

 (19) 대한민국특허청(KR) (12) 공개특허공보(A)	(11) 공개번호 10-2016-0095785 (43) 공개일자 2016년08월12일
(51) 국제특허분류(Int. Cl.) <i>G01N 27/407</i> (2006.01) <i>G01N 27/12</i> (2006.01) <i>G01N 33/497</i> (2006.01) (52) CPC특허분류 <i>G01N 27/4074</i> (2013.01) <i>G01N 27/12</i> (2013.01) (21) 출원번호 10-2015-0017171 (22) 출원일자 2015년02월04일 심사청구일자 2015년02월04일	(71) 출원인 울산과학기술원 울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50 (72) 발명자 박장웅 울산광역시 울주군 범서읍 구영로 75-23, 105동 701호 (범서읍, 동문굿모닝힐아파트) 김주희 충청북도 충주시 금릉로 41, 101동 1002호 (철금동, 현대아파트) (뒷면에 계속) (74) 대리인 전용준

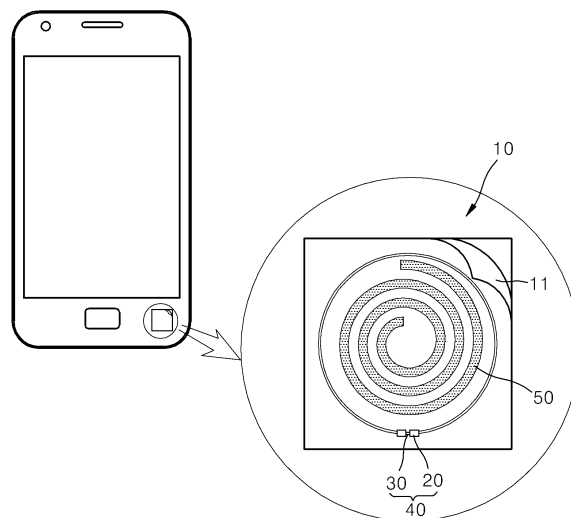
전체 청구항 수 : 총 14 항

(54) 발명의 명칭 바이오센서 및 그의 제조방법

(57) 요약

본 발명에 따른 바이오 센서는, 금속산화물저항체와 나노물질로 이루어진 전극과 안테나, 금속산화물저항체만으로 이루어진 채널을 포함함으로써, 투명하고 신축가능한 이점과, 외부와 무선 통신이 가능한 이점이 있다. 또한, 채널을 금속산화물저항체로 구성함으로써, 알코올 기반의 가스에 노출시 전류 변화를 측정하여 알코올 농도를 측정할 수 있기 때문에, 사용자가 용이하게 알코올 농도의 측정이 가능한 이점이 있다. 또한, 전극, 채널 및 안테나를 동시에 함께 제조할 수 있기 때문에, 제조 공정수가 적고 제조가 용이한 이점이 있다. 또한, 본 발명에 따른 바이오 센서는 스티커 등 원하는 곳에 전사하여 이용할 수 있기 때문에, 다양한 곳에 탈부착이 가능하여, 사용자가 용이하게 알코올 농도의 측정이 가능하다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

G01N 33/4972 (2013.01)

(72) 발명자

김소연

경기도 의정부시 오목로 168, 301동 407호 (민락동, 산들마을현대아파트)

김미정

경기도 성남시 분당구 양현로 192, 1020동 1201호 (이매동, 이매촌삼성아파트)

김민지

울산광역시 남구 삼산로94번길 19-18, 403호 (달동, 동서아파트)

명세서

청구범위

청구항 1

금속산화물 저항체와 나노물질을 포함하여 형성된 전극과, 금속산화물 저항체를 포함하여 형성되어 알코올 기반의 가스와 접촉 시 저항이 변하는 채널을 포함하는 센서부와;

상기 센서부와 소정간격 이격되게 배치되고, 금속산화물 저항체와 나노물질을 포함하여 형성되고 상기 센서부와 전자기 공명을 수행하여 상기 센서부에서 감지한 값을 외부로 송신하는 안테나를 포함하는 바이오센서.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 전극을 이루는 금속산화물 저항체와 상기 채널을 이루는 금속산화물 저항체는 동일한 물질인 바이오센서.

