

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)(11) 공개번호 10-2020-0136845
(43) 공개일자 2020년12월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/145 (2006.01) **A61B 5/1468** (2006.01)
 (52) CPC특허분류
A61B 5/14532 (2013.01)
A61B 5/1468 (2013.01)
 (21) 출원번호 10-2020-0064059
 (22) 출원일자 2020년05월28일
 심사청구일자 2020년05월28일
 (30) 우선권주장
 1020190062543 2019년05월28일 대한민국(KR)

(71) 출원인
울산과학기술원
 울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
 (72) 발명자
신흥주
 울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
이중민
 울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
 (74) 대리인
특허법인태백

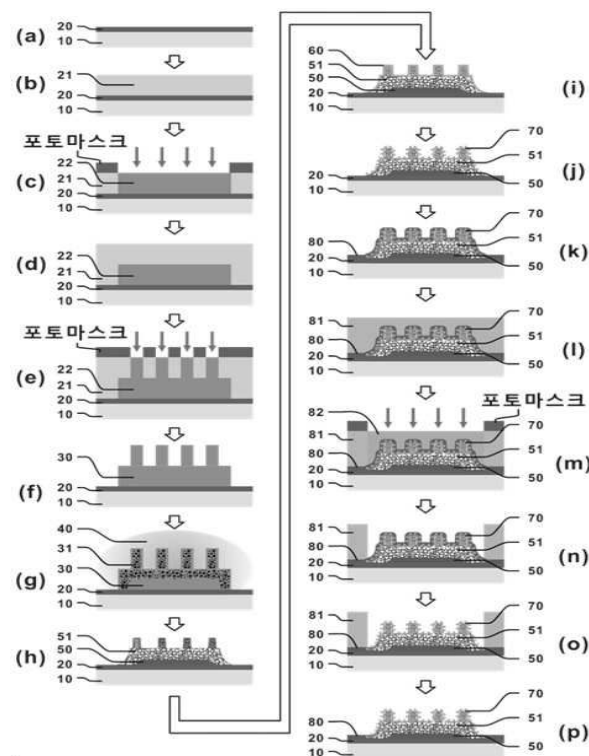
전체 청구항 수 : 총 14 항

(54) 발명의 명칭 **무효소 혈당센서 및 그 제조방법****(57) 요약**

본 발명은 무효소 혈당센서 및 그 제조방법에 관한 것이다.

본 발명에 따르면, (a) 실리콘 기판의 상면에 절연층을 증착하는 단계, (b) 상기 (a) 단계에 의해 증착된 절연층 상에 네거티브 포토레지스트를 코팅하는 단계, (c) 상기 (b) 단계에 의해 코팅된 네거티브 포토레지스트에 자외

(뒷면에 계속)

대표도 - 도2

선을 노광하는 단계, (d) 상기 (c) 단계에서 노광된 네거티브 포토레지스트 상에 추가적으로 네거티브 포토레지스트를 코팅하는 단계, (e) 상기 (d) 단계에서 코팅된 네거티브 포토레지스트에 자외선을 노광하는 단계, (f) 상기 (c)와 (e) 단계에서 노광된 네거티브 포토레지스트를 현상하는 처리를 수행하여 복수의 3차원 마이크로 구조를 포함하는 계층 구조의 포토레지스트 폴리머 구조체를 형성하는 단계, (g) 산소 플라즈마 폴리머 식각 장비를 이용하여 패터닝된 상기 폴리머 구조체에 다공성 구조를 형성하는 단계, (h) 다공성 구조가 형성된 상기 폴리머 구조체에 열분해 공정을 가하여 다공성 탄소 전극으로 변환하는 단계, (i) 금속 박막 증착장비를 이용하여 상기 다공성 탄소 전극에 금 나노 박막을 증착하는 단계, 그리고 (j) 금 나노 박막이 증착된 상기 다공성 탄소전극에 열처리 공정을 가하여 금 나노 입자를 형성하는 단계를 포함한다.

이와 같이 본 발명에 따르면, 다공성 탄소 전극이 3D 구조로 형성되어 표면적이 증가하며, 금 나노입자가 다공성 탄소 전극 표면에 비다공성 탄소 전극과 비교하여 보다 균일하고 조밀하게 도포되어 무효소 혈당센서의 민감도를 향상시킬 수 있다.

또한, 기존의 나노입자를 이용한 무효소 혈당센서의 제조 방법보다 대면적으로 제조를 할 수 있으므로 생산 효율성을 증대시킬 수 있다.

(52) CPC특허분류

A61B 2562/125 (2013.01)

A61B 2562/16 (2020.05)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711080859
과제번호	2018-0-00756-002
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	정보통신기획평가원
연구사업명	차세대초소형IoT기술개발(R&D)
연구과제명	Disposable IoT 환경 및 생체신호 나노센서 개발
기 여 율	7/10
과제수행기관명	울산과학기술원
연구기간	2019.01.01 ~ 2019.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711084729
과제번호	2016R1A2B4010031
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	개인기초연구(과기정통부)(R&D)
연구과제명	중첩형 3중 탄소 나노전극 세트 기반 심근경색증 조기 진단 및 혈당 측정용 복합 바이오센서 어레이 칩 개발
기 여 율	3/10
과제수행기관명	울산과학기술원
연구기간	2019.03.01 ~ 2019.05.31

명세서

청구범위

청구항 1

- (a) 실리콘 기판의 상면에 절연층을 증착하는 단계,
- (b) 상기 (a) 단계에 의해 증착된 절연층 상에 네거티브 포토레지스트를 코팅하는 단계,
- (c) 상기 (b) 단계에 의해 코팅된 네거티브 포토레지스트에 자외선을 노광하는 단계,
- (d) 상기 (c) 단계에서 노광된 네거티브 포토레지스트 상에 추가적으로 네거티브 포토레지스트를 코팅하는 단계,
- (e) 상기 (d) 단계에서 코팅된 네거티브 포토레지스트에 자외선을 노광하는 단계,
- (f) 상기 (c)와 (e) 단계에서 노광된 네거티브 포토레지스트를 현상하는 처리를 수행하여 복수의 3차원 마이크로 구조를 포함하는 계층 구조의 포토레지스트 폴리머 구조체를 형성하는 단계,
- (g) 산소 플라즈마 폴리머 식각 장비를 이용하여 패터닝된 상기 폴리머 구조체에 다공성 구조를 형성하는 단계,
- (h) 다공성 구조가 형성된 상기 폴리머 구조체에 열분해 공정을 가하여 다공성 탄소 전극으로 변환하는 단계,
- (i) 금속 박막 증착장비를 이용하여 상기 다공성 탄소 전극에 금 나노 박막을 증착하는 단계, 그리고
- (j) 금 나노 박막이 증착된 상기 다공성 탄소전극에 열처리 공정을 가하여 금 나노 입자를 형성하는 단계를 포함하는 무효소 혈당센서 제조방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

- (k) 상기 변환된 다공성 탄소 전극에 절연층을 증착하는 단계,
- (l) 상기 (k) 단계에서 형성된 절연층 상에 포지티브 포토레지스트를 코팅하는 단계,
- (m) 상기 (l) 단계에서 코팅된 포토레지스트에 자외선 노광을 하는 단계,
- (n) 상기 (m) 단계에서 노광된 포토레지스트를 현상하는 단계,
- (o) 상기 (n) 단계에서 노출된 절연층을 식각하여 제거하는 단계, 그리고
- (p) 포지티브 포토레지스트를 제거하는 단계를 포함하는 무효소 혈당센서 제조방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 (i)단계는,

- (i-1) 상기 (h)단계에 의해 다공성 구조가 형성된 상기 탄소 구조체에 네거티브 포토레지스트를 코팅하는 단계,
- (i-2) 상기 (i-1) 단계에서 코팅된 네거티브 포토레지스트에 자외선 노광하는 단계,
- (i-3) 상기 (i-2) 단계에서 노광된 포토레지스트를 현상하는 단계, (i-4) 금 박막을 증착하는 단계,
- (i-5) 네거티브 포토레지스트를 제거하는 단계를 더 포함하는 무효소 혈당센서 제조방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 (i)단계에서,

E-beam evaporator 또는 Sputter 중에서 어느 하나를 이용하여 상기 다공성 탄소 전극에 금속 박막을 증착하는 무효소 혈당센서 제조방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 (j)단계에서,

상기 금 나노 박막을 10^{-2} (torr) 이하의 진공상태에서 가열하여 상기 금 나노 입자를 생성하는 무효소 혈당센서 제조방법.

청구항 6

제2항에 있어서,

상기 (k)단계에서,

상기 다공성 탄소 전극에 폴리머, SiO_2 및 Al_2O_3 중에서 어느 하나에 의하여 절연층 패터닝을 처리하는 무효소 혈당센서 제조방법.

청구항 7

(a) 실리콘 기판의 상면에 절연층을 증착하는 단계,

(b) 상기 (a) 단계에 의해 증착된 절연층 상에 네거티브 포토레지스트를 코팅하는 단계,

(c) 상기 (b) 단계에 의해 코팅된 네거티브 포토레지스트에 자외선을 노광하는 단계,

(d) 상기 (c) 단계에서 노광된 네거티브 포토레지스트 상에 추가적으로 네거티브 포토레지스트를 코팅하는 단계,

(e) 상기 (d) 단계에서 코팅된 네거티브 포토레지스트에 자외선을 노광하는 단계,

(f) 상기 (c)와 (e) 단계에서 노광된 네거티브 포토레지스트를 현상하는 처리를 수행하여 복수의 3차원 마이크로 구조를 포함하는 계층 구조의 포토레지스트 폴리머 구조체를 형성하는 단계,

(g) 상기 (f)단계에 의해 형성된 상기 폴리머 구조체에 산소 플라즈마 식각 장비를 이용하여 다공성 구조를 형성하는 단계,

(h) 상기 (g)단계에 의해 다공성 구조가 형성된 상기 폴리머 구조체에 금 박막을 증착하는 단계, 그리고

(i) 금 박막이 증착된 다공성 폴리머 구조체를 열분해하여 금 성분이 표면에 포함된 다공성 3D 탄소 구조체로 변환하는 단계를 포함하는 무효소 혈당센서 제조방법.

