(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0005401
(43) 공개일자 2019년01월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01N 33/483 (2006.01) *G01D 21/02* (2006.01)
G01K 7/16 (2006.01) *G01N 25/20* (2006.01)
G01N 27/02 (2006.01) *G01N 33/50* (2017.01)
G01N 33/84 (2006.01)
(52) CPC특허분류
G01N 33/4833 (2013.01)
G01D 21/02 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0085989
(22) 출원일자 2017년07월06일
심사청구일자 2017년07월06일

(71) 출원인
한림대학교 산학협력단
강원도 춘천시 한림대학길 1, 한림대학교(옥천동)
(72) 발명자
장문규
대전광역시 유성구 엑스포로 448, 504동 1302호(전민동, 엑스포아파트)
유태균
서울특별시 강동구 천호옛12길 27, 102동 1113호(성내동, 현대아파트)
황신애
경상북도 김천시 신양길 37, 604호(신음동, 드림파크)
(74) 대리인
김남혁

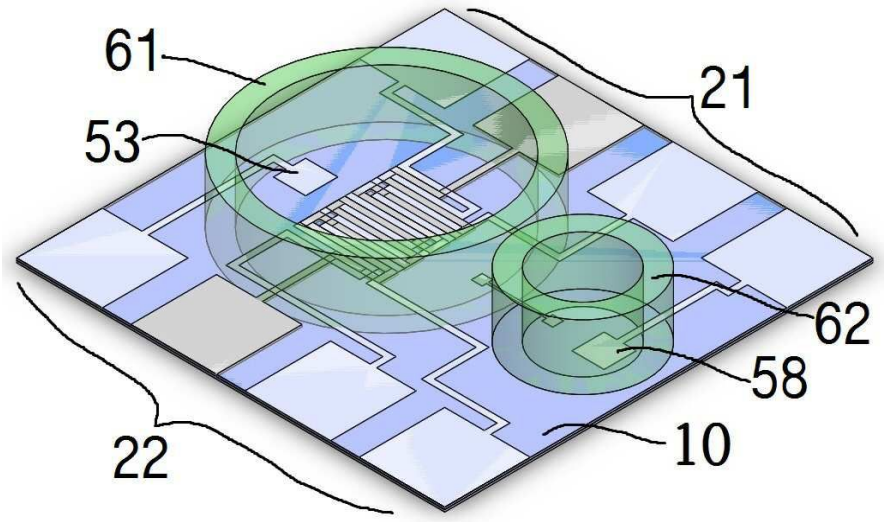
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 **임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서**

(57) 요 약

본 발명은 측정 기판(10)을 멤브레인(membrane, 막) 구조로 제작하여, 세포의 전기적 특성인 임피던스 변화, 열적 특성인 온도 변화, 화학적 특성인 수소 이온 농도(pH, potential of hydrogen, 수소 이온 지수)의 변화를 동시에 측정함으로써, 세포의 배양 상태 및 배양된 세포의 약물 반응을 정밀하게 측정할 수 있는 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서에 관한 것이다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
G01K 7/16 (2013.01)
G01N 25/20 (2013.01)
G01N 27/02 (2013.01)
G01N 33/4836 (2013.01)
G01N 33/5008 (2013.01)
G01N 33/84 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 H20170075
부처명 교육부
연구관리전문기관 한국연구재단
연구사업명 기초연구실지원사업
연구과제명 3D 프린팅 기반 휴먼온어칩 융합연구실
기 여 율 1/1
주관기관 한림대학교 산학협력단
연구기간 2017.03.01 ~ 2018.02.28

명 세 서

청구범위

청구항 1

사각 형상의 측정 기판(10);

상기 측정 기판의 상부에 위치하는 온도 측정 센서용 회로부(31);

상기 온도 측정 센서용 회로부의 상부에 위치하는 절연층(60);

상기 절연층의 상부에 위치하는 제 1 임피던스 측정 센서용 회로부(41);

상기 절연층의 상부에 위치하는 제 2 임피던스 측정 센서용 회로부(46);

상기 절연층의 상부에 위치하는 제 1 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(51); 및

상기 절연층의 상부에 위치하는 제 2 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(56);를 포함하는 것을 특징으로 하는 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 온도 측정 센서용 회로부(31), 제 1 임피던스 측정 센서용 회로부(41), 제 2 임피던스 측정 센서용 회로부(46), 제 1 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(51) 및 제 2 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(56)는,

섀도우 마스크(shadow mask)를 이용한 스퍼터링(sputtering, 진공증착) 방법 또는 감광물질(90) 및 노광장비를 활용한 리프트 오프(lift-off, 박리) 방법 중 어느 하나의 방법에 의하여 상기 측정 기판(10)에 형성되는 것을 특징으로 하는 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서.

청구항 3

제 1항에 있어서,

상기 제 1 임피던스 측정 센서용 회로부(41) 및 제 2 임피던스 측정 센서용 회로부(46)는,

크롬과 백금이 복합된 소재이고,

제 1 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(51) 및 제 2 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(56)는,

크롬과 이리듐이 복합된 소재인 것을 특징으로 하는 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서.

청구항 4

제 1항에 있어서,

상기 온도 측정 센서용 회로부(31)는,

상기 측정 기판의 제 1 모서리부(21)에 위치하는 제 2 전극;

상기 제 1 모서리부(21)에 대향하는 제 2 모서리부(22)에 위치하는 제 6 전극; 및

상기 제 2 전극 및 상기 제 6 전극과 연결되는 온도 측정 센서용 회로(37)로 구성되는 것을 특징으로 하는 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서.

청구항 5

제 4항에 있어서,

상기 제 1 임피던스 측정 센서용 회로부(41)는,

상기 측정 기판의 제 1 모서리부(21)에 위치하는 제 1 전극;

상기 제 2 모서리부(22)에 위치하는 제 7 전극; 및

상기 제 1 전극 및 상기 제 7 전극과 연결되는 제 1 임피던스 측정 센서용 회로(44)로 구성되며,

상기 제 2 임피던스 측정 센서용 회로부(46)는,

상기 측정 기판의 제 1 모서리부(21)에 위치하는 제 3 전극;

상기 제 2 모서리부(22)에 위치하는 제 8 전극; 및

상기 제 3 전극 및 상기 제 8 전극과 연결되는 제 2 임피던스 측정 센서용 회로(49)로 구성되는 것을 특징으로 하는 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서.

청구항 6

제 4항에 있어서,

상기 제 1 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(51)는,

상기 측정 기판의 제 2 모서리부(22)의 좌측 최말단에 위치하는 제 5 전극;

측정 대상 용액의 수소 이온 농도를 측정하기 위하여 소정의 넓이를 갖는 측정 대상 용액 접지부(53); 및

상기 제 5 전극 및 상기 측정 대상 용액 접지부(53)와 연결되는 제 1 수소 이온 농도 측정 센서용 회로(54)를 포함하며,

상기 제 2 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(56)는,

상기 측정 기판의 제 1 모서리부(21)의 우측 최말단에 위치하는 제 4 전극;

기준 용액의 수소 이온 농도를 측정하기 위하여 소정의 넓이를 갖는 기준 용액 접지부(58); 및

상기 제 4 전극 및 상기 기준 용액 접지부(58)와 연결되는 제 2 수소 이온 농도 측정 센서용 회로(59)를 포함하는 것을 특징으로 하는 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서.