청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 전극을 이루는 금속산화물 저항체와 나노물질은 상기 안테나를 이루는 금속산화물 저항체와 나노물질과 동일한 물질인 바이오센서.

청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 금속산화물 저항체는, 산화인듐을 포함하는 바이오센서.

청구항 5

청구항 1에 있어서,

상기 나노물질은, 금속 재질의 나노 와이어와 탄소나노튜브 중 적어도 하나를 포함하는 바이오센서.

청구항 6

청구항 1에 있어서,

상기 전극은, 일측에 개구부가 형성된 형상으로 이루어지고,

상기 채널은, 상기 전극의 양단을 연결하도록 상기 개구부에 구비되고,

상기 안테나는 상기 전극의 내주측에 나선 형상으로 이루어진 바이오센서.

청구항 7

청구항 1에 있어서,

상기 전극과 상기 안테나는 각각,

희생기판 위에 수지가 코팅된 수지층과,

상기 수지층 위에 상기 금속산화물 저항체가 코팅된 금속산화물 저항체층과,

상기 금속산화물 저항체층 위에 나노와이어가 코팅되고 서로 겹쳐져 네트워크를 형성하는 나노와이어층과,

상기 수지층, 상기 금속산화물 저항체층 및 상기 나노와이어층 위에 코팅되어 형성된 패시베이션층을 포함하는 바이오센서.

청구항 8

청구항 7에 있어서,

상기 채널은,

상기 전극의 양단 사이에 위치되고, 상기 희생기판 위에 수지가 코팅된 수지층과,

상기 수지층 위에 상기 금속산화물 저항체가 코팅된 금속산화물 저항체층을 포함하는 바이오센서.

청구항 9

청구항 8에 있어서,

상기 전극의 상기 금속산화물 저항체층과 상기 채널의 금속산화물 저항체층은 동일한 층으로 이루어진 바이오센서.

청구항 10

청구항 7 또는 청구항 8에 있어서,

상기 수지는 폴리이미드를 포함하는 바이오센서.

청구항 11

청구항 1에 있어서,

상기 센서부와 상기 안테나가 전사되는 스티커를 더 포함하는 바이오센서.

청구항 12

금속산화물 저항체와 나노물질을 포함하여 형성된 전극과, 금속산화물 저항체를 포함하여 형성되어 알코올 기반의 가스와 접촉 시 저항이 변하는 채널을 포함하는 센서부와;

상기 센서부와 소정간격 이격되게 배치되고, 금속산화물 저항체와 나노물질을 포함하여 형성되고 상기 센서부와 전자기 공명을 수행하여 상기 센서부에서 감지한 값을 외부로 송신하는 안테나와;

상기 센서부와 상기 안테나가 전사되는 스티커를 포함하고,

상기 전극과 상기 안테나는 각각, 희생기판 위에 수지가 코팅된 수지층과, 상기 수지층 위에 코팅된 금속산화물 저항체층과, 상기 금속산화물 저항체층 위에 코팅되고 서로 겹쳐져 네트워크를 형성하는 나노와이어층과, 상기 수지층, 상기 금속산화물 저항체층 및 상기 나노와이어층 위에 코팅되어 형성된 패시베이션층을 포함하고,

상기 채널은, 상기 전극의 양단 사이에 위치되고, 상기 희생기판 위에 수지가 코팅된 수지층과, 상기 수지층 위에 코팅된 금속산화물 저항체층을 포함하고,

상기 전극은, 상기 채널이 배치되는 개구부가 형성된 형상으로 이루어지고,

상기 안테나는 상기 전극의 내주측에 나선 형상으로 배치된 바이오센서.

청구항 13

희생기판 위에 투명하고 신축성있는 수지를 스핀 코팅하여 수지층을 형성하는 단계와;

상기 수지층 위에 금속산화물 저항체를 스핀 코팅하여 금속산화물 저항체층을 형성하는 단계와;

상기 금속산화물 저항체층을 미리 설정된 전극 형상, 채널 형상, 안테나 형상으로 각각 패터닝하여, 전극 패턴, 채널 패턴 및 안테나 패턴을 각각 형성하는 단계와;

상기 전극 패턴, 상기 채널 패턴 및 상기 안테나 패턴이 각각 형성된 상기 금속산화물 저항체층 위에 나노와이어들을 코팅하여, 나노와이어층을 형성하는 단계와;