청구항 8

제7항에 있어서,

(j) 상기 변환된 다공성 탄소 전극에 절연층을 증착하는 단계,

(k) 상기 (j) 단계에서 형성된 절연층 상에 포지티브 포토레지스트를 코팅하는 단계,

(l) 상기 (k) 단계에서 코팅된 포토레지스트에 자외선 노광을 하는 단계,

(m) 상기 (l) 단계에서 노광된 포토레지스트를 현상하는 단계,

(n) 상기 (m) 단계에서 노출된 절연층을 식각하여 제거하는 단계,

(o) 포지티브 포토레지스트를 제거하는 단계, 그리고

(p) 상기 패터닝된 다공성 탄소 전극에 덴드라이트 형태의 금 나노 파티클을 도포하는 단계를 더 포함하는 무효소 혈당센서 제조방법.

청구항 9

제7항에 있어서,

상기 (h)단계는,

(h-1) 상기 (g)단계에 의해 다공성 구조가 형성된 상기 폴리머 구조체에 네거티브 포토레지스트를 코팅하는 단계,

(h-2) 상기 (h-1) 단계에서 코팅된 네거티브 포토레지스트에 자외선 노광하는 단계,

(h-3) 상기 (h-2) 단계에서 노광된 포토레지스트를 현상하는 단계,

(h-4) 금 박막을 증착하는 단계,

(h-5) 네거티브 포토레지스트를 제거하는 단계를 더 포함하는 무효소 혈당센서 제조방법.

청구항 10

제8항에 있어서,

상기 (k)단계에서,

상기 절연층 패터닝은 폴리머, SiO_2 및 Al_2O_3 중에서 어느 하나에 의하여 패터닝을 처리하는 무효소 혈당센서 제조방법.

청구항 11

제8항에 있어서,

상기 (p)단계에서,

파동 전착 방식을 이용하여 상기 금 나노 파티클을 도포하는 무효소 혈당센서 제조방법.

청구항 12

제7항에 있어서,

상기 (g)단계에서,

상기 폴리머 구조체는 상기 산소 플라즈마 폴리머 식각 공정 처리 시간이 기준시간 이상일 경우에 다공성 구조로 변환되며,

상기 기준시간은 200초인 무효소 혈당센서 제조방법.

청구항 13

기관 상면에 증착되며, 다공성 구조로 형성된 다공성 탄소 전극, 그리고

상기 다공성 탄소 전극의 표면에 형성된 금 나노 입자를 포함하되,

상기 금 나노 입자가 형성된 다공성 탄소 전극을 이용하여 글루코스 농도에 따른 전류 신호 차이를 측정함으로써 혈당을 검출하는 무효소 혈당센서.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 금나노 입자는, 덴드라이트 형태의 입자로 구성되는 무효소 혈당센서.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 무효소 혈당센서 및 그 제조방법에 관한 것으로, 센서의 표면적을 증가시키고, 최저 측정 농도 및 센

서 민감도를 증대시키기 위한 무효소 혈당센서 및 그 제조방법에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] 당뇨병은 유병률이 매우 높은 질병이며, 환자의 혈당변화를 지속적으로 모니터링하며 적절한 조치를 취해주는 것이 질병완화에 매우 중요하다.
- [0003] 이러한, 당뇨병을 측정하기 위한 혈당 측정 분석은 주로 광도법과 전기화학적 방법이 사용되고 있다. 광도법은 당산화 효소와 과산화효소에 의한 당의 산화반응을 이용하며, 반응 후 나타나는 색의 차이를 이용하여 혈당의 양을 결정하고, 전기화학적 방법은 당산화 효소와 전자수용체의 연속된 산화 환원 반응에 의하여 전달되는 전자의 흐름을 혈당 센서에 내장된 전극으로 측정함으로써 혈당의 농도를 결정한다.
- [0004] 그리고, 전기화학적 방법은 광도법에 비하여 혈액 내의 다른 물질들에 의해 발생하게 되는 오차를 줄일 수 있으며, 혈당의 측정시간이 단축되고 조작을 간편하게 할 수 있다는 장점이 있다.
- [0005] 하지만, 기존의 당산화 효소(Glucose oxidase)기반의 상용 혈당센서는 효소가 취약하다는 단점을 가지고 있으며 온도변화, 화학물질, 시간경과에 따라 변성이 이루어지기 쉬워 장시간 사용이 어렵고, 실시간 모니터링에는 적합하지 않다는 단점이 있다.
- [0006] 본 발명의 배경이 되는 기술은 대한민국 등록특허 제10-1689160호(2014.11.05.)에 개시되어 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0007] 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는 센서전극 및 촉매물질의 표면적을 증가시켜 최저 측정 농도 및 센서 민감도를 증대시키기 위한 무효소 혈당센서 및 그 제조방법에 관한 것이다.

과제의 해결 수단

- [0008] 이러한 기술적 과제를 이루기 위한 본 발명의 제1 실시예에 따르면, (a) 실리콘 기판의 상면에 절연층을 증착하는 단계, (b) 상기 (a) 단계에 의해 증착된 절연층 상에 네거티브 포토레지스트를 코팅하는 단계, (c) 상기 (b) 단계에 의해 코팅된 네거티브 포토레지스트에 자외선을 노광하는 단계, (d) 상기 (c) 단계에서 노광된 네거티브 포토레지스트 상에 추가적으로 네거티브 포토레지스트를 코팅하는 단계, (e) 상기 (d) 단계에서 코팅된 네거티브 포토레지스트에 자외선을 노광하는 단계, (f) 상기 (c)와 (e) 단계에서 노광된 네거티브 포토레지스트를 현상하는 처리를 수행하여 복수의 3차원 마이크로 구조를 포함하는 계층 구조의 포토레지스트 폴리머 구조체를 형성하는 단계, (g) 산소 플라즈마 폴리머 식각 장비를 이용하여 패터닝된 상기 폴리머 구조체에 다공성 구조를 형성하는 단계, (h) 다공성 구조가 형성된 상기 폴리머 구조체에 열분해 공정을 가하여 다공성 탄소 전극으로 변환하는 단계, (i) 금속 박막 증착장비를 이용하여 상기 다공성 탄소 전극에 금 나노 박막을 증착하는 단계, 그리고 (j) 금 나노 박막이 증착된 상기 다공성 탄소전극에 열처리 공정을 가하여 금 나노 입자를 형성하는 단계를 포함한다.
- [0009] (k) 상기 변환된 다공성 탄소 전극에 절연층을 증착하는 단계, (l) 상기 (k) 단계에서 형성된 절연층 상에 포지티브 포토레지스트를 코팅하는 단계, (m) 상기 (l) 단계에서 코팅된 포토레지스트에 자외선 노광을 하는 단계, (n) 상기 (m) 단계에서 노광된 포토레지스트를 현상하는 단계, (o) 상기 (n) 단계에서 노출된 절연층을 식각하여 제거하는 단계, 그리고 (p) 포지티브 포토레지스트를 제거하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0010] 상기 (i)단계는, (i-1) 상기 (h)단계에 의해 다공성 구조가 형성된 상기 탄소 구조체에 네거티브 포토레지스트를 코팅하는 단계, (i-2) 상기 (i-1) 단계에서 코팅된 네거티브 포토레지스트에 자외선 노광하는 단계, (i-3) 상기 (i-2) 단계에서 노광된 포토레지스트를 현상하는 단계, (i-4) 금 박막을 증착하는 단계, (i-5) 네거티브 포토레지스트를 제거하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0011] 상기 (i)단계에서, E-beam evaporator 또는 Sputter 중에서 어느 하나를 이용하여 상기 다공성 탄소 전극에 금속 박막을 증착할 수 있다.
- [0012] 상기 (j)단계에서, 상기 금 나노 박막을 10^{-2} (torr) 이하의 진공상태에서 가열하여 상기 금 나노 입자를 생성할 수 있다.