청구항 7

제 6항에 있어서,

상기 측정 대상 용액 접지부(53)에서 측정하는 측정 대상 용액과 상기 기준 용액 접지부(58)에서 측정하는 기준 용액이 서로 섞이지 않게 하기 위하여,

내경의 하부면 안에 상기 측정 대상 용액 접지부(53)를 포함하고, 기준 용액 접지부(58)를 포함하지 않는 제 1 절연벽(61);

내경의 하부면 안에 상기 기준 용액 접지부(58)를 포함하고, 측정 대상 용액 접지부(53)를 포함하지 않는 제 2 절연벽(62);을 더 포함하되,

상기 제 1 절연벽(61)과 제 2 절연벽(62)은 서로 포함되지 않고 분리된 영역에 위치하는 것을 특징으로 하는 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서.

청구항 8

청구항 7에 따른 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서;

상기 제 1 전극, 제 7 전극과 연결되는 제 1 전기선(71);

상기 제 3 전극, 제 8 전극과 연결되는 제 2 전기선(72); 및

제 1 전기선(71)과 제 2 전기선(72)을 연결하는 제 3 전기선(73) 상에 위치하여 세포의 임피던스 산출을 수행하는 임피던스 산출부;를 포함하는 임피던스 측정 장치.

청구항 9

청구항 7에 따른 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서;

상기 제 2 전극, 제 6 전극과 연결되는 제 4 전기선(74) 상에 위치하여 세포의 온도 산출을 수행하는 온도 산출부;를 포함하는 온도 측정 장치.

청구항 10

청구항 7에 따른 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서;

상기 제 4 전극, 제 5 전극과 연결되는 제 5 전기선(75) 상에 위치하여 세포의 수소 이온 농도 산출을 수행하는 수소 이온 농도 산출부;를 포함하는 수소 이온 농도 측정 장치.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 세포의 배양 과정 및 배양 후 약물 주입에 따른 세포의 약물 반응을 측정하기 위한 바이오센서에 관한 것으로서, 더 상세하게는 측정 기판을 멤브레인(membrane, 막) 구조로 제작하여, 세포의 전기적 특성인 임피던스 변화, 열적 특성인 온도 변화, 화학적 특성인 수소 이온 농도(pH, potential of hydrogen, 수소 이온 지수)의 변화를 동시에 측정함으로써, 세포의 배양 상태 및 배양된 세포의 약물 반응을 정밀하게 측정할 수 있는 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 일반적으로 세포의 배양 과정을 측정하기 위한 방법으로는 세포의 핵을 형광 물질로 염색한 후, 형광 현미경을 통하여 세포의 배양 상태를 직접 영상으로 확인하는 방법이 최근까지 널리 사용되어 왔다.

[0003] 그러나 정통적으로 널리 사용되는 이와 같은 방법은 필히 세포의 염색 과정을 거쳐야 하므로, 세포를 관측한 후에는 배양된 그 세포를 사용할 수 없기 때문에 세포의 배양 상태 확인하고 상기 세포들 중 양호한 배양 세포를 활용한 약물 반응 실험으로 연계되는 세포 실험을 진행함에 있어서 어려운 점이 많다.

[0004] 따라서 이러한 근본적인 기술적 문제를 해결하기 위하여 세포의 전기적 특성인 임피던스 변화, 열적 특성인 온도 변화, 화학적 특성인 수소 이온 농도의 변화를 동시에 측정함으로써, 세포의 배양 상태 및 배양된 세포의 약물 반응을 정밀하게 측정할 수 있는 바이오센서의 개발이 시급한 실정이다.

[0005] 한편, 세포의 배양 상태 및 약물 반응을 측정하는 방법으로는 세포의 임피던스만을 단독으로 측정하는 방법이 현재까지 연구되어 왔다.

[0006] 이러한 방법은 비파괴적인 방법으로써 세포의 배양 상태 및 약물 반응을 측정할 수 있는 방법이므로 그 발전 가능성에 있어서 많은 관심을 받아오고 있다.

[0007] 그러나 세포의 임피던스만을 측정하는 방법은 세포의 배양에 따른 저항, 정전 용량 및 인덕턴스(inductance, 유도 용량)의 세 가지 변수의 변화를 측정하는 방식으로써, 간단히 말해 전기적인 특성을 측정하는 방식이다.

[0008] 그런데 복잡한 세포의 성장 과정 및 약물 반응 등을 전기적인 특성만을 단서로 하여 측정하기에는 그 측정값들이 정확하지 않아서 신뢰도가 떨어지므로 부족한 부분이 있다.

[0009] 예를 들어, 임피던스의 변화를 수반하지 않는 세포의 발열 또는 흡열 반응의 경우에는 세포의 특성 변화를 파악해내기가 어렵다.

[0010] 따라서, 세포의 전기적 특성인 임피던스 변화, 열적 특성인 온도 변화를 동시에 측정할 수 있다면 세포의 특성 연구에 있어서 훨씬 유리한 위치를 점할 수 있다.

[0011] 또한, 보다 더 나아가 세포가 사멸하거나 증식하는 경우, 수소 이온 농도의 변화도 같이 보이게 되는데 세포의 이러한 화학적 특성까지도 동시에 측정할 수 있다면 세포의 특성을 좀 더 정확하게 측정하여 세포들을 연구하는 데에 큰 도움을 줄 수 있을 것이다.

[0012] 이에 착안하여, 본 발명에서는 세포의 전기적 특성인 임피던스 변화, 열적 특성인 온도 변화, 화학적 특성인 수소 이온 농도의 변화를 동시에 측정함으로써, 세포의 배양 상태 및 배양된 세포의 약물 반응을 정밀하게 측정할

수 있는 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서에 관한 내용을 제안하고자 한다.

[0013] 이와 관련된 선행기술로는 대한민국 등록특허공보 제10-0985475호, 제10-1174360호, 공개특허공보 제10-2016-0122307호 등이 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0014] (특허문헌 0001) 대한민국 등록특허공보 제10-0985475호 (유전영동 임피던스를 이용한 센싱장치 및 센싱방법)

(특허문헌 0002) 대한민국 등록특허공보 제10-1174360호 (pH를 측정하기 위한 장치 및 그 방법)

(특허문헌 0003) 대한민국 공개특허공보 제10-2016-0122307호 (유기-무기 하이브리드 나노 세공 실리카 물질을 이용하는 pH 센서)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0015] 본 발명은 상술한 문제점을 해결하고자 안출된 것으로서, 본 발명의 목적은 측정 기판을 멤브레인(membrane, 막) 구조로 제작하여, 세포의 전기적 특성인 임피던스 변화, 열적 특성인 온도 변화, 화학적 특성인 수소 이온 농도의 변화를 동시에 측정함으로써, 세포의 배양 상태 및 배양된 세포의 약물 반응을 정밀하게 측정할 수 있어서, 세포 특성에 대한 측정 및 연구에 큰 도움을 줄 수 있는 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서를 제공하는 것이다.