상기 나노와이어층을 상기 전극 형상과 상기 안테나 형상으로 각각 패터닝하여, 상기 금속산화물 저항체층과 상기 나노와이어층으로 이루어진 전극과, 상기 금속산화물 저항체층만으로 이루어져 알코올 기반의 가스와 접촉 시 저항이 변하는 채널을 포함하는 센서부와, 상기 금속산화물 저항체층과 상기 나노와이어층으로 이루어진 안테나를 형성하는 단계와;

상기 채널을 제외한 나머지 부분에 패시베이션층을 형성하는 단계를 포함하는 바이오센서의 제조방법.

청구항 14

청구항 13에 있어서,

상기 희생기판을 제거하는 단계와;

상기 희생기판이 제거된 상기 센서부와 상기 안테나를 스티커에 전사하는 단계를 더 포함하는 바이오센서의 제조방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 바이오센서 및 그의 제조방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 금속산화물 저항체와 나노물질층을 이용하여 형성된 안테나를 구비함으로써, 사람의 혈중 알코올 농도를 측정할 수 있는 휴대가 가능한 바이오센서 및 그의 제조방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 일반적으로 운전자 등 사람의 혈중 알코올 농도를 측정할 수 있는 휴대용 기기들이 많이 개발되어 사용되고 있다.

[0003] 그러나, 기존의 알코올 농도 측정용 휴대용 기기들은 건전지 등 별도의 에너지 공급원이나 스마트폰에 연결할 수 있는 케이블이나 커넥터가 필요하다는 한계가 있다.

[0004] 따라서, 휴대가 가능하면서도 별도의 에너지 공급원이 필요하지 않는 알코올 농도 측정용 기기에 대한 관심이 증대되고 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0005] (특허문헌 0001) 한국공개특허 10-2002-0070401

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명의 목적은, 휴대가 가능하면서도 별도의 에너지 공급원 없이도 알코올 농도 측정이 가능한 바이오센서 및 그의 제조방법을 제공하는 데 있다.

과제의 해결 수단

[0007] 본 발명에 따른 바이오 센서는, 금속산화물 저항체와 나노물질층을 포함하여 형성된 전극과, 금속산화물 저항체를 포함하여 형성되어 알코올 기반의 가스와 접촉시 저항이 변하는 채널을 포함하는 센서부와, 상기 센서부와 소정 간격 이격되게 배치되고, 금속산화물 저항체와 나노물질층을 포함하여 형성되고 상기 센서부와 전자기 공명을 수행하여 상기 센서부에서 감지한 값을 외부로 송신하는 안테나를 포함한다.

[0008] 본 발명의 다른 측면에 따른 바이오 센서는, 금속산화물 저항체와 나노물질층을 포함하여 형성된 전극과, 금속산화물 저항체를 포함하여 형성되어 알코올 기반의 가스와 접촉시 저항이 변하는 채널을 포함하는 센서부와, 상기 센서부와 소정간격 이격되게 배치되고, 금속산화물 저항체와 나노물질층을 포함하여 형성되고 상기 센서부와 전자기 공명을 수행하여 상기 센서부에서 감지한 값을 외부로 송신하는 안테나와, 상기 센서부와 상기 안테나가 전사되는 스티커를 포함하고, 상기 전극과 상기 안테나는 각각, 희생기판 위에 수지가 코팅된 수지층과, 상기 수지층 위에 코팅된 금속산화물 저항체층과, 상기 금속산화물 저항체층 위에 코팅되고 서로 겹쳐져 네트워크를 형성하는 나노와이어층과, 상기 수지층, 상기 금속산화물 저항체층 및 상기 나노와이어층 위에 코팅되어 형성된 패시베이션층을 포함하고, 상기 채널은, 상기 전극의 양단 사이에 위치되고, 상기 희생기판 위에 수지가 코팅된

수지층과, 상기 수지층 위에 코팅된 금속산화물 저항체층을 포함하고, 상기 전극은, 상기 채널이 배치되는 개구부가 형성된 형상으로 이루어지고, 상기 안테나는 상기 전극의 내주측에 나선 형상으로 배치된다.