- [0013] 상기 (k)단계에서, 상기 다공성 탄소 전극에 폴리머, SiO_2 및 Al_2O_3 중에서 어느 하나에 의하여 절연층 패터닝을 처리할 수 있다.
- [0014] 본 발명의 제2 실시예에 따르면, (a) 실리콘 기판의 상면에 절연층을 증착하는 단계, (b) 상기 (a) 단계에 의해 증착된 절연층 상에 네거티브 포토레지스트를 코팅하는 단계, (c) 상기 (b) 단계에 의해 코팅된 네거티브 포토레지스트에 자외선을 노광하는 단계, (d) 상기 (c) 단계에서 노광된 네거티브 포토레지스트 상에 추가적으로 네거티브 포토레지스트를 코팅하는 단계, (e) 상기 (d) 단계에서 코팅된 네거티브 포토레지스트에 자외선을 노광하는 단계, (f) 상기 (c)와 (e) 단계에서 노광된 네거티브 포토레지스트를 현상하는 처리를 수행하여 복수의 3차원 마이크로 구조를 포함하는 계층 구조의 포토레지스트 폴리머 구조체를 형성하는 단계, (g) 상기 (f)단계에 의해 형성된 상기 폴리머 구조체에 산소 플라즈마 식각 장비를 이용하여 다공성 구조를 형성하는 단계, (h) 상기 (g)단계에 의해 다공성 구조가 형성된 상기 폴리머 구조체에 금 박막을 증착하는 단계, 그리고 (i) 금 박막이 증착된 다공성 폴리머 구조체를 열분해하여 금 성분이 표면에 포함된 다공성 3D 탄소 구조체로 변환하는 단계를 포함한다.
- [0015] (j) 상기 변환된 다공성 탄소 전극에 절연층을 증착하는 단계, (k) 상기 (j) 단계에서 형성된 절연층 상에 포지티브 포토레지스트를 코팅하는 단계, (l) 상기 (k) 단계에서 코팅된 포토레지스트에 자외선 노광을 하는 단계, (m) 상기 (l) 단계에서 노광된 포토레지스트를 현상하는 단계, (n) 상기 (m) 단계에서 노출된 절연층을 식각하여 제거하는 단계, (o) 포지티브 포토레지스트를 제거하는 단계, 그리고 (p) 상기 패터닝된 다공성 탄소 전극에 텐드라이트 형태의 금 나노 파티클을 도포하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0016] 상기 (h)단계는, (h-1) 상기 (g)단계에 의해 다공성 구조가 형성된 상기 폴리머 구조체에 네거티브 포토레지스트를 코팅하는 단계, (h-2) 상기 (h-1) 단계에서 코팅된 네거티브 포토레지스트에 자외선 노광하는 단계, (h-3) 상기 (h-2) 단계에서 노광된 포토레지스트를 현상하는 단계, (h-4) 금 박막을 증착하는 단계, (h-5) 네거티브 포토레지스트를 제거하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0017] 상기 (k)단계에서, 상기 절연층 패터닝은 폴리머, SiO_2 및 Al_2O_3 중에서 어느 하나에 의하여 패터닝을 처리할 수 있다.
- [0018] 상기 (p)단계에서, 파동 전착 방식을 이용하여 상기 금 나노 파티클을 도포할 수 있다.
- [0019] 상기 (g)단계에서, 상기 폴리머 구조체는 상기 산소 플라즈마 폴리머 식각 공정 처리 시간이 기준시간 이상일 경우에 다공성 구조로 변환되며, 상기 기준시간은 200초일 수 있다.
- [0020] 기판 상면에 증착되며, 다공성 구조로 형성된 다공성 탄소 전극, 그리고 상기 다공성 탄소 전극의 표면에 형성된 금 나노 입자를 포함하되, 상기 금 나노 입자가 형성된 다공성 탄소 전극을 이용하여 글루코스 농도에 따른 전류 신호 차이를 측정함으로써 혈당을 검출한다.

발명의 효과

- [0021] 이와 같이 본 발명에 따르면, 다공성 탄소 전극이 3D 구조로 형성되어 표면적이 증가하며, 금 나노입자가 다공성 탄소 전극 표면에 비다공성 탄소 전극과 비교하여 보다 균일하고 조밀하게 도포되어 무효소 혈당센서의 민감도를 향상시킬 수 있다.
- [0022] 또한, 기존의 나노입자를 이용한 무효소 혈당센서의 제조 방법보다 대면적으로 제조를 할 수 있으므로 생산 효율성을 증대시킬 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0023] 도 1은 본 발명의 제1 실시예에 따른 무효소 혈당센서를 제조하기 위한 순서도이다.
- 도 2는 도 1의 각 단계에 따른 제조 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 3a는 도 1의 S150단계에서 생성된 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체를 나타낸 도면이다.
- 도 3b는 도 3a의 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체의 표면을 나타낸 도면이다.
- 도 4a는 도 1의 S160단계의 탄소 구조체를 나타낸 도면이다.
- 도 4b는 도 4a의 탄소 구조체의 표면을 나타낸 도면이다.

도 5는 도 1의 S190단계를 상세히 설명하기 위한 순서도이다.

도 6은 도 2의 (k)단계의 제조과정을 상세히 나타낸 예시도이다.

도 7a는 도 1의 S200단계를 통해 금 나노 입자가 생성된 다공성 탄소 전극을 나타낸 도면이다.

도 7b는 도 7a의 금 나노 입자가 생성된 다공성 탄소 전극의 표면을 나타낸 도면이다.

도 8은 본 발명의 제2 실시예에 따른 무효소 혈당센서를 제조하기 위한 순서도이다.

도 9는 본 발명의 제2 실시예에 따른 무효소 혈당센서의 제조방법을 간략하게 나타낸 예시도이다.

도 10a는 도 8의 S870단계의 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체를 나타낸 도면이다.

도 10b는 도 8a의 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체의 표면을 나타낸 도면이다.

도 11은 도 8의 S880단계를 상세히 설명하기 위한 순서도이다.

도 12는 도 9의 (h)단계의 제조과정을 상세히 나타낸 예시도이다.

도 13a는 도 1의 S890단계의 탄소 구조체를 나타낸 도면이다.

도 13b는 도 11a의 탄소 구조체의 표면을 나타낸 도면이다.

도 14a는 본 발명의 제2 실시예에 따라 텐드라이트 형태의 금 나노 파티클이 증착된 3D 구조의 다공성 탄소전극을 나타낸 도면이다.

도 14b는 증착된 텐드라이트 형태의 금 나노 파티클을 확대하여 나타낸 도면이다.

도 15은 본 발명의 실시예에 따른 무효소 혈당센서의 제조 방법별 글루코스 농도 대비 전류 신호 값을 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0024] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명의 실시 예를 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.
- [0025] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.
- [0026] 그러면 첨부한 도면을 참고로 하여 본 발명의 실시 예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다.
- [0027] 이하에서는 도 1 내지 도 7b를 이용하여 본 발명의 제1 실시예에 따른 무효소 혈당센서의 제조 방법에 대하여 설명한다.
- [0028] 도 1은 본 발명의 제1 실시예에 따른 무효소 혈당센서를 제조하기 위한 순서도이고, 도 2는 도 1의 각 단계에 따른 제조 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- [0029] 도 1에서 나타낸 것처럼, 실리콘 기판(10)의 상면에 제1 절연층(20)을 증착한다(S110).
- [0030] 그러면, 도 2의 (a)에서 나타낸 것처럼, 실리콘 기판(10)의 상면에 제1 절연층(20)이 증착되며, 여기서 제1 절연층(20)은 SiO_2 로 구성될 수 있다.
- [0031] 여기서, 제1 절연층(20)은 물리적 증기 증착법(Physical Vapor Deposition, 이하 "PVD"라 명명함), 화학적 증기 증착법(Cheical Vapor Deposition, 이하 "CVD"라 명명함), 원자층 증착법(Atomic Layer Deposition 이하 "ALD"라 명명함), 습식 산화법(Wet Oxidation) 및 건식 산화법(Dry Oxidation) 중에서 어느 하나를 이용하여 실리콘 기판(10)의 상면에 증착된다.
- [0032] 또한, PVD는 증착하고자 하는 금속을 진공속에서 기화시켜 방해물 없이 기판에 증착하는 기법으로, 증착하는 방법에 따라 열 증발법, 전자빔 증발법, 스퍼터링법으로 나누어진다.

- [0033] 다음으로, CVD는 가스 및 이온을 이용하여 웨이퍼 또는 기판에 피복하여 증착하는 방법으로, 면적이 큰 기판이나 대량 증착이 가능하다는 장점이 있다.
- [0034] 여기서, ALD는 반응원료를 각각 분리공급하여 반응가스 간의 화학반응으로 형성된 입자를 웨이퍼 또는 기판 표면에 증착하는 방법으로, PVD 및 CVD보다 절연층의 두께를 미세하게 조정할 수 있다는 장점이 있다.
- [0035] 또한, 건식 산화법(Dry Oxidation)은 산소만을 이용하여 웨이퍼 또는 기판에 얇은 막을 형성할 경우에 사용되며, 습식 산화법(Wet Oxidation)은 산소 및 수증기를 이용하여 웨이퍼 또는 기판에 두꺼운 막을 형성할 경우에 사용된다.
- [0036] 다음으로, 증착된 절연층 상면에 네거티브 포토레지스트를 코팅한다(S120).
- [0037] 즉, 도 2의 (b)에서 나타난 것처럼, 절연층(20)의 상면에 네거티브 포토레지스트(21)를 코팅한다.
- [0038] 다음으로, S120단계에서 코팅된 네거티브 포토레지스트에 자외선을 노광시킨다(S130).
- [0039] 즉, 도 2의 (c)에서 나타난 것처럼, 코팅된 네거티브 포토레지스트(21)에 자외선을 노광시킨다.
- [0040] 그러면, 노광된 포토레지스트(22) 상에 추가적으로 네거티브 포토레지스트(21)를 코팅한다(S140).
- [0041] 즉, 도 2의 (d)에서 나타난 것처럼, 노광된 네거티브 포토레지스트(22) 상에 추가적으로 네거티브 포토레지스트를 코팅한다.
- [0042] 다음으로, S140단계에서 코팅된 네거티브 포토레지스트(21)에 자외선을 노광시킨다(S150).
- [0043] 즉, 도 2의 (e)에서 나타난 것처럼, 코팅된 네거티브 포토레지스트(21)에 자외선을 노광시킨다.
- [0044] 여기서, 노광은 웨이퍼 상면에 노광된 네거티브 포토레지스트 패턴을 현상과정을 통해 남기기 위한 작업을 의미하며, 본 발명의 제1 실시예에서는 3D구조의 탄소 전극을 구성하기 위해 사용된다.
- [0045] 즉, 본 발명의 제1 실시예에 따르면, 네거티브 포토레지스트 코팅 및 자외선 노광 과정을 반복적으로 수행하여 3D구조의 탄소 전극을 형성시킨다.
- [0046] 그리고, 노광된 포토레지스트(22)를 현상하는 처리를 수행하여 복수의 3차원 마이크로 구조를 포함하는 계층 구조의 포토레지스트 폴리머 구조체(30)를 형성한다(S160).
- [0047] 즉, 도 2의 (f)에서 나타난 것처럼, 3차원 마이크로 구조를 가지는 폴리머 구조체(30)를 형성시킨다.
- [0048] 여기서, 형성된 폴리머 구조체는 포토레지스트를 코팅 한 횟수와 자외선 노광 횟수에 따라서 다양한 구조로 형성될 수 있다.
- [0049] 다음으로, 산소 플라즈마 폴리머 식각 장비를 이용하여 패턴화된 폴리머 구조체에 다공성 구조를 형성한다(S170).
- [0050] 여기서, 산소 플라즈마 폴리머 식각 장비는 폴리머 구조체에 다공성 구조를 형성시키기 위해 산소를 플라즈마 상태로 변환시킬 수 있다.
- [0051] 즉, 도 2의 (g)에서 나타난 것과 같이 산소플라즈마 처리(40)하여 S160단계에서 생성된 폴리머 구조체(30)에 다공성 구조(31)를 형성시킨다. 다공성 구조(31)은 표면에 형성되어 내부에는 산소플라즈마의 영향을 받지 않은 폴리머 구조체(30)이 남아있다.
- [0052] 도 3a는 도 1의 S170단계에서 생성된 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체를 나타낸 도면이고, 도 3b는 도 3a의 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체의 표면을 나타낸 도면이다.
- [0053] 도 3a에서 나타난 것처럼, 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체(31)는 원기둥 형태로 형성되며, 도 3b에서 나타난 것처럼, 각각의 원기둥의 표면에는 다공성 구조가 형성된다.
- [0054] 다음으로, 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체(31)에 열분해 공정을 가하여 다공성 탄소 전극(51)으로 변환한다(S180).
- [0055] 도 4a는 도 1의 S180단계에 따른 다공성 탄소 구조체를 나타낸 도면이고, 도 4b는 도 4a의 다공성 탄소 구조체의 표면을 나타낸 도면이다.
- [0056] 도 2의 (d) 및 도 4a 에서 나타난 것처럼, 산소 플라즈마 처리후 열분해된 탄소 구조는 도 3a에서 나타난 열분