[0016] 또한, 본 발명은 세포 상태의 전기적 특성, 열적 특성, 화학적 특성에 대한 측정을 동시에 수행함으로써 세포에서 일어나는 실시간 상의 즉각적인 반응뿐만 아니라 오랜 기간 동안에 걸쳐 진행되는 약물 반응 등을 장기적으로 측정하고자 함에도 그 목적이 있다.

[0017] 또한, 다양한 용액에 대한 세포의 반응에 따른 전기적 특성, 열적 특성, 화학적 특성을 정확하게 측정하고자 함에도 그 목적이 있다.

[0018] 또한, 세포 배양 및 배양된 세포의 약물 반응에 따른 전기적 특성, 열적 특성, 화학적 특성의 변화를 동시에 측정하기 위하여, 슬라이드 글라스, 실리콘 박막, 폴리머 박막, 바이오 박막 등의 다양한 박막으로 구성된 측정 기판에 회로를 형성하되, 상기 패턴 형성 과정에 있어서, 반도체 공정 중 하나인 실리콘 엣칭(Silicon etching) 공정을 채택하여 매우 정밀하고 일관적인 회로를 대량으로 형성할 수 있어서 바이오센서의 제작 단가를 낮추고 제작 신뢰도를 극대화 하고자 함에도 그 목적이 있다.

[0019] 그러나 본 발명의 목적은 상기에 언급된 목적으로 제한되지 않으며, 언급되지 않았으나 아래 수단들 또는 실시예상의 구체적인 구성에 따른 다른 목적들은 그 기재로부터 이 기술분야의 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0020] 본 발명은 상술한 문제점을 해결하고자 안출된 것으로서, 본 발명에 따른 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서는 사각 형상의 측정 기판(10); 상기 측정 기판의 상부에 위치하는 온도 측정 센서용 회로부(31); 상기 온도 측정 센서용 회로부의 상부에 위치하는 절연층(60); 상기 절연층의 상부에 위치하는 제 1 임피던스 측정 센서용 회로부(41); 상기 절연층의 상부에 위치하는 제 2 임피던스 측정 센서용 회로부(46); 상기 절연층의 상부에 위치하는 제 1 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(51); 및 상기 절연층의 상부에 위치하는 제 2 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(56);를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0021] 또한, 상기 온도 측정 센서용 회로부(31), 제 1 임피던스 측정 센서용 회로부(41), 제 2 임피던스 측정 센서용 회로부(46), 제 1 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(51) 및 제 2 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(56)는, 섀도우 마스크(shadow mask)를 이용한 스퍼터링(sputtering, 진공증착) 방법 또는 감광물질(90) 및 노광장비를 활용한 리프트 오프(lift-off, 박리) 방법 중 어느 하나의 방법에 의하여 상기 측정 기판(10)에 형성되는 것을 특징으로 한다.

[0022] 또한, 상기 제 1 임피던스 측정 센서용 회로부(41) 및 제 2 임피던스 측정 센서용 회로부(46)는, 크롬과 백금이 복합된 소재이고, 제 1 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(51) 및 제 2 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(56)는, 크롬과 이리듐이 복합된 소재인 것을 특징으로 한다.

[0023] 또한, 상기 온도 측정 센서용 회로부(31)는, 상기 측정 기판의 제 1 모서리부(21)에 위치하는 제 2 전극; 상기 제 1 모서리부(21)에 대향하는 제 2 모서리부(22)에 위치하는 제 6 전극; 및 상기 제 2 전극 및 상기 제 6 전극과 연결되는 온도 측정 센서용 회로(37)로 구성되는 것을 특징으로 한다.

[0024] 또한, 상기 제 1 임피던스 측정 센서용 회로부(41)는, 상기 측정 기판의 제 1 모서리부(21)에 위치하는 제 1 전극; 상기 제 2 모서리부(22)에 위치하는 제 7 전극; 및 상기 제 1 전극 및 상기 제 7 전극과 연결되는 제 1 임피던스 측정 센서용 회로(44)로 구성되며, 상기 제 2 임피던스 측정 센서용 회로부(46)는, 상기 측정 기판의 제 1 모서리부(21)에 위치하는 제 3 전극; 상기 제 2 모서리부(22)에 위치하는 제 8 전극; 및 상기 제 3 전극 및 상기 제 8 전극과 연결되는 제 2 임피던스 측정 센서용 회로(49)로 구성되는 것을 특징으로 한다.

[0025] 또한, 상기 제 1 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(51)는, 상기 측정 기판의 제 2 모서리부(22)의 좌측 최말단에 위치하는 제 5 전극; 측정 대상 용액의 수소 이온 농도를 측정하기 위하여 소정의 넓이를 갖는 측정 대상 용액 접지부(53); 및 상기 제 5 전극 및 상기 측정 대상 용액 접지부(53)와 연결되는 제 1 수소 이온 농도 측정 센서용 회로(54)를 포함하며, 상기 제 2 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(56)는, 상기 측정 기판의 제 1 모서리부(21)의 우측 최말단에 위치하는 제 4 전극; 기준 용액의 수소 이온 농도를 측정하기 위하여 소정의 넓이를 갖는 기준 용액 접지부(58); 및 상기 제 4 전극 및 상기 기준 용액 접지부(58)와 연결되는 제 2 수소 이온 농도 측정 센서용 회로(59)를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0026] 또한, 상기 측정 대상 용액 접지부(53)에서 측정하는 측정 대상 용액과 상기 기준 용액 접지부(58)에서 측정하는 기준 용액이 서로 섞이지 않게 하기 위하여, 내경의 하부면 안에 상기 측정 대상 용액 접지부(53)를 포함하고, 기준 용액 접지부(58)를 포함하지 않는 제 1 절연벽(61); 내경의 하부면 안에 상기 기준 용액 접지부(58)를 포함하고, 측정 대상 용액 접지부(53)를 포함하지 않는 제 2 절연벽(62);을 더 포함하되, 상기 제 1 절연벽(61)과 제 2 절연벽(62)은 서로 포함되지 않고 분리된 영역에 위치하는 것을 특징으로 한다.

[0027] 또한, 임피던스 측정 장치는 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서; 상기 제 1 전극, 제 7 전극과 연결되는 제 1 전기선(71); 상기 제 3 전극, 제 8 전극과 연결되는 제 2 전기선(72); 및 제 1 전기선(71)과 제 2 전기선(72)을 연결하는 제 3 전기선(73) 상에 위치하여 세포의 임피던스 산출을 수행하는 임피던스 산출부를 포함한다.