[0009] 본 발명에 따른 바이오센서의 제조방법은, 희생기관 위에 투명하고 신축성있는 수지를 스핀 코팅하여 수지층을 형성하는 단계와, 상기 수지층 위에 금속산화물 저항체를 스핀 코팅하여 금속산화물 저항체층을 형성하는 단계와, 상기 금속산화물 저항체층을 미리 설정된 전극 형상, 채널 형상, 안테나 형상으로 각각 패터닝하여, 전극 패턴, 채널 패턴 및 안테나 패턴을 각각 형성하는 단계와, 상기 전극 패턴, 상기 채널 패턴 및 상기 안테나 패턴이 각각 형성된 상기 금속산화물 저항체층 위에 나노와이어들을 코팅하여, 나노와이어층을 형성하는 단계와, 상기 나노와이어층을 상기 전극 형상과 상기 안테나 형상으로 각각 패터닝하여, 상기 금속산화물 저항체층과 상기 나노와이어층으로 이루어진 전극과, 상기 금속산화물저항체층만으로 이루어져 알코올 기반의 가스와 접촉시 저항이 변하는 채널을 포함하는 센서부와, 상기 금속산화물 저항체층과 상기 나노와이어층으로 이루어진 안테나를 형성하는 단계와, 상기 채널을 제외한 나머지 부분에 패시베이션층을 형성하는 단계를 포함한다.

발명의 효과

[0010] 본 발명에 따른 바이오 센서는, 금속산화물저항체와 나노물질로 이루어진 전극과 안테나, 금속산화물저항체만으로 이루어진 채널을 포함함으로써, 투명하고 신축가능한 이점과, 외부와 무선 통신이 가능한 이점이 있다.

[0011] 또한, 채널을 금속산화물저항체로 구성함으로써, 알코올 기반의 가스에 노출시 전류 변화를 측정하여 알코올 농도를 측정할 수 있기 때문에, 사용자가 용이하게 알코올 농도의 측정이 가능한 이점이 있다.

[0012] 또한, 전극, 채널 및 안테나를 동시에 함께 제조할 수 있기 때문에, 제조 공정수가 적고 제조가 용이한 이점이 있다.

[0013] 또한, 본 발명에 따른 바이오 센서는 스티커 등 원하는 곳에 전사하여 이용할 수 있기 때문에, 다양한 곳에 탈부착이 가능하여, 사용자가 용이하게 알코올 농도의 측정이 가능하다.

도면의 간단한 설명

[0014] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 바이오센서가 적용예가 도시된 사시도이다.

도 2는 본 발명의 실시예에 따른 바이오센서의 제조방법이 도시된 도면이다.

도 3은 도 2에 도시된 전극과 안테나 일부의 단면도이다.

도 4는 도 2에 도시된 전극과 채널의 단면도이다.

도 5는 도 2에 도시된 제조방법을 나타낸 순서도이다.

도 6은 알코올 농도에 따라 실시간으로 변하는 전류변화를 나타낸 그래프이다.

도 7은 알코올 농도에 따른 민감도를 나타낸 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0015] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예에 대해 설명하면 다음과 같다.

[0016] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 바이오센서가 적용예가 도시된 사시도이다. 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 바이오센서의 제조방법이 도시된 도면이다.

[0017] 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 바이오센서(10)는, 스티커(11)에 전사되어 스마트폰에 탈부착하는 것을 예를 들어 설명하나, 이에 한정되지 않고 스마트폰 외에도 디스플레이 등 사용자가 원하는 곳에 어디든 부착이 용이하다.

[0018] 상기 바이오센서(10)는, 전극(20)과 채널(30)을 포함하는 센서부(40)와, 상기 센서부(40)에서 감지된 값을 외부로 송신하는 안테나부(50)를 포함한다.

[0019] 상기 전극(20)은, 금속산화물 저항체와 나노물질로 이루어진다. 상기 금속산화물 저항체의 예로는 IGZO, IZO, FIZO, In_2O_3 등이 있으며, 적어도 하나를 선택하여 사용할 수 있다. 이하, 본 실시예에서는, 상기 금속산화물 저항체로 산화인듐(In_2O_3)을 사용하는 것으로 예를 들어 설명한다. 상기 금속산화물 저항체는 약 250℃의 낮은 온도에서 공정이 가능하여, 후술하는 수지층(2)위에 제작이 가능하다. 또한, 밴드갭이 넓어서 가시광선 영역에서

투명하기 때문에, 투명한 센서의 제작에 용이하다. 상기 나노물질은, 금속재질의 나노와이어와 탄소나노튜브 중 적어도 하나를 사용한다. 본 실시예에서는, 상기 나노물질은 은(Ag) 나노와이어를 사용하는 것으로 예를 들어 설명한다. 상기 나노물질은 약 120℃의 낮은 온도에서 공정이 가능하여, 후술하는 수지층(2)위에 제작이 가능하다.