해전 폴리머 구조와 비교할때, 원기둥의 크기가 감소하였음을 알 수 있다.

- [0057] 도 4b에서 나타난 것처럼, 열분해된 다공성 탄소 구조의 표면에는 도 3b에서 나타난 산소 플라즈마 처리후 폴리머 구조와 같은 다공성 구조가 유지된다.
- [0058] 여기서, 열분해 공정 처리는 기준 온도 및 시간은 900℃에서 1시간이고, 열 분해 공정 처리의 온도 및 시간이 증가하면 전도성도 함께 증대된다.
- [0059] 이때, 전극을 급속열처리(rapid thermal annealing, RTA)방법에 적용하여 전도성을 증대시킨다.
- [0060] 다음으로, 금속 박막 증착장비를 이용하여 다공성 탄소전극(51)에 금 나노 박막을 증착한다(S190).
- [0061] 즉, 도 2의 (i)에서 나타난 것과 같이 다공성 탄소전극(51)에 금 나노 박막(60)을 증착시킨다.
- [0062] 도 5는 도 1의 S190단계를 상세히 설명하기 위한 순서도이고, 도 6은 도 2의 (i)단계의 제조과정을 상세히 보인 예시도이다.
- [0063] 먼저, 다공성 폴리머 구조체에 네거티브 포토레지스트를 코팅한다(S190-1).
- [0064] 즉, 도 6의 (i-1)단계에서 나타난 것처럼, 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체(31)의 상면에 네거티브 포토레지스트를 코팅한다.
- [0065] 그 다음, 코팅된 네거티브 포토레지스트의 상면에 자외선을 노광시킨다(S190-2).
- [0066] 즉, 도 6의 (i-2)단계에서 나타난 것처럼, 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체(30, 31)의 상면에 코팅된 네거티브 포토레지스트를 자외선을 노광시킨다.
- [0067] 그리고, 노광된 포토레지스트를 현상한다(S190-3).
- [0068] 즉, 도 6의 (i-3)단계에서 나타난 것처럼, 네거티브 포토레지스트를 이용하여 포토마스크가 있는 영역의 포토레지스트를 노광한다.
- [0069] 그러면, 포토레지스트가 현상된 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체(30, 31)의 상면에 금 박막을 증착하고(S190-4), 나머지 네거티브 포토레지스트를 제거한다(S190-5).
- [0070] 도 6의 (i-4)에서 나타난 것처럼, 금 박막(60)을 다공성 폴리머 구조체에 도포하고, 남겨져 있는 포토레지스트를 제거하여 도 2의 (i)에서 나타난 것처럼 제작한다.
- [0071] 여기서, 금 박막은 PVD(Physical Vapor Deposition) 방법 또는 Evaporation 방법을 이용하여 증착된다.
- [0072] 이때, E-beam evaporator는 전자 빔을 이용하여 고융점의 금속을 증착하는 방법이며, 본 발명의 제1 실시예에서 사용되는 금 금속의 경우에는 고융점의 특성을 가지기 때문에 E-beam evaporator를 이용하여 다공성 탄소 전극(50, 51)에 증착된다.
- [0073] 여기서, 다공성 탄소전극(51)의 표면에 증착되는 금 나노 박막(60)은 40nm의 두께를 가지며, 증착 방법에 따라 금 나노 박막(60)의 두께는 변경될 수 있다.
- [0074] 다음으로, 금 나노 박막(60)이 증착된 다공성 탄소전극에 열처리 공정을 가하여 금 나노 입자(70)를 형성시킨다(S200).
- [0075] 도 7a는 도 1의 S200단계에서 생성된 금 나노 입자가 생성된 다공성 탄소 전극을 나타낸 도면이고, 도 b는 도 7a의 금 나노 입자가 생성된 다공성 탄소 전극의 표면을 나타낸 도면이다.
- [0076] 먼저, 다공성 탄소전극(51)에 형성된 금 나노 박막(60)을 금 나노 입자(70)로 변환하기 위해 금 나노 박막(60)을 10^{-2} (torr)이하의 진공상태에서 상온에서 900℃까지 분당 1℃씩 증가시키면서 가열한다.
- [0077] 본 발명의 제1 실시예에서는 금 나노 박막을 생성하기 위해 10^{-2} (torr)이하의 진공상태에서 상온에서 900℃까지 분당 1℃씩 증가시키면서 가열하였지만, 열당센서의 제작 환경에 따라 온도의 변환 조건은 변경될 수 있다.
- [0078] 그러면, 도 7a 및 도 7b에서 나타난 것과 같이 다공성 탄소전극(51)에 금 나노 입자(70)가 생성된다.
- [0079] 또한, 금 나노 입자(70)는 기존의 전기 도금 방식을 이용해 도포 하는 금 입자보다 작은 크기로 생성되기 때문에 다공성 탄소 전극(50, 51)의 표면에 더 많은 수의 금 나노 입자(70)가 생성된다.

- [0080] 이때, 다공성 탄소 전극(50, 51)에 생성되는 금 나노 입자(70)가 증가하면, 글루코스(Glucose)에 대한 촉매 반응이 더욱 활성화되어 혈당을 민감하게 측정할 수 있다.
- [0081] 다음으로, 금 나노 입자가 형성된 다공성 탄소전극(51)에 제2 절연층(80)을 증착시킨다(S210).
- [0082] 이때, 제2 절연층(80)은 폴리머, SiO_2 및 Al_2O_3 중에서 어느 하나를 이용하여 증착된다.
- [0083] 그러면, 제2 절연층(80) 상에 포지티브 포토레지스트(81)를 코팅한다(S220).
- [0084] 즉, 도 2의 (1)단계에서 나타난 것처럼, 제2 절연층(80)이 증착된 다공성 탄소전극(50)에 포지티브 포토레지스트(81)를 코팅한다.
- [0085] 다음으로, S210단계에서 코팅된 포지티브 포토레지스트에 자외선을 노광시킨다(S230).
- [0086] 즉, 도 2의 (m)단계에서 나타난 것처럼, 코팅된 포지티브 포토레지스트에 자외선을 노광시킨다.
- [0087] 그러면, S230단계에서 노광된 포지티브 포토레지스트를 현상한다(S240).
- [0088] 즉, 도 2의 (n)단계에서 나타난 것처럼, 노광된 포지티브 포토레지스트를 현상한다.
- [0089] 다음으로, 금 나노 입자가 형성된 다공성 탄소전극(51)의 상면에 노출된 제2 절연층(80)을 식각하여 제거한다(S250).
- [0090] 즉, 도 2의 (o)에서 나타난 것처럼, 노출된 제2 절연층(80)을 제거한다.
- [0091] 그러면, S250단계에서 제거되지 않은 포지티브 포토레지스트를 제거한다(S260).
- [0092] 이때 제2 절연층을 일부만 제거하는 이유는 금 나노 입자가 형성된 다공성 탄소전극(51)의 표면 중에서 특정 부분에서만 반응이 일어나게 하기 위함이다.
- [0093] 즉, 도 2의 (p)에서 나타난 것처럼, 다공성 탄소전극(51)과 금 나노 입자(70)를 포함하는 무효소 혈당센서가 제조된다(S270).
- [0094] 이하에서는 도 8 내지 도 14b를 이용하여 본 발명의 제2 실시예에 따른 무효소 혈당센서를 제조하는 방법에 대하여 설명한다.
- [0095] 도 8은 본 발명의 제2 실시예에 따른 무효소 혈당센서를 제조하기 위한 순서도이고, 도 9은 본 발명의 제2 실시예에 따른 무효소 혈당센서의 제조방법을 간략하게 나타낸 예시도이다.
- [0096] 먼저, 도 8에서 나타난 것처럼, 기판(10)의 상면에 절연층을 증착한다(S810).
- [0097] 도 9의 (a)에 나타난 것처럼, 기판(10)의 상면에 제1 절연층(20)이 증착되고, 이때 제1 절연층은 SiO_2 로 구성된다.
- [0098] 다음으로, 증착된 절연층 상면에 네거티브 포토레지스트를 코팅한다(S820).
- [0099] 즉, 도 9의 (b)에서 나타난 것처럼, 절연층(20)의 상면에 네거티브 포토레지스트(21)를 코팅한다.
- [0100] 다음으로, S820단계에서 코팅된 네거티브 포토레지스트에 자외선을 노광시킨다(S830).
- [0101] 즉, 도 9의 (c)에서 나타난 것처럼, 코팅된 네거티브 포토레지스트(21)에 자외선을 노광시킨다.
- [0102] 그러면, 노광된 포토레지스트 상에 추가적으로 네거티브 포토레지스트(21)를 코팅한다(S840).
- [0103] 즉, 도 9의 (d)에서 나타난 것처럼, 노광된 네거티브 포토레지스트(21) 상에 추가적으로 네거티브 포토레지스트를 코팅한다.
- [0104] 다음으로, S840단계에서 코팅된 네거티브 포토레지스트(21)에 자외선을 노광시킨다(S850).
- [0105] 즉, 도 9의 (e)에서 나타난 것처럼, 코팅된 네거티브 포토레지스트(21)에 자외선을 노광시킨다.
- [0106] 여기서, 노광은 웨이퍼 상면에 노광된 네거티브 포토레지스트 패턴을 현상과정을 통해 남기기 위한 작업을 의미하며, 본 발명의 제2 실시예에서는 3D구조의 탄소 전극을 구성하기 위해 사용된다.
- [0107] 즉, 본 발명의 제2 실시예에 따르면, 네거티브 포토레지스트 코팅 및 자외선 노광 과정을 반복적으로 수행하여