[0028] 또한, 온도 측정 장치는 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서; 상기 제 2 전극, 제 6 전극과 연결되는 제 4 전기선(74) 상에 위치하여 세포의 온도 산출을 수행하는 온도 산출부를 포함한다.

[0029] 또한, 수소 이온 농도 측정 장치는 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서; 상기 제 4 전극, 제 5 전극과 연결되는 제 5 전기선(75) 상에 위치하여 세포의 수소 이온 농도 산출을 수행하는 수소 이온 농도 산출부를 포함한다.

발명의 효과

[0030] 본 발명의 일실시예에 따르면, 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서는 측정 기판을 멤브레인(membrane, 막) 구조로 제작하여, 세포의 전기적 특성인 임피던스 변화, 열적 특성인 온도 변화, 화학적 특성인 수소 이온 농도의 변화를 동시에 측정함으로써, 세포의 배양 상태 및 배양된 세포의 약물 반응을 정밀하게 측정할 수 있어서, 세포 특성에 대한 측정 및 연구에 큰 도움을 줄 수 있는 장점이 있다.

[0031] 또한, 세포 상태의 전기적 특성, 열적 특성, 화학적 특성에 대한 측정을 동시에 수행함으로써 세포에서 일어나는 실시간 상의 즉각적인 반응뿐만 아니라 오랜 기간 동안에 걸쳐 진행되는 약물 반응 등을 장기적으로 측정할 수 있는 장점이 있다.

[0032] 또한, 다양한 용액에 대한 세포의 반응에 따른 전기적 특성, 열적 특성, 화학적 특성을 정확하게 측정할 수 있는 장점이 있다.

[0033] 또한, 세포 배양 및 배양된 세포의 약물 반응에 따른 전기적 특성, 열적 특성, 화학적 특성의 변화를 동시에 측정하기 위하여, 슬라이드 글라스, 실리콘 박막, 폴리머 박막, 바이오 박막 등의 다양한 박막으로 구성된 측정 기판에 회로를 형성하되, 상기 회로 형성 과정에 있어서, 반도체 공정 중 하나인 실리콘 엣칭(Silicon etching)

공정을 채택하여 매우 정밀하고 일관적인 회로를 대량으로 형성할 수 있어서 바이오센서의 제작 단가를 낮추고 제작 신뢰도를 극대화 할 수 있는 장점이 있다.

도면의 간단한 설명

[0034] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서의 전체적인 구조를 모식적으로 나타낸 도면이다.

도 2는 본 발명의 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서를 제작하는 방법을 단계별로 나타낸 공정 순서도이다.

도 3은 본 발명의 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서를 위에서 바라본 도면이다.

도 4 내지 도 6은 본 발명의 바이오센서로 세포의 전기적 특성인 임피던스 변화, 열적 특성인 온도 변화, 화학적 특성인 수소 이온 농도의 변화를 측정하기 위한 전기적인 연결 방법의 일 실시예를 보여주는 도면들이다.

도 7은 본 발명의 바이오센서의 제작을 위하여 측정 기판(10)에 회로들을 형성하기에 앞서, 먼저 상기 측정 기판(10)을 제조하는 공정을 모식적으로 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0035] 이하, 본 발명의 실시 예를 첨부된 도면을 참조하여 설명한다.

[0036] 본 발명에 따른 동작 및 작용을 이해하는 데 필요한 부분을 중심으로 상세히 설명한다.

[0037] 본 발명의 실시 예를 설명하면서, 본 발명이 속하는 기술 분야에 익히 알려졌고 본 발명과 직접적으로 관련이 없는 기술 내용에 대해서는 설명을 생략한다.

[0038] 이는 불필요한 설명을 생략함으로써 본 발명의 요지를 흐리지 않고 더욱 명확히 전달하기 위함이다.

[0039] 또한, 본 발명의 구성 요소를 설명하는 데 있어서, 동일한 명칭의 구성 요소에 대하여 도면에 따라 다른 참조부호를 부여할 수도 있으며, 서로 다른 도면임에도 동일한 참조부호를 부여할 수도 있다.

[0040] 그러나 이와 같은 경우라 하더라도 해당 구성 요소가 실시 예에 따라 서로 다른 기능을 갖는다는 것을 의미하거나, 서로 다른 실시 예에서 동일한 기능을 갖는다는 것을 의미하는 것은 아니며, 각각의 구성 요소의 기능은 해당 실시 예에서의 각각의 구성 요소에 대한 설명에 기초하여 판단하여야 할 것이다.

[0041] 본 명세서에 사용되는 기술적 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위하여 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아님을 유의하여야 한다.

[0042] 또한, 본 명세서에서 사용되는 기술적 용어는 본 명세서에서 특별히 다른 의미로 정의되지 않는 한 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의하여 일반적으로 이해되는 의미로 해석되어야 하며, 과도하게 포괄적인 의미로 해석되거나, 과도하게 축소된 의미로 해석되지 않아야 한다.

[0043] 또한, 본 명세서에서 사용되는 단수의 표현은 문맥상 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 출원에서, "구성된다" 또는 "포함한다" 등의 용어는 명세서 상에 기재된 여러 구성요소들, 또는 여러 단계들을 반드시 모두 포함하는 것으로 해석되지 않아야 하며, 그 중 일부 구성 요소들 또는 일부 단계들은 포함되지 않을 수도 있고, 또는 추가적인 구성 요소 또는 단계들을 더 포함할 수 있는 것으로 해석되어야 한다.

[0044] 첨부된 도 1은 측정 기판(10) 위에 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서용 회로들을 형성한 이후의 도면이다.

[0045] 상기 측정 기판(10)은 세포의 배양 방법에 따라서 실리콘, 슬라이드 글라스, 피브로인(fibroin, 견섬유) 등의 다양한 재료를 사용하여 제작될 수 있다.

[0046] 본 발명에서는 온도 측정 센서용 회로부(31)의 민감도 및 반응 속도 개선을 위해 실리콘 막(silicon membrane) 구조를 채택하여 측정 기판(10)을 제작하였다.

[0047] 온도 측정용 센서를 위하여 형성된 회로의 재료는 크롬과 백금의 합금으로 된 박막 또는 크롬과 이리듐의 합금으로 된 박막으로 구성되어질 수 있다.

[0048] 도 1에서 보는 바와 같이, 측정 기판(10)의 중앙에 형성된 다수개의 회로들로부터 측정 기판(10)의 제 1 모서리

부(21) 및 제 2 모서리부(22)로 연장되는 부분에는 전기적인 접촉을 위한 전극들이 형성된다.

[0049] 상기 측정 기판(10)의 제 1 모서리부(21) 및 제 2 모서리부(22)로 다수개의 전극들을 배치함으로써, 각 전극들에서 읽을 수 있는 신호를 분석하는 장비들을 연결하기 용이하며, 바이오센서의 중앙부에 회로들을 배치함으로써, 공간의 효율성을 높일 수 있어, 결과적으로 상기 바이오센서의 소형화를 추구할 수 있다.

