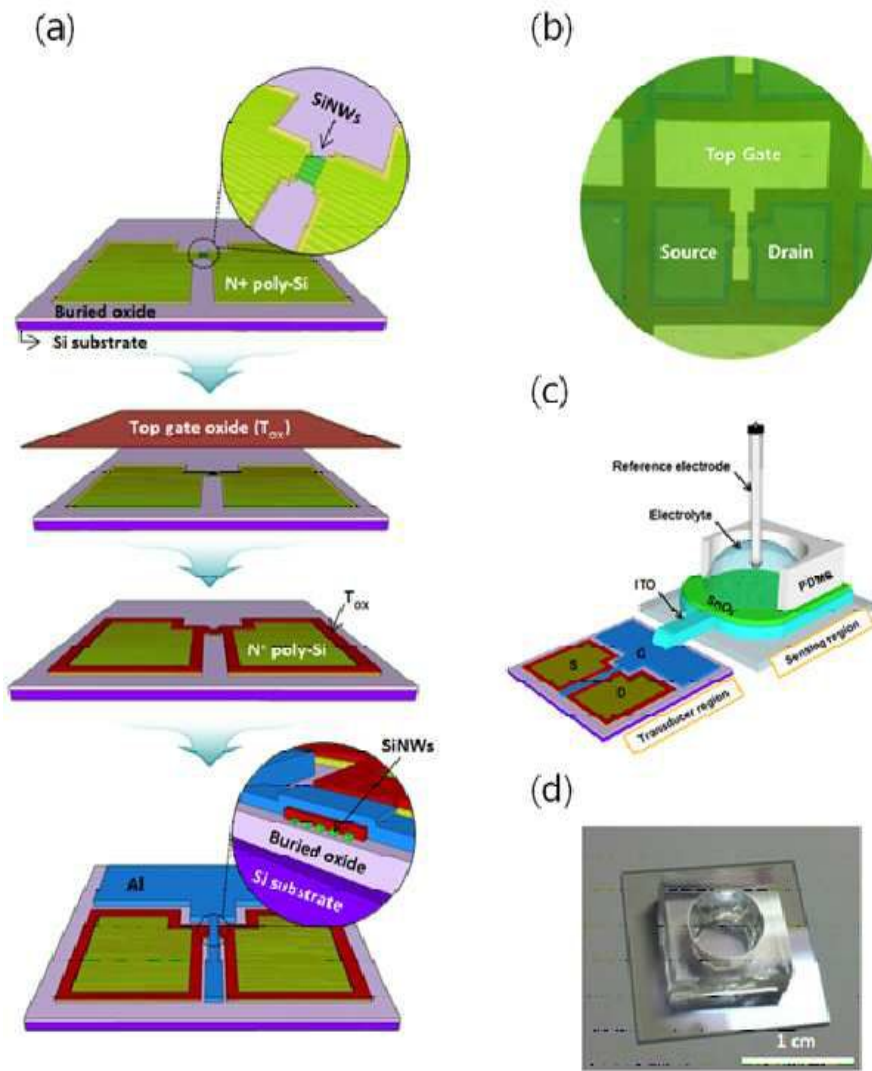
도면1



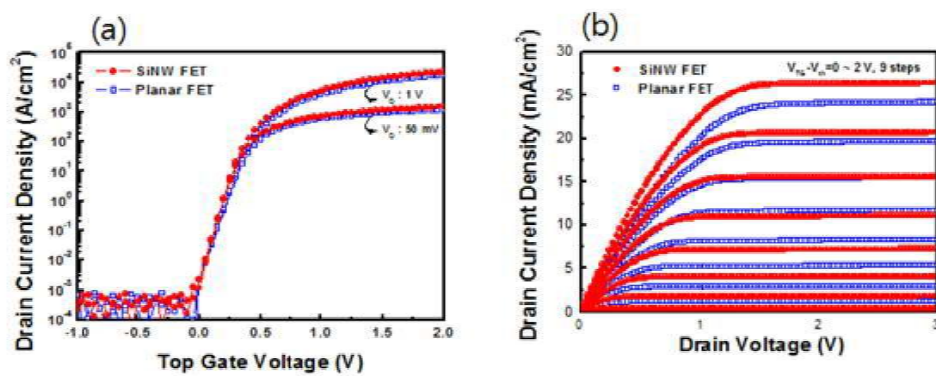
도면2



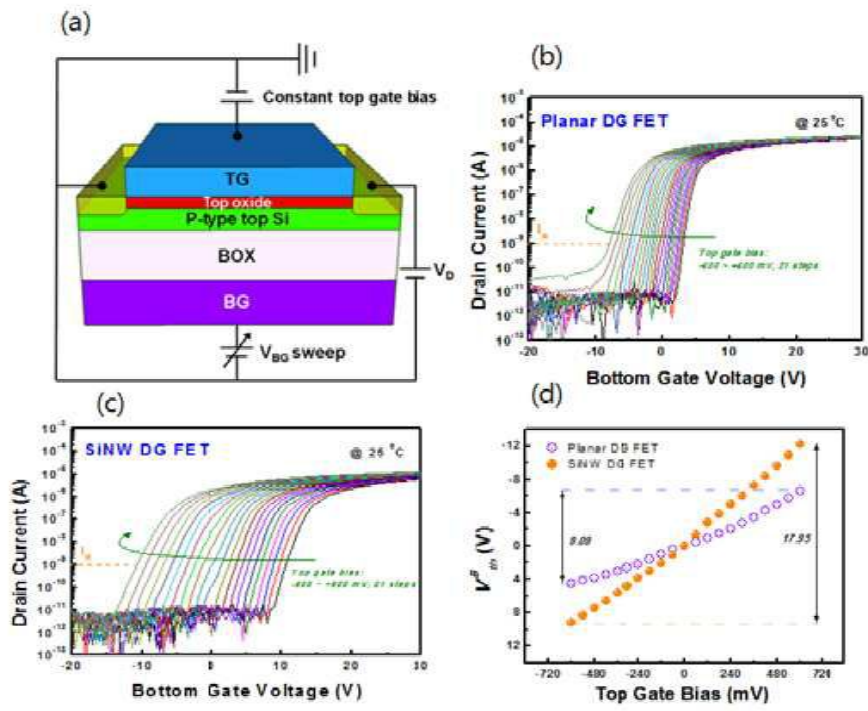
도면3



도면4



도면5



도면6