3D구조의 탄소 전극을 형성시킨다.

- [0108] 그리고, 노광된 포토레지스트(22)를 현상하는 처리를 수행하여 복수의 3차원 마이크로 구조를 포함하는 계층 구조의 포토레지스트 폴리머 구조체(30)를 형성한다(S860).
- [0109] 즉, 도 9의 (f)에서 나타낸 것처럼, 3차원 마이크로 구조를 가지는 폴리머 구조체(30)를 형성시킨다.
- [0110] 여기서, 형성된 폴리머 구조체는 포토레지스트를 코팅 한 횡수와 자외선 노광 횡수에 따라서 다양한 구조로 형성될 수 있다.
- [0111] 그러면, S860단계에서 현상된 계층 구조의 폴리머 구조체(30)에 산소플라즈마 처리를 하여 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체(31)로 변경시킨다(S870).
- [0112] 도 10a는 도 8의 S870단계의 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체를 나타낸 도면이고, 도 10b는 도 8a의 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체의 표면을 나타낸 도면이다.
- [0113] 도 10a에서 나타낸 것처럼, 복수번의 포토레지스트 코팅과 노광 처리후 폴리머 구조체는 원기둥 형태로 형성된다.
- [0114] 이때, 도 10b에서 나타낸 것처럼, 산소 플라즈마 처리(40)를 수행하면, 포토레지스트 폴리머 구조체(30)의 표면에는 다공성 구조가 형성된다.
- [0115] 그 다음, 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체(31)의 상면에 금 박막을 증착시킨다(S880).
- [0116] 도 11은 도 8의 S880단계를 상세히 설명하기 위한 순서도이고, 도 12는 도 9의 (h)단계의 제조과정을 상세히 나타낸 예시도이다.
- [0117] 도 11에 나타낸 것처럼, 먼저 다공성 폴리머 구조체에 네거티브 포토레지스트를 코팅한다(S880-1).
- [0118] 즉, 도 12의 (h-1)단계에서 나타낸 것처럼, 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체(31)의 상면에 네거티브 포토레지스트를 코팅한다.
- [0119] 그 다음, 코팅된 네거티브 포토레지스트의 상면에 자외선을 노광시킨다(S880-2).
- [0120] 즉, 도 12의 (h-2)단계에서 나타낸 것처럼, 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체(31)의 상면에 코팅된 네거티브 포토레지스트를 자외선을 노광시킨다.
- [0121] 그리고, 노광된 포토레지스트를 현상한다(S880-3).
- [0122] 즉, 도 12의 (h-3)단계에서 나타낸 것처럼, 네거티브 포토레지스트를 이용하여 포토마스크가 있는 영역의 포토레지스트를 노광한다.
- [0123] 그러면, 포토레지스트가 현상된 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체(31)의 상면에 금 박막을 증착하고(S880-4), 나머지 네거티브 포토레지스트를 제거한다(S188-5).
- [0124] 여기서, 다공성 탄소전극(51)의 표면에 증착되는 금 나노 박막(60)은 10nm의 두께를 가지며, 증착 방법에 따라 금 나노 박막(60)의 두께는 변경될 수 있다.
- [0125] 그러면, 금 박막이 증착된 다공성 폴리머 구조체를 열분해하여 금 성분이 표면에 포함된 다공성 탄소전극(61)으로 변환시킨다(S890).
- [0126] 본 발명의 제2 실시예에 따르면 제1 실시예와 비교할 때, S890과 같이 금 박막이 증착된 다공성 폴리머 구조체를 열분해하여 다공성 탄소전극(61)으로 변환시킨다는 점에서 차이가 있다.
- [0127] 도 13a는 도 8의 S890단계의 탄소 구조체를 나타낸 도면이고, 도 13b는 도 13a의 탄소 구조체의 표면을 나타낸 도면이다.
- [0128] 도 9의 (i) 및 도 13a 에서 나타낸 것처럼, 산소 플라즈마 처리후 열분해된 탄소 구조는 도 10a에서 나타낸 열분해된 폴리머 구조와 비교할때, 원기둥의 크기가 감소함을 알 수 있다.
- [0129] 특히, 도 9의 (i) 에서 나타낸 것처럼, 열분해된 탄소 구조는 표면에 금 성분이 포함된 다공성 탄소전극(61), 다공성 탄소 전극(51), 그리고 다공성 구조가 없는 탄소전극(50)으로 구성된다.
- [0130] 도 13b에서 나타낸 것처럼, 산소 플라즈마 처리후 열분해된 폴리머 구조의 표면에는 도 10b에서 나타낸 폴리머

구조와 같은 다공성 구조가 유지된다.

- [0131] 여기서, 열분해 공정 처리의 기준 온도 및 시간은 900℃에서 1시간이고, 열 분해 공정 처리의 온도 및 시간이 증가하면 전도성도 함께 증대된다.
- [0132] 이때, 전극을 RTA(rapid thermal annealing)방법에 적용하여 전도성을 증대시킨다.
- [0133] 다음으로, 도 9의 (j)에서 나타낸 것처럼, 금이 포함된 다공성 탄소 전극(61)에 제2 절연층(80)을 증착시킨다(S900).
- [0134] 이때, 제2 절연층(80)은 폴리머, SiO₂ 및 Al₂O₃ 중에서 어느 하나를 이용하여 증착된다.
- [0135] 그러면, 제2 절연층(80) 상에 포지티브 포토레지스트(81)를 코팅한다(S910).
- [0136] 즉, 도 9의 (k)단계에서 나타낸 것처럼, 제2 절연층(80)이 증착된 다공성 탄소전극(51)에 포지티브 포토레지스트(81)를 코팅한다.
- [0137] 제2 절연층(80)으로 폴리머를 이용할 경우, 도 9의 (k)단계를 생략하고 노광 및 현상 단계를 진행한다.
- [0138] 제2 절연층(80)으로 SiO₂ 나 Al₂O₃를 이용할 경우, S910단계에서 코팅된 포지티브 포토레지스트에 자외선을 노광시킨다(S920).
- [0139] 즉, 도 9의 (l)단계에서 나타낸 것처럼, 코팅된 포지티브 포토레지스트에 자외선을 노광시킨다.
- [0140] 그러면, S920단계에서 노광된 포지티브 포토레지스트를 현상한다(S930).
- [0141] 즉, 도 9의 (m)단계에서 나타낸 것처럼, 노광된 포지티브 포토레지스트를 현상한다.
- [0142] 다음으로, 금이 포함된 다공성 탄소 전극(61)의 상면에 노출된 제2 절연층(80)을 식각하여 제거한다(S940).
- [0143] 즉, 도 9의 (n)에서 나타낸 것처럼, 노출된 제2 절연층(80)을 제거한다.
- [0144] 그러면, S940단계에서 제거되지 않은 포지티브 포토레지스트를 제거한다(S950).
- [0145] 이때 제2 절연층을 일부만 제거하는 이유는 금이 포함된 다공성 탄소 전극(61)의 표면 중에서 특정 부분에서만 반응이 일어나게 하기 위함이다.
- [0146] 그러면, S950단계에서 패터닝된 금이 포함된 다공성 탄소 전극(61)에 금 나노 파티클(90)을 도포한다(S960).
- [0147] 즉, 도 9의 (p)에서 나타낸 것처럼, 금 나노 파티클(90)을 도포한다.
- [0148] 이때, 파동 전착방법을 이용하여 금이 포함된 다공성 탄소 전극(61)의 표면에 텐드라이트 형태의 금 나노 파티클(90)을 성장시킨다.
- [0149] 여기서, 파동 전착 방법은 3개의 전극 작업전극, 상대전극, 기준전극을 이용하여 1차로 1초동안 작업전극에 기준전극 대비 0.9v의 전압을 인가하고, 2차로 1초동안 작업전극에 기준전극 대비 0v의 전압을 인가하여 하나의 사이클을 생성하고, 이 사이클을 50회 반복하여 표면에 금속을 성장시키는 것으로, 본 발명의 제2 실시예에서는 금이 포함된 다공성 탄소 전극(61)을 작업전극으로 사용하여 금이 포함된 다공성 탄소 전극(61) 표면에 텐드라이트 형태의 금 나노 파티클(90)을 성장시키기 위해 사용된다.
- [0150] 도 14a는 본 발명의 제2 실시예에 따라 500nm 크기의 텐드라이트 형태의 금 나노 파티클(90)이 증착된 3D 구조의 다공성 탄소전극을 나타낸 도면이다. 도 14b는 증착된 텐드라이트 형태의 금 나노 파티클(90)을 확대하여 나타낸 도면이다.
- [0151] 도 14a에서 나타낸 것과 같이, 텐드라이트 형태의 금 나노 파티클(90)은 탄소전극 표면에 증착된다.
- [0152] 이와 같이, 도 9의 (p)에서 나타낸 것처럼, 다공성 탄소 전극과 금 나노 파티클을 포함하는 혈당센서가 제조된다.
- [0153] 도 15은 본 발명의 실시예에 따라 제조된 무효소 혈당센서의 효과를 설명하기 위한 비교 결과이다.
- [0154] 즉, 도 15은 무효소 혈당센서를 제조하는 각각의 방법에 따른 글루코스 농도 대비 전류 신호 값을 각각 비교하여 나타낸 결과 그래프이다.
- [0155] 도 15에서 나타낸 것처럼, 검정색 그래프는 다공성 구조가 없는 평면 탄소 전극(Bare Carbon)으로 이루어진 무