[0020] 상기 전극(20)은 일측에 개구부가 형성된 링 형상으로 이루어진다. 다만, 이에 한정되지 않고, 링 형상 이외의 다른 형상도 물론 가능하다.

[0021] 상기 채널(30)은, 상기 전극(20)의 개구된 양단을 연결하도록 상기 전극(20)의 개구부에 형성된다. 상기 채널(30)은, 상기 금속산화물 저항체로만 이루어진다. 즉, 상기 채널(30)은 상기 전극(20)을 이루는 금속산화물 저항체와 동일한 물질로 이루어지며, 본 실시예에서는 산화인듐(In₂O₃)이 사용된다. 상기 전극(20)을 이루는 금속산화물 저항체와 상기 채널(30)을 이루는 금속산화물 저항체가 동일물질로 이루어짐으로써, 상기 전극(20)과 상기 채널(30)의 동시 제조가 가능하다.

[0022] 상기 채널(30)에서 상기 금속산화물 저항체가 공기중에 노출되면, 공기 중의 산소가 상기 채널(30)의 표면에 O₂⁻, O₂²⁻ 상태로 흡착된다. 상기 채널(30)의 표면에 공기 중의 산소가 흡착되는 반응은 화학식 1과 같다.

화학식 1



[0023]

[0024] 상기 채널(30)의 표면에 공기 중의 산소가 흡착되면, 상기 채널(30)의 저항은 증가하고 전류는 감소하게 된다.

[0025] 한편, 상기 채널(30)에 메탄올, 에탄올 등 알코올 가스를 붙여주면, 알코올 가스들이 상기 채널(30)의 표면에 흡착된 O₂⁻, O₂²⁻와 반응하여, 전자를 상기 채널(30)에 돌려주게 된다. 상기 채널(30)에 알코올 가스를 붙였을 경우에 대한 반응은 화학식 2와 같다.

화학식 2



[0026]

[0027] 따라서, 상기 채널(30)의 저항이 감소되고 전류는 증가하게 된다.

[0028] 상기 안테나(50)는, 상기 센서부(40)와 소정간격 이격되게 배치된다. 본 실시예에서는, 상기 안테나(50)는 상기 전극(20)의 내주측에 나선 형상으로 이루어진 것으로 예를 들어 설명한다. 상기 안테나(50)는, 상기 금속산화물 저항체와 상기 나노물질로 이루어진다. 상기 안테나(50)를 이루는 상기 금속산화물 저항체와 상기 나노물질은, 상기 전극(20)을 이루는 상기 금속산화물 저항체와 상기 나노물질과 동일한 물질로 이루어진다. 즉, 상기 금속산화물 저항체는 산화인듐(In₂O₃)이고, 상기 나노물질은 은 나노와이어가 사용된다. 따라서, 상기 안테나(50)는 상기 전극(20)의 제조시 함께 제조될 수 있다. 상기 안테나(50)는, 상기 센서부(40)와 전자기 공명을 수행하여, 상기 센서부(40)에서 감지한 값을 외부로 무선으로 송신하는 역할을 한다.

[0029] 상기 센서부(40)와 상기 안테나부(50)는 수지층(2) 위에 형성된다. 상기 수지층(2)은 폴리이미드(Polyimide)인 것으로 예를 들어 설명한다.

[0030] 상기 센서부(40)와 상기 안테나부(50)는, 스티커(11)위에 전사된다. 상기 스티커(11)는 스마트폰, 디스플레이 등 다양한 기기에 탈부착 가능하면 어느 것이나 가능하다.

[0031] 상기와 같은 바이오센서(10)는, 상기 안테나부(50)와 무선 통신하는 리더기(미도시)를 더 포함한다. 상기 리더기(미도시)는, 상기 안테나(50)와 무선 통신하기 위한 단말기이면 어느 것이나 사용가능하다.