[0050] 측정 기판(10)은 제작 소요 시간과 비용을 절감하기 위하여 사각 형상으로 제작되는 것이 바람직하며, 상기 측정 기판(10)의 상부에는 온도 측정 센서용 회로부(31)가 위치하고, 상기 온도 측정 센서용 회로부(31)의 상부에는 절연층(60)이 위치하며, 상기 절연층(60)의 상부에는 제 1 임피던스 측정 센서용 회로부(41), 제 2 임피던스 측정 센서용 회로부(46), 제 1 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(51), 제 2 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(56)가 위치한다.

[0051] 상기 절연층(60)을 분리면으로 하여 온도 측정 센서용 회로부(31)가 상기 절연층(60)의 하부에 위치함으로써, 온도 측정 센서용 회로부(31)가 세포 반응 생성물과 불필요하게 반응하여 부식되는 것을 막을 수 있고, 상기 제 1 임피던스 측정 센서용 회로부(41), 제 2 임피던스 측정 센서용 회로부(46), 제 1 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(51), 제 2 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(56)와의 회로 간섭이 되지 않게 되므로 회로를 좁은 면적 안에 형성시킬 수 있는 이점이 있다.

[0052] 상기 온도 측정 센서용 회로부(31)는, 상기 측정 기판(10)의 제 1 모서리부(21)에 위치하는 제 2 전극, 상기 제 1 모서리부(21)에 대향하는 제 2 모서리부(22)에 위치하는 제 6 전극, 상기 제 2 전극 및 상기 제 6 전극과 연결되는 온도 측정 센서용 회로(37)가 합쳐진 구성으로 이루어진다.

[0053] 상기 제 1 임피던스 측정 센서용 회로부(41)는, 상기 측정 기판(10)의 제 1 모서리부(21)에 위치하는 제 1 전극, 상기 제 2 모서리부(22)에 위치하는 제 7 전극, 상기 제 1 전극 및 상기 제 7 전극과 연결되는 제 1 임피던스 측정 센서용 회로(41)가 합쳐진 구성이며, 상기 제 2 임피던스 측정 센서용 회로부(46)는, 상기 측정 기판(10)의 제 1 모서리부(21)에 위치하는 제 3 전극, 상기 제 2 모서리부(22)에 위치하는 제 8 전극, 상기 제 3 전극 및 상기 제 8 전극과 연결되는 제 2 임피던스 측정 센서용 회로(49)가 합쳐진 구성이다.

[0054] 상기 제 1 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(51)는, 상기 측정 기판(10)의 제 2 모서리부(22)의 좌측 최말단에 위치하는 제 5 전극, 측정 대상 용액의 수소 이온 농도를 측정하기 위하여 소정의 넓이를 갖는 측정 대상 용액 접지부(53), 상기 제 5 전극 및 상기 측정 대상 용액 접지부(53)와 연결되는 제 1 수소 이온 농도 측정 센서용 회로(54)가 합쳐진 구성이며, 상기 제 2 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부(58)는, 상기 측정 기판(10)의 제 1 모서리부(21)의 우측 최말단에 위치하는 제 4 전극, 기준 용액의 수소 이온 농도를 측정하기 위하여 소정의 넓이를 갖는 기준 용액 접지부(58), 상기 제 4 전극 및 상기 기준 용액 접지부(58)와 연결되는 제 2 수소 이온 농도 측정 센서용 회로(59)가 합쳐진 구성이다.

[0055] 상술한 좌측 최말단이라 함은, 도 1을 기준으로 하여 제 2 모서리부에서 가장 왼쪽에 위치함을 말하며, 우측 최말단이라 함은, 도 1을 기준으로 하여 제 1 모서리부에서 가장 오른쪽에 위치함을 말한다.

[0056] 바이오센서 상에 이와 같이 제 5 전극과 제 4 전극을 배치함으로써, 수소 이온 농도 측정을 위한 가장 효율적이고 소형화된 바이오센서를 제작할 수 있는 효과가 있다.

[0057] 상기와 같이 바이오센서 상에 다수개의 전극들을 배치함으로 인하여 온도 측정 센서용 회로부(31)는 제 2 전극과 제 6 전극을 직선으로 가로지르며 바이오센서의 중앙부를 지나게 형성하는 것이 바람직하다.

[0058] 상기 측정 대상 용액 접지부(53)에서 측정하는 측정 대상 용액과 상기 기준 용액 접지부(58)에서 측정하는 기준 용액이 서로 섞이지 않게 하기 위하여, 내경의 하부면 안에 상기 측정 대상 용액 접지부(53)를 포함하고, 기준 용액 접지부(58)를 포함하지 않는 제 1 절연벽(61), 내경의 하부면 안에 상기 기준 용액 접지부(58)를 포함하고, 측정 대상 용액 접지부(53)를 포함하지 않는 제 2 절연벽(62)을 더 포함하되, 상기 제 1 절연벽(61)과 제 2 절연벽(62)은 서로 포함되지 않고 분리된 영역에 위치하는 것을 특징으로 한다.

[0059] 상술한 내경의 하부면이라 함은, 상기 바이오센서의 가장 윗 면에서 원통 형상으로 된 제 1 절연벽(61) 및 제 2 절연벽(62)의 내측에 위치하는 바닥면의 영역을 뜻한다.

[0060] 제 1 절연벽(61) 및 제 2 절연벽(62)의 단면은 폐곡선 중 한 종류인 원형으로 되어있어서 세포를 상기 제 1 절연벽(61) 및 제 2 절연벽(62) 내경 하부면에 놓아도 상기 내경 하부면의 영역을 벗어나지 않아 바이오센서에서 수소 이온 농도 측정을 함에 있어서 신뢰도를 높일 수 있다.

[0061] 도 3에서 보는 바와 같이 바이오센서를 위에서 바라본 도면을 참고하여 더 자세하게 설명하면 다음과 같다.

[0062] 전기적인 접촉을 위한 전극으로는 제 1 전극 내지 제 8 전극이 있다.

[0063] 도 3에서 보는 바에 의하면 모든 회로들이 측정 기판(10)의 중앙에서 서로 접촉하는 것처럼 보이나, 실제로 전극 2로부터 전극 6으로 이어지는 온도 측정 센서용 회로부(31)는, 제 1 전극으로부터 제 7 전극으로 이어지는 제 1 임피던스 측정 센서용 회로부(41) 및 제 3 전극으로부터 제 8 전극으로 이어지는 제 2 임피던스 측정 센서용 회로부(46)와 절연층(60)을 분리 층으로 하여 각각 절연되어 있는 상태인 것이다.

[0064] 상기 온도 측정 센서용 회로(37)는 제 1 임피던스 측정 센서용 회로(44) 및 제 2 임피던스 측정 센서용 회로(49)와 절연층으로 분리되어 있되, 상기 절연층의 하부에 놓임으로써, 세포의 임피던스와 온도측정을 실시간으로 동시에 할 수 있는 효과가 있다.