효소 혈당센서의 측정 결과이고, 빨간색 그래프는 다공성 구조를 포함하는 평면 탄소전극(Nanoporous Carbon)으로 이루어진 무효소 혈당센서의 측정 결과이고, 파랑색 그래프는 금 나노 입자가 전기 도금된 평면 탄소전극(Electroplated Au(Eau)/Bare carbon)으로 이루어진 무효소 혈당센서의 측정 결과이다.

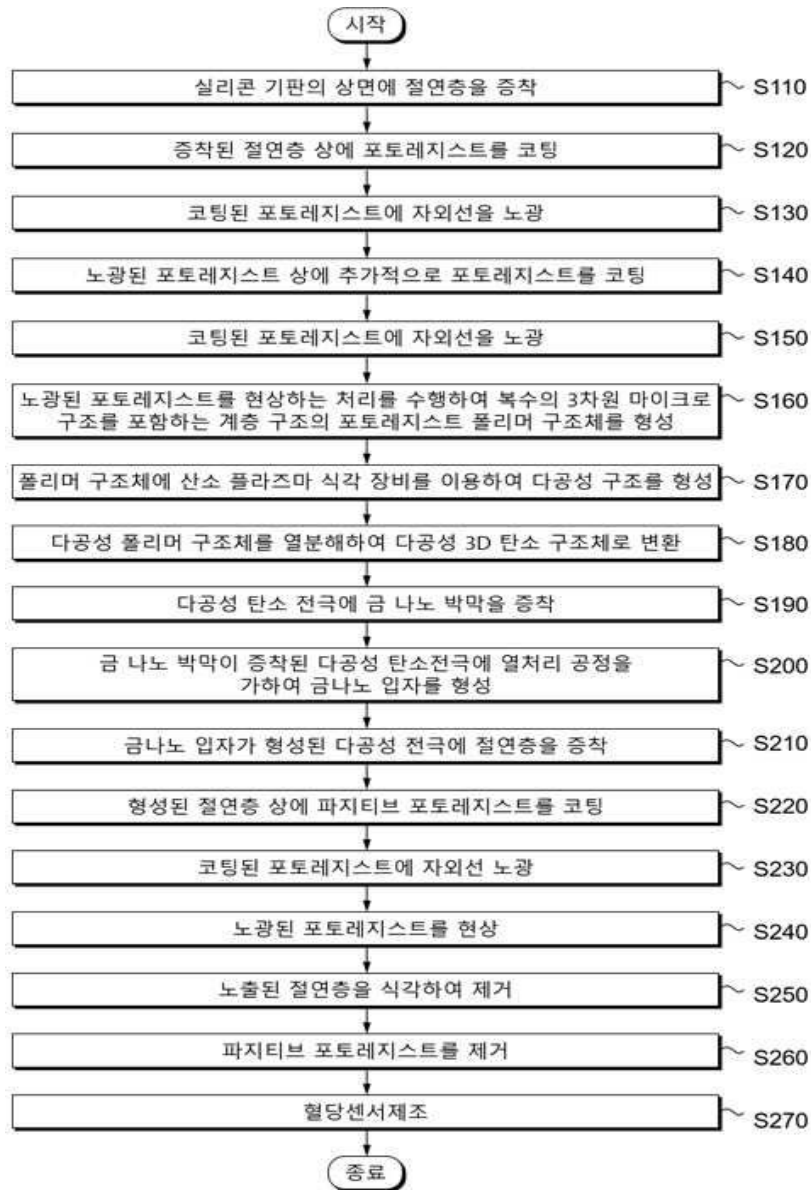
- [0156] 또한, 보라색 그래프는 본 발명의 제1 실시예에 따른 금 나노 입자가 증착된 3D형태의 다공성 탄소 전극(Heat TREATED Au/PC)으로 이루어진 무효소 혈당센서의 측정 결과를 나타낸 것이고, 녹색 그래프는 본 발명의 제2 실시예에 따른 금 나노 입자가 전기 도금된 다공성 평면 탄소전극(Eau/PC)으로 이루어진 무효소 혈당센서의 측정 결과이다. ,
- [0157] 도 15에서 나타낸 것과 같이, 글루코스의 농도와 관련없이, 본 발명의 제1 및 제2 실시예에 따른 방법으로 제조된 무효소 혈당센서의 전류 신호 값의 크기가 가장 큰 것으로 측정되었다.
- [0158] 따라서, 본 발명의 실시예에 따른 금 나노 입자가 증착된 3D형태의 다공성 탄소 전극으로 이루어진 무효소 혈당센서는 기존의 다공성 구조가 없는 전극에 금 나노 입자가 증착된 무효소 혈당센서보다 더욱 정확하고 민감하게 글루코스의 농도를 측정할 수 있다.
- [0159] 이와 같이 본 발명의 실시예에 따르면, 다공성 탄소 전극이 3D 구조로 형성되어 표면적이 증가하며, 금 나노입자가 다공성 탄소 전극 표면에 비다공성 탄소 전극과 비교하여 보다 균일하고 조밀하게 도포되어 무효소 혈당센서의 민감도를 향상시킬 수 있다.
- [0160] 또한, 기존의 나노입자를 이용한 무효소 혈당센서의 제조 방법보다 대면적으로 제조를 할 수 있으므로 생산 효율성을 증대시킬 수 있다.
- [0161] 본 발명은 도면에 도시된 실시 예를 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것이 불과하며, 본 기술 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 다른 실시 예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의하여 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

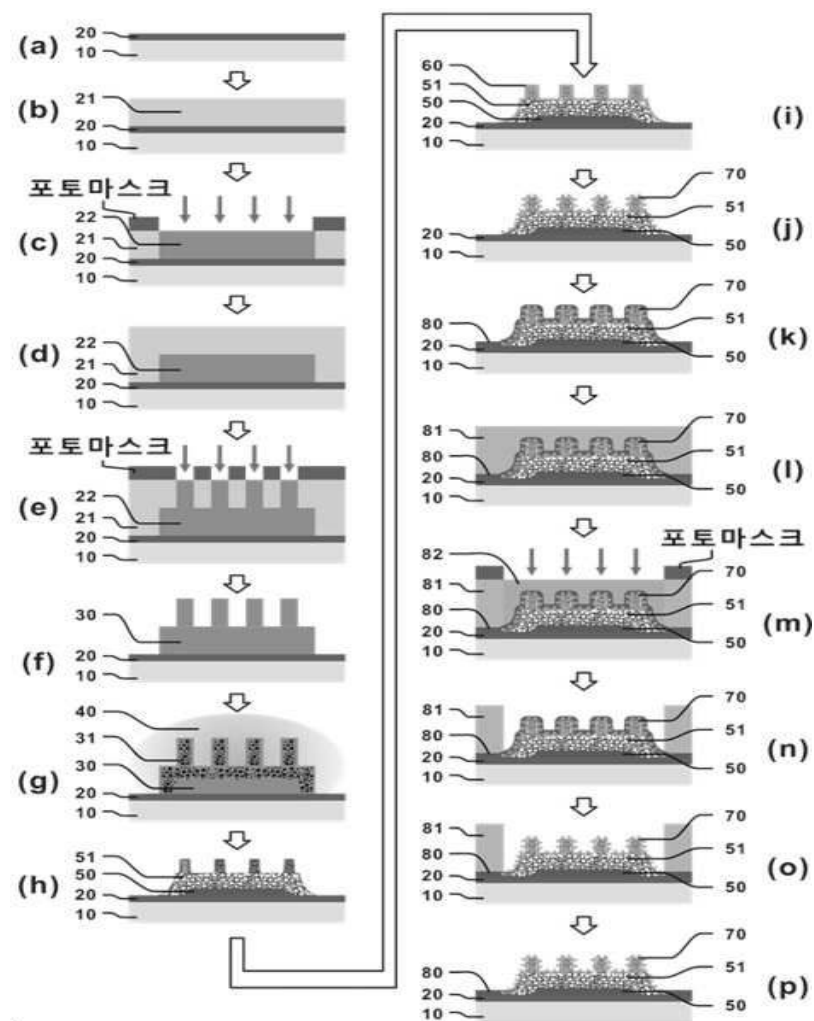
- [0162] 10: 실리콘 기판, 20: 제1 절연층,
21: 네거티브 포토레지스트, 22: 노광된 네거티브 포토레지스트,
30: 폴리머 구조체,
31: 다공성 구조가 형성된 폴리머 구조체,
40: 산소플라즈마 처리,
50: 탄소전극, 51: 다공성 탄소전극,
60: 금 박막, 61: 금이 포함된 다공성 탄소전극,
70: 금 나노 입자, 80: 제2 절연층
81: 포지티브 포토레지스트, 82: 노광된 포지티브 포토레지스트,
90: 텐드라이트 형태의 금 나노 파티클