- [0032] 도 2 내지 도 5를 참조하면, 상기와 같이 구성된 바이오센서의 제조방법을 설명하면, 다음과 같다.
- [0033] 먼저, 도 2a는 희생기관(1)위에 수지층(2)이 형성된 상태를 나타낸다.
- [0034] 도 2a를 참조하면, 상기 희생기관(1)위에 폴리이미드를 스핀 코팅하여 수지층(2)을 형성한다. (S1) 여기서, 상기 희생기관(1)은 SiO_2 기관을 이용한다. 상기 수지층(2)은 지지층 역할을 한다.
- [0035] 도 2b는 상기 수지층(2)위에 상기 금속산화물 저항체층(3)을 형성하고, 전극, 채널 및 안테나 형상이 패터닝된 상태를 나타낸다.
- [0036] 도 2b를 참조하면, 상기 수지층(2)위에 상기 금속산화물 저항체층(3)을 형성한다.(S2) 상기 금속산화물 저항체층(3)은 상기 금속산화물 저항체를 스핀 코팅하여, 필름 형태로 형성된다.
- [0037] 이후, 상기 금속산화물 저항체층(3)을 미리 설정된 전극, 채널 및 안테나 형상으로 각각 패터닝한다.(S3)
- [0038] 상기 전극, 채널 및 안테나 형상을 패터닝하는 방법은 다음과 같다. 먼저, 상기 금속산화물 저항체층(3) 위에 포지티브 포토레지스트액(Positive Photo-resist)을 스핀 코팅하고, 마스크 얼라이너(mask aligner)를 이용하여 상기 전극, 채널, 안테나 형상을 패터닝한 후, 현상액으로 현상한다. 이후, 산 기반의 금속 에칭액(Etchant)을 이용하여 상기 전극, 채널 및 안테나 패턴에 맞추어 상기 금속산화물 저항체층(3)을 식각한다. 이후, 남은 포지티브 포토레지스트액을 제거하면, 도 2b에 도시된 바와 같이, 상기 전극(20), 상기 채널(30) 및 상기 안테나(50)의 패턴이 만들어진다. 이 때, 상기 전극(20), 상기 채널(30) 및 상기 안테나(50)은 모두 상기 금속산화물 저항체층(3)으로 이루어진다.
- [0039] 도 2c는 상기 금속산화물 저항체층(3)위에 나노와이어를 코팅한 상태를 나타낸다.
- [0040] 도 2c를 참조하면, 상기 금속산화물 저항체층(3)위에 나노와이어를 스핀 코팅하여 필름 형태의 나노와이어층(4)을 형성한다.(S4) 여기서, 상기 나노와이어는 은(Ag) 나노와이어인 것으로 예를 들어 설명한다.
- [0041] 상기 나노와이어층(4)을 미리 설정된 상기 전극(20)과 상기 안테나(50)의 형상으로 패터닝한다.(S5) 상기 전극(20)과 상기 안테나(50)의 형상으로 패터닝하는 방법은 다음과 같다. 먼저, 상기 나노와이어층(4) 위에 포지티브 포토레지스트액(Positive Photo-resist)을 스핀 코팅하고, 마스크 얼라이너(mask aligner)를 이용하여 상기 전극(20)과 상기 안테나(50)의 형상을 패터닝한 후, 현상액으로 현상한다. 이후, RIE(Reactive ion etching)장치를 이용하여, 상기 전극(20)과 상기 안테나(50)의 패턴을 제외한 나머지 부분을 건식 식각(dry etching)한다. 이후, 남은 포지티브 포토레지스트액을 제거하면, 도 2c에 도시된 바와 같이, 상기 전극(20)과 상기 안테나(50)의 패턴이 만들어진다.
- [0042] 따라서, 상기 전극(20)과 상기 안테나(50)는 상기 금속산화물 저항체층(3)과 상기 나노와이어층(4)으로 이루어지고, 상기 채널(30)은 상기 금속산화물 저항체층(3)만으로 이루어진다.(S6)
- [0043] 도 2d는 패시베이션층(5)을 형성한 상태를 나타낸다.
- [0044] 도 2d를 참조하면, 네거티브 포토레지스트액(Negative Photo-resist)으로 스핀 코팅한 후, 마스크 얼라이너(mask aligner)를 이용하여 패터닝한 후, 현상액으로 현상한다. 이 때, 상기 채널(30)을 제외한 나머지 부분이 상기 패시베이션층(5)으로 코팅된다.(S7)
- [0045] 상기 패시베이션층(5)으로 코팅되지 않은 상기 채널(30)은 공기중으로 노출되어 상기 화학식 1과 상기 화학식 2와 같은 반응을 얻을 수 있다.
- [0046] 이후, 상기 희생기관(1)으로부터 상기 바이오센서(10)를 분리하여, 상기 스티커(11) 등 원하는 곳에 전사할 수 있다. (S8)(S9) 따라서, 스티커 형식으로 제작할 경우, 다양한 곳에 탈부착이 가능하며, 사용자가 용이하게 알코올 농도의 측정이 가능하다.
- [0047] 따라서, 본 발명에 따른 상기 바이오센서(10)는, 투명하고 유연한 상기 수지층(2), 상기 금속산화물 저항체층(3) 및 상기 나노와이어층(4)으로 이루어지기 때문에, 다양한 곡률반경을 가진 물체에 전사가 가능한 이점이 있다.
- [0048] 또한, 투명하기 때문에, 디스플레이 등에도 부착이 가능한 이점이 있다.
- [0049] 또한, 상기 전극(20)과 상기 안테나(50)가 동일한 물질로 제조되고, 상기 전극(20), 상기 채널(30) 및 상기 안