[0065] 한편, 이러한 구조를 가지는 상태에서 바이오센서가 구비된 측정 기판(10) 위에 구비된 제 제 1 절연벽(61) 내경 하부면 안에 세포 배양액이 놓이고 이 배양액을 통하여 상기 바이오센서 위로 세포의 배양이 진행되게 된다.

[0066] 시간이 지남에 따라서 바이오센서 위와 바이오센서들 사이의 빈 공간에서 세포가 배양되게 되며, 이에 따라 세포에서 측정되는 임피던스가 점차적으로 변화하게 되면 임피던스를 측정할 수 있게 된다.

[0067] 또한, 세포의 배양에 따라 바이오센서에서 온도의 변화가 발생하면 온도도 측정할 수 있게 된다.

[0068] 시간에 따른 임피던스의 변화를 측정함에 있어서 일반적인 임피던스 분석기를 활용할 수도 있으며, 필요에 따라서는 임피던스를 측정하는 회로를 임의로 구성하여 활용할 수도 있다.

[0069] 온도를 측정할 때는 온도 변화에 따른 백금으로 형성된 온도 측정 센서의 회로의 저항 변화를 측정한 이후 TCR(Temperature Coefficient of Resistance)을 활용한 기법을 이용하면 보다 정교하게 온도를 측정할 수 있다.

[0070] TCR은 온도가 1도 바뀔 때의 저항의 변화분으로 정의된다.

[0071] $$TCR = \frac{1}{R_0} \cdot \frac{\Delta R}{\Delta T}$$

[0072] 한편, 기준온도 T_0에서 저항값이 R_0라면 이후에 증가하는 온도에 따른 저항은 온도의 함수이며, 이는 다음과 같이 표현된다.

[0073] $R(T) = R_0 [1+ TCR*(T-T_0)]$ 식(1)

[0074] 위의 식(1)로부터, 물질의 TCR을 도출할 수 있다면, 해당 온도 T에서의 저항을 알 수 있게 된다.

[0075] 이를 역으로 활용하면, 미지의 온도 T에서 측정된 저항이 R(T)라면, 위의 식(1)로부터 온도 T를 결정지을 수 있다.

[0076] 이러한 방법은 백금을 이용한 온도계를 제작할 때 사용하는 기법으로 널리 알려져 있는 방법이다.

[0077] 도 2는 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서를 제작하는 일 실시 예를 단계별로 보여주고 있다.

[0078] 도 2의 (A)에서는 온도 측정 센서의 민감도 및 반응속도 향상을 위해 반도체 공정 중 하나인 엣칭(etching, 식각) 방법을 이용하여 10㎛ 두께로 얇게 만든 실리콘층으로 된 기판 또는 실리콘층(13)의 상하층에 실리콘 나이트라이드층(15)(Silicon nitride, Si_3N_4)이 접붙여진 기판을 준비한다.

[0079] 도 2의 (B)에서는 준비된 측정 기판(10) 위에 섀도우 마스크(shadow mask)를 이용한 스퍼터링(sputtering, 진공증착) 방법을 채택하여 백금 소재로 이루어진 온도 측정 센서용 회로부(31)와 상기 회로에서 상기 측정 기판(10)의 제 1 모서리부(21) 및 제 2 모서리부(22)로 연장되어 형성된 제 2 전극 및 제 6 전극을 형성하는 공정을 보여주고 있다.

[0080] 측정 기판(10) 위에 섀도우 마스크를 직접 접촉하고 이를 스퍼터링 장비에 장착한 후 스퍼터링을 진행하고 섀도우 마스크를 제거하면 회로가 형성되게 된다.

[0081] 이 회로는 온도 측정 센서로서 쓰이게 되고, 그 이후 도 2의 (C)에서 PDMS(polydimethylsiloxane, 실리콘 합성

체)로 코팅을 해주게 되면 절연층(60)이 형성된다.

[0082] 온도 측정 센서로 사용되는 상기 회로의 상면을 절연층(60)으로 코팅하는 이유는 상기 온도 측정 센서와 임피던스 및 수소 이온 농도 측정 센서와의 절연 및 층 구분을 하기 위함이다.

[0083] 상기 공정은 통상의 감광물질(90) 및 노광장비를 활용한 리프트 오프(lift-off, 박리) 공정으로 대체될 수도 있다.

[0084] 그런데, 일반적으로 회로의 선폭이 수십 ㎛ 이상인 경우에는 공정이 간단하고 용이한 섀도우 마스크를 이용한 방법을 사용하는 것이 바람직하다.

[0085] 하지만, 회로의 선폭이 수 ㎛ 이하인 미세한 경우에는 감광물질(90) 및 노광 장비를 이용한 리프트 오프 방법을 사용하는 것이 바람직하다.

[0086] 이어서, 도 2의 (D)에서는 도 2의 (B)와 같이 섀도우 마스크 및 스퍼터링 방법으로 임피던스 및 수소 이온 농도 측정 센서로 사용될 회로를 형성하되, 상기 임피던스 측정 센서로 사용될 회로는 크롬과 백금이 복합된 소재이고,

[0087] 수소 이온 농도 측정 센서로 사용될 회로는 크롬과 이리듐이 복합된 소재로 사용하는 것이 바람직하다.

[0088] 도 2의 (E)에서는 세포의 배양 및 수소 이온 농도 기준 전극을 위해 측정 기판(10) 상에 제 1 절연벽(61)을 구비하고, 상기 제 1 절연벽(61)의 옆에 제 2 절연벽(62)을 더 구비한다.

[0089] 상기 제 1 절연벽(61), 제 2 절연벽(62)의 소재는 본 발명에서 절연층(60)을 구성하는데 사용한 PDMS(polydimethylsiloxane, 실리콘 합성체) 소재인 것이 바람직하다.

[0090] 또한, 상기 제 1 절연벽(61), 제 2 절연벽(62)은 원통형 관 또는 다각형 관 형태이되, 상부가 개방되어 있고, 하부가 측정 기판(10)과 완전히 접촉되어 상기 제 1 절연벽(61), 제 2 절연벽(62)의 내부로 시료를 넣었을 시, 상기 시료가 외부로 흘러나가지 못하도록 되어 있는 형상인 것이 바람직하다.

[0091] 도 2의 (F)에서는 상기 회로들에서 측정되는 신호를 전달하기 위하여 측정 기판(10) 상의 제 1 모서리부(21) 및 제 2 모서리부(22)에 위치한 다수개의 전극에 제 1 전기선(71) 내지 제 5 전기선(75)을 잇는 와이어링 작업을 함으로써 측정 기판(10) 상에 임피던스, 온도, 수소 이온 농도 측정 센서로 이용되기 위한 회로를 형성하는 공정의 마무리를 짓게 된다.