도면

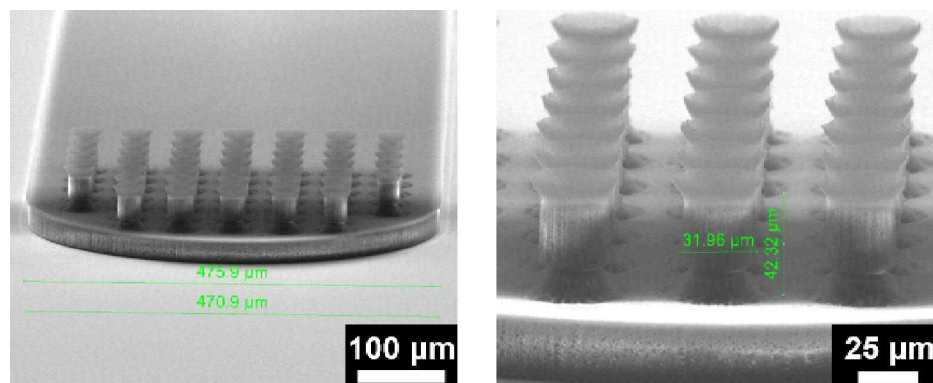
도면1



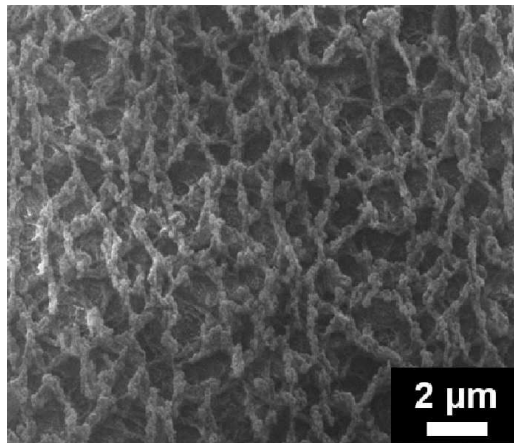
도면2



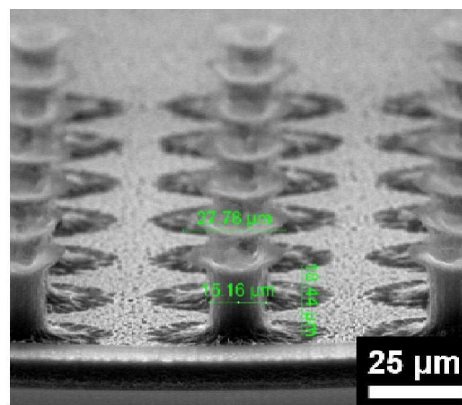
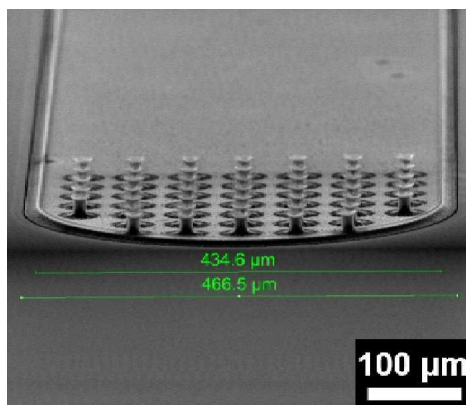
도면3a



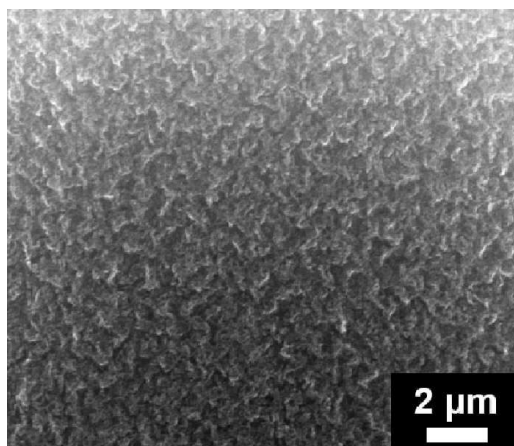
도면3b



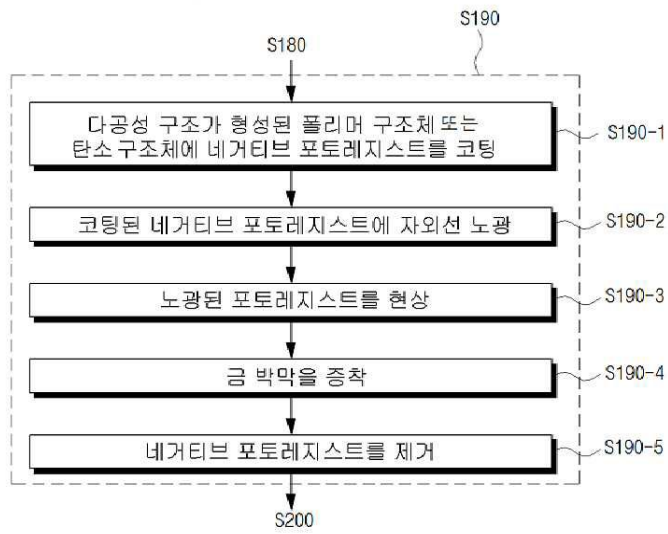
도면4a



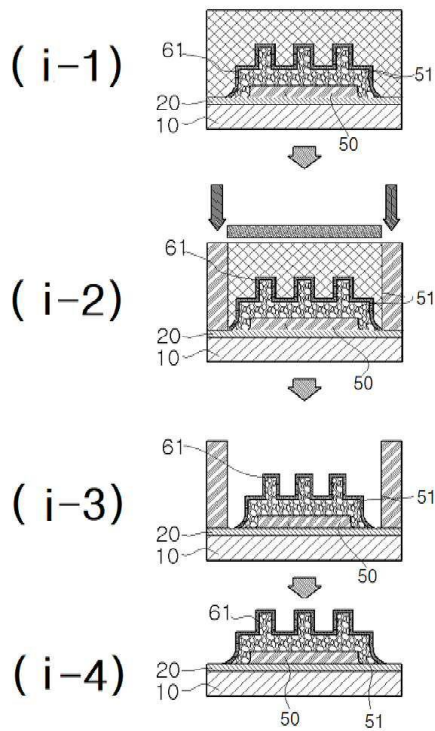
도면4b



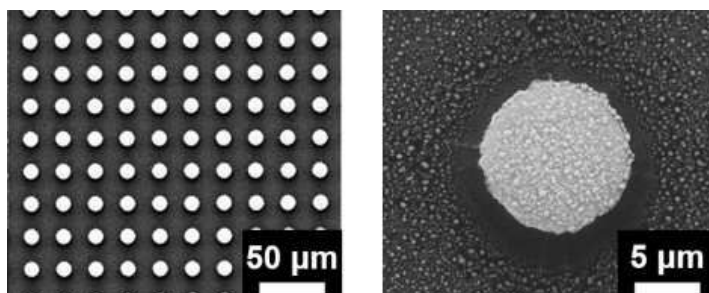
도면5



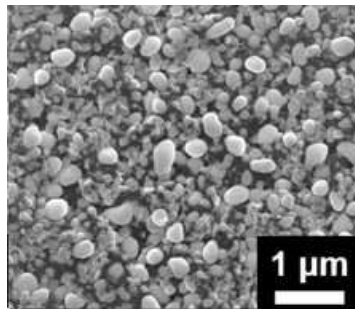
도면6



도면7a



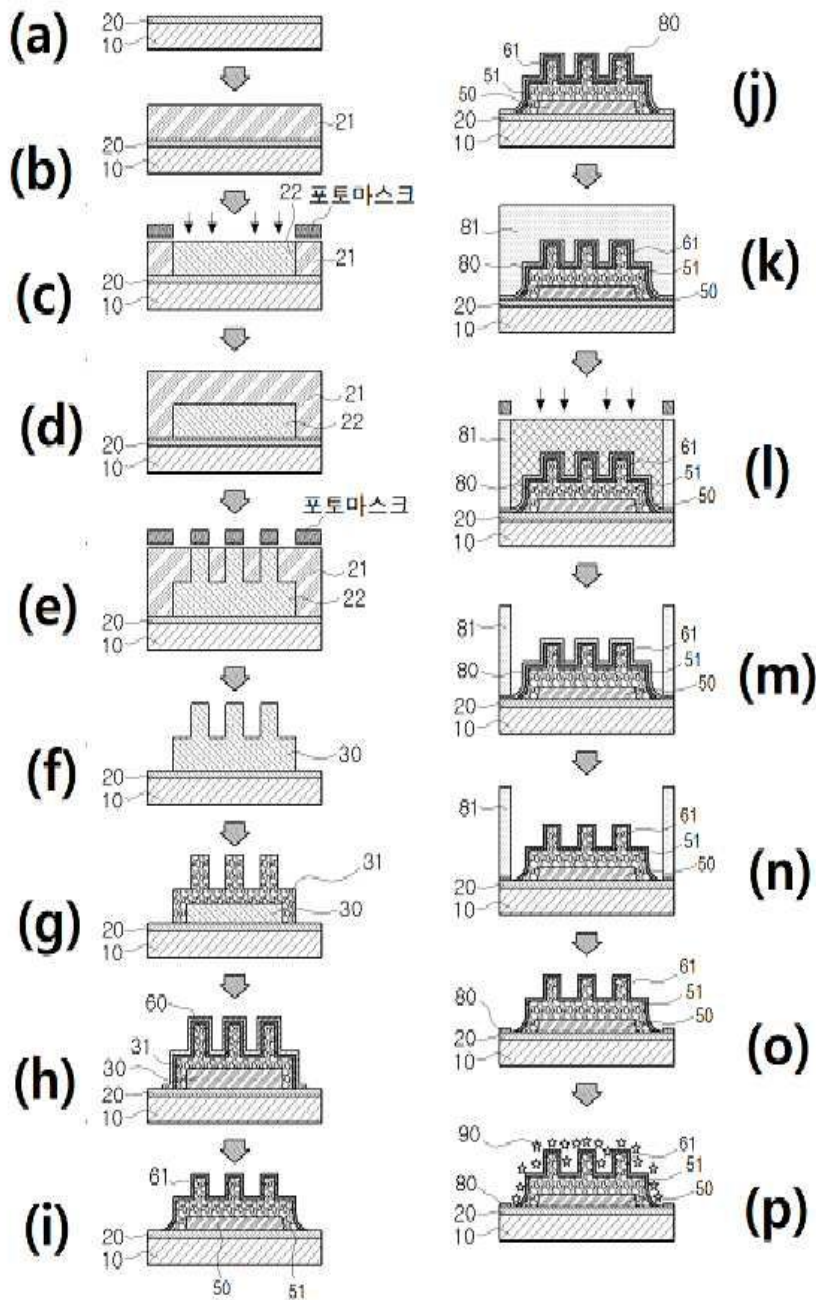
도면7b



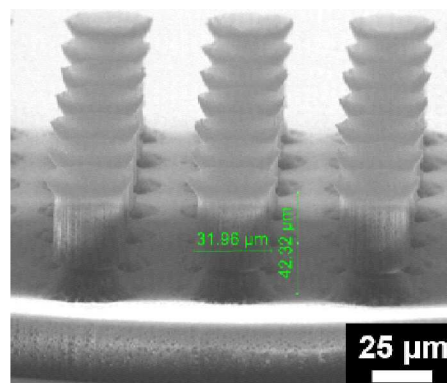
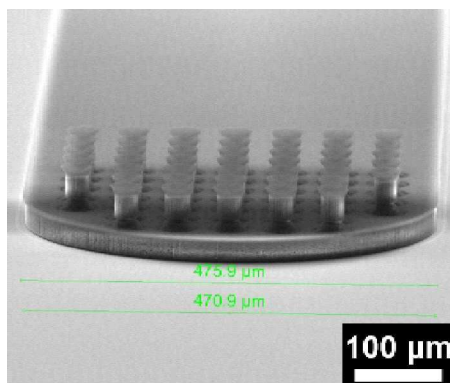
도면8



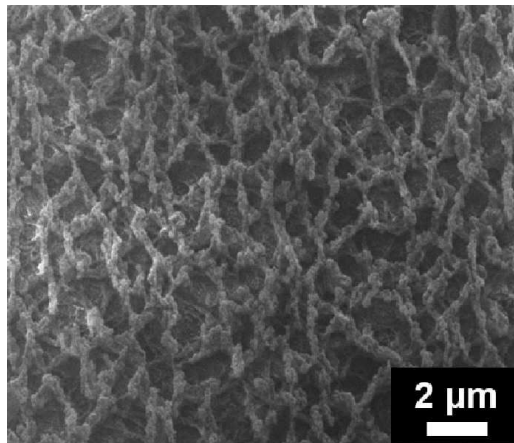
도면9



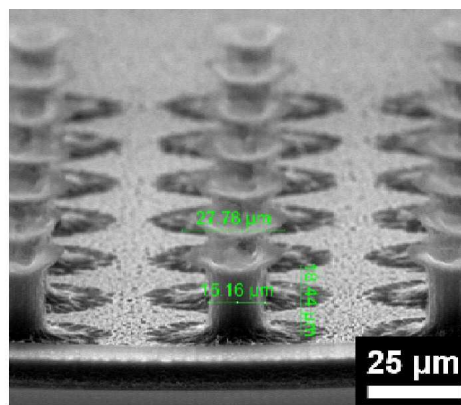
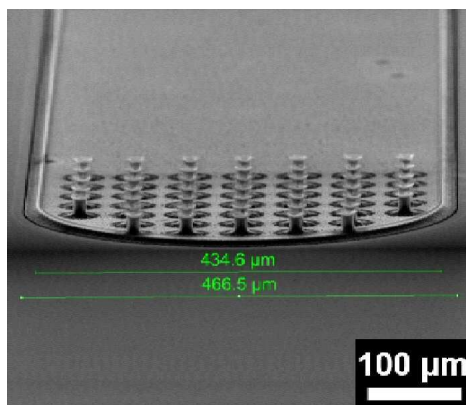
도면10a



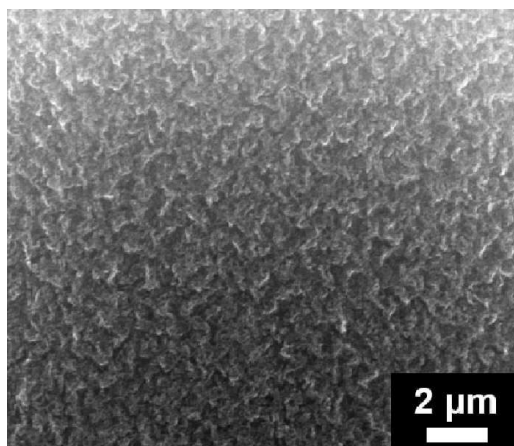
도면10b



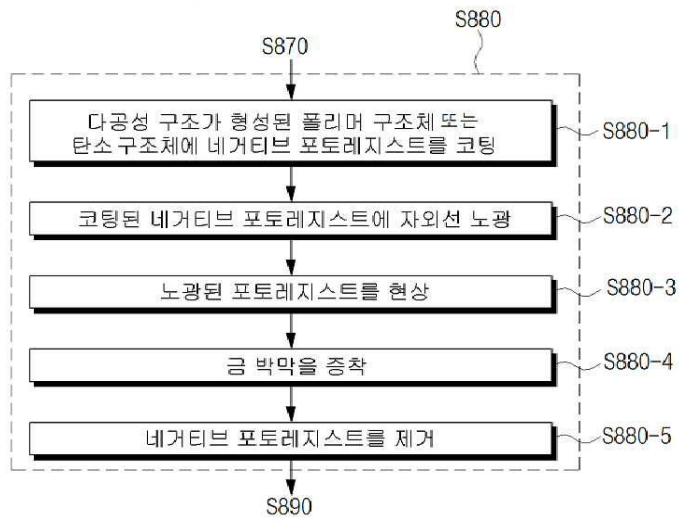
도면11a



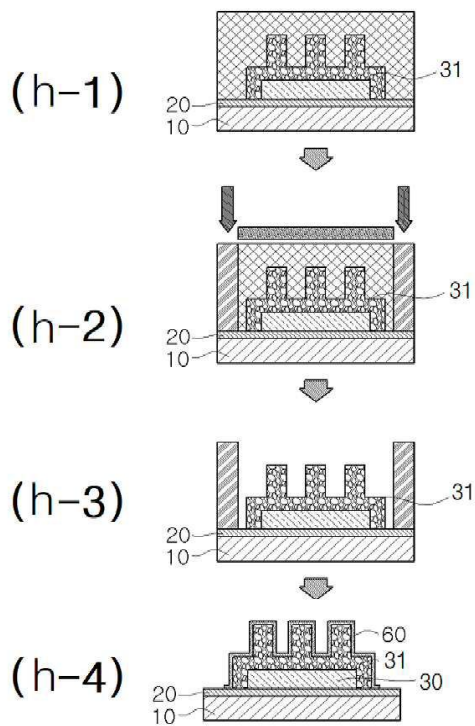
도면11b



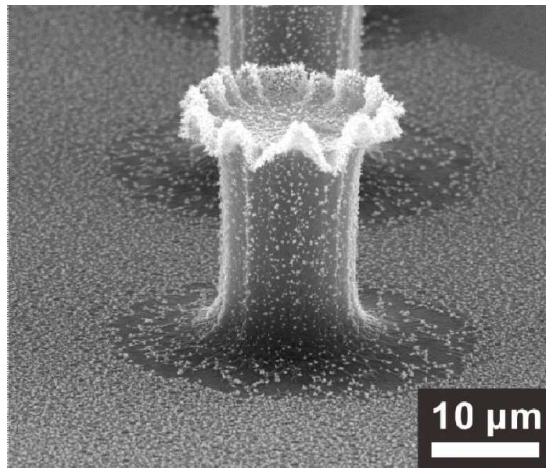
도면12



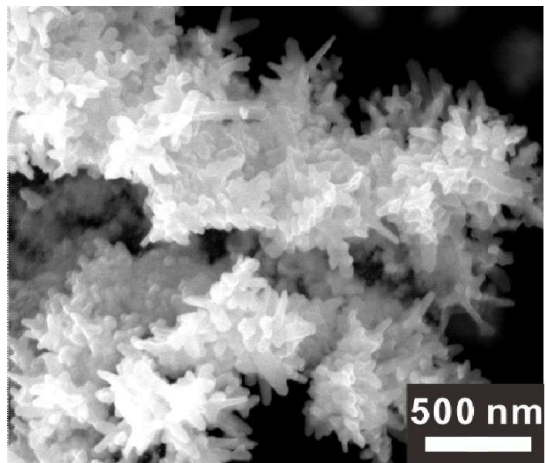
도면13



도면14a



도면14b



도면15