[0092] 도 3은 세포의 임피던스, 온도 및 수소 이온 농도 측정을 위한 바이오센서를 위에서 바라본 도면이다.

[0093] 상기 바이오센서의 특성은 도 3 및 도 4 내지 도 6에서 설명하는 측정 방법에 의하여 설명된다.

[0094] 제 1 전극, 제 7 전극에서 연장된 제 1 임피던스 측정 센서용 회로(44)와 제 3 전극 3, 제 8 전극에서 연장된 제 2 임피던스 측정 센서용 회로(49)는 요철 형태로 구성되어 있으며 제 2 전극 2, 제 6 전극에서 연장된 온도 측정 센서용 회로부(31)와는 절연층(60)에 의하여 서로 절연되어 있다.

[0095] 또한, 상기 절연층(60)의 위에 놓인 제 1 임피던스 측정 센서용 회로(44)와 제 2 임피던스 측정 센서용 회로(49)는 서로 일정한 간격으로 이격되어 있다.

[0096] 상기 이격된 간격은 세포의 배양 종류 및 배양 환경에 따라서 적절히 조절되는 것이 바람직하며, 통상 1㎛~1㎜ 이내의 간격으로 회로들을 구성하지만, 특별한 경우에는 1㎛이하로 그 간격을 미세하게 줄일 수도 있다.

[0097] 회로들 사이의 간격이 좁아질수록 바이오센서의 임피던스의 측정 정밀도는 더 높아질 수 있다.

[0098] 도 4에서 보는 바와 같이 세포의 임피던스를 측정하는 경우에는 제 1 전극, 제 7 전극을 함께 연결한 제 1 전기선(71)과 제 3 전극 3, 제 8 전극을 함께 연결한 제 2 전기선(72)을 제 3 전기선(73)으로 연결하여 두 개의 떨어진 회로들 사이에서 세포의 성장 혹은 약물 반응에 따른 임피던스의 변화를 측정하는 방식이 측정 원리상 가장 유리한 측정법이 될 수 있다.

[0099] 물론, 제 1 전극, 제 7 전극 혹은 제 3 전극, 제 8 전극을 각각 독립된 전극으로 구성하여, 제 1 전극, 제 7 전극 간의 임피던스의 변화 혹은 제 3 전극, 제 8 전극 간의 임피던스의 변화를 측정하는 방법도 가능하다.

[0100] 또한, 독립적으로 상기 제 1 전극, 제 7 전극과 연결되는 제 1 전기선(71), 상기 제 3 전극, 제 8 전극과 연결되는 제 2 전기선(72), 제 1 전기선(71)과 제 2 전기선(72)을 연결하는 제 3 전기선(73) 상에 위치하여 세포의 임피던스 산출을 수행하는 임피던스 산출부를 포함하는 임피던스 측정 장치가 구성되어질 수 있다.

[0101] 도 5에서 보는 바와 같이 상술한 TCR 기법을 이용하여 세포의 온도를 측정하기 위해서는 제 2 전극, 제 6 전극 사이의 온도의 변화, 즉 회로 그 자체 저항의 변화를 측정하게 된다.

[0102] 또한, 독립적으로 상기 제 2 전극, 제 6 전극과 연결되는 제 4 전기선(74) 상에 위치하여 세포의 온도 산출을 수행하는 온도 산출부를 포함하는 온도 측정 장치가 구성되어질 수 있다.

[0103] 또한, 도 6에서 보는 바와 같이 세포의 수소 이온 농도를 측정하기 위해서는 제 1 절연벽(61)의 내경 하부에 놓인 측정 대상 용액 접지부(53)와 제 2 절연벽(62)의 내경 하부에 놓인 기준 용액 접지부(58)를 잇는 회로를 형성하여 기준 용액과 측정 대상 용액 간의 전위차를 측정하여 수소 이온 농도를 도출할 수 있다.

[0104] 상기 기준 용액은 어떠한 용액을 사용해도 좋으나, pH 6~8의 중성 용액을 사용하는 것이 바람직하다.

[0105] 또한, 상기 제 4 전극, 제 5 전극과 연결되는 제 5 전기선(75) 상에 위치하여 세포의 수소 이온 농도 산출을 수행하는 수소 이온 농도 산출부를 포함하는 수소 이온 농도 측정 장치가 구성되어질 수 있다.

[0106] 한편, 도 7은 본 발명의 바이오센서의 제작을 위하여 측정 기판(10)에 회로를 형성하기에 앞서, 먼저 상기 측정 기판(10)을 제조하는 공정을 모식적으로 나타낸 도면이다.

[0107] 도 7의 (A)에서 보는 바와 같이, 중간에 실리콘층(13)이 위치하고, 상기 실리콘층(13)의 상하층에 실리콘 나이트라이드층(15)(Silicon nitride, Si_3N_4)이 접붙여진 기판을 준비한다.

[0108] 도 7의 (B)에서는 상기 측정 기판(10)의 상하층에 구비된 실리콘 나이트라이드층(15) 중 어느 한 층을 감광물질(90)로 코팅하고, 도 7의 (C)에서는 엣칭할 부분의 회로를 상기 감광물질(90)로 코팅된 한 층의 위에 붙이고 자외선에 노광시킨 후, 이를 현상하는 과정을 거친다.

[0109] 도 7의 (D)는 RIE(reactive ion etching) 공정을 거쳐 실리콘 나이트라이드층(15)이 제거된 상태이고, 도 7의 (E)에서는 수산화칼륨(KOH)을 이용한 엣칭 공정을 거쳐 중간에 위치한 실리콘층(13)을 깎아내어 최종적인 측정 기판(10)을 준비한 모습을 볼 수 있다.

[0110] 상기 내용을 참조하여 본 발명의 실시예들을 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술분야의 당업자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적 특징을 변경하지 않고 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다.

[0111] 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적인 것이 아닌 것으로서 이해되어야 하고, 상기 상세한 설명에서 기술된 본 발명의 범위는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 등가 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

부호의 설명

[0112] 10: 측정 기판 13: 실리콘층

15: 실리콘 나이트라이드 21: 제 1 모서리부

22: 제 2 모서리부 31: 온도 측정 센서용 회로부

37: 온도 측정 센서용 회로부

41: 제 1 임피던스 측정 센서용 회로부

44: 제 1 임피던스 측정 센서용 회로

46: 제 2 임피던스 측정 센서용 회로부

49: 제 2 임피던스 측정 센서용 회로

51: 제 1 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부

53: 측정 대상 용액 접지부

54: 제 1 수소 이온 농도 측정 센서용 회로

56: 제 2 수소 이온 농도 측정 센서용 회로부

58: 기준 용액 접지부

59: 제 2 수소 이온 농도 측정 센서용 회로

60: 절연층　　61: 제 1 절연벽

62: 제 2 절연벽　　71: 제 1 전기선

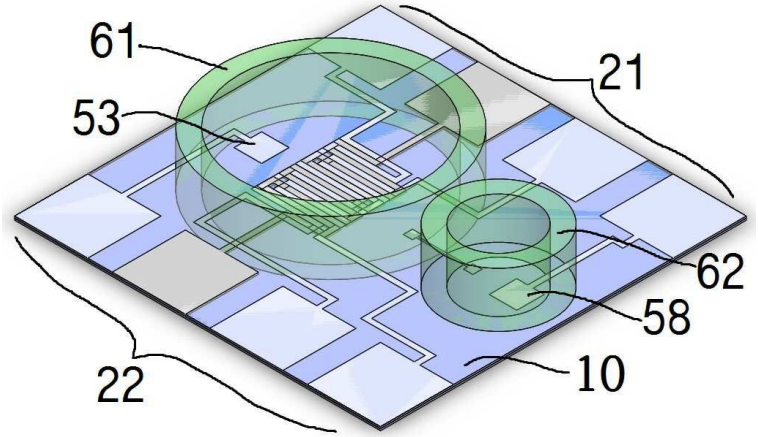
72: 제 2 전기선　　73: 제 3 전기선

74: 제 4 전기선　　75: 제 5 전기선

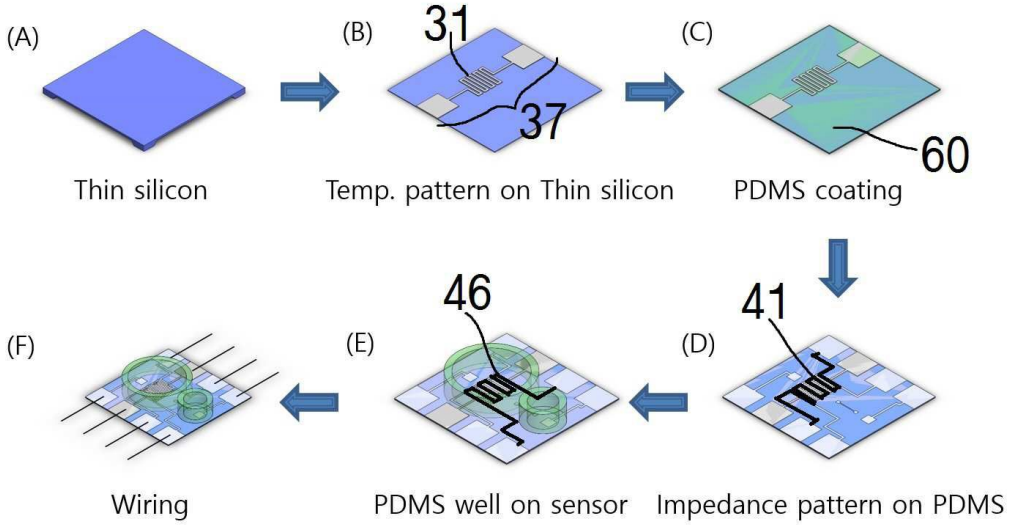
90: 감광물질

도면

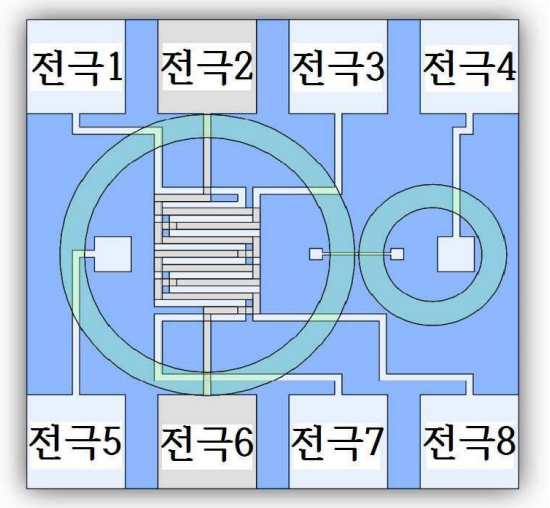
도면1



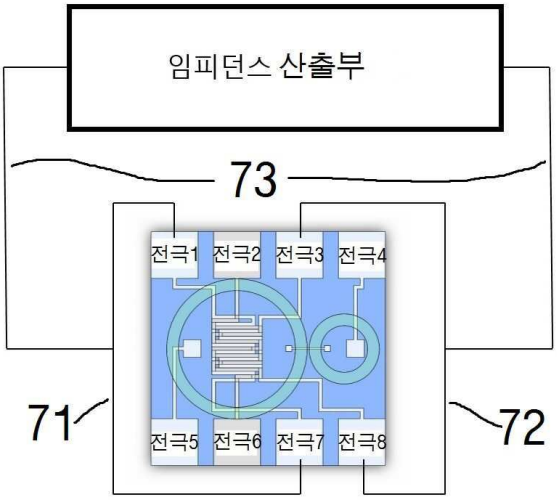
도면2



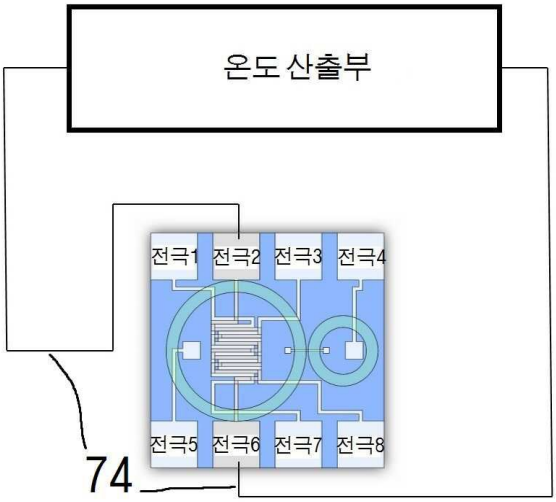
도면3


전극1
전극2
전극3
전극4
전극5
전극6
전극7
전극8

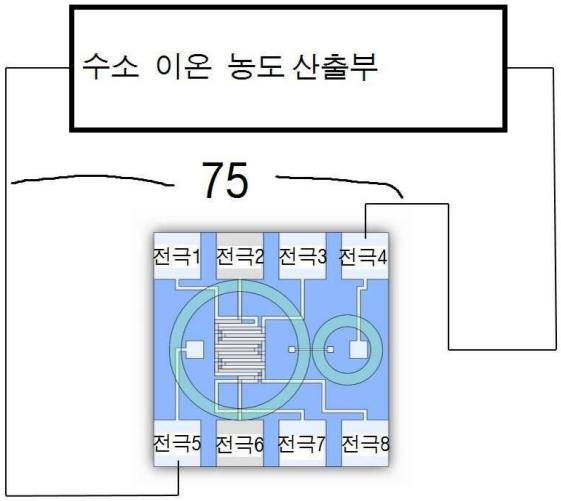
도면4


임피던스 산출부
73
전극1
전극2
전극3
전극4
71
72
전극5
전극6
전극7
전극8

도면5


온도 산출부
전극1
전극2
전극3
전극4
74
전극5
전극6
전극7
전극8

도면6



도면7