테나(50)가 동시에 제조가 가능하기 때문에, 제조 공정수가 적고 제조가 용이한 이점이 있다.

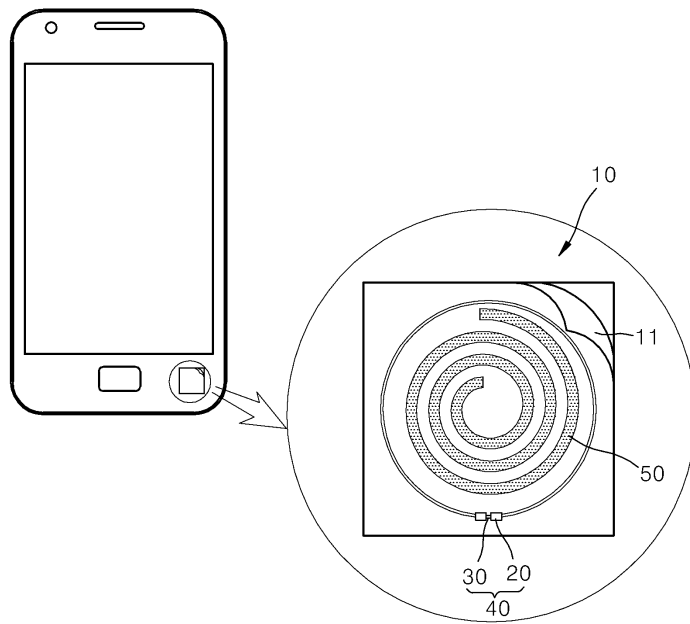
- [0050] 상기와 같이 제조된 바이오센서의 사용 방법은 다음과 같다.
- [0051] 상기 바이오센서(10)가 전사된 스티커(11)를 사용자의 스마트폰 등에 부착하여 사용할 수 있다.
- [0052] 사용자가 알코올 농도를 측정하고 싶을 때, 입으로 상기 바이오센서(10)를 붙여준다. 상기 사용자의 입에서 나온 알코올을 포함한 가스가 상기 바이오센서(10)의 상기 채널(30)과 반응하게 된다. 상기 채널(30)의 상기 금속 산화물 저항체(3)와 화학 반응을 하게 된다. 상기 화학 반응은 상기 화학식 1,2와 같다. 이 때 측정되는 저항값의 변화를 통해 알코올 농도를 측정할 수 있다.
- [0053] 도 6을 참조하면, 상기 채널(30)에 알코올 기반의 가스를 미리 설정된 시간 간격으로 공급할 경우, 알코올 기반의 가스가 공급되는 순간 바로 전류 변화가 발생하는 것을 알 수 있다. 따라서, 상기 알코올 농도에 따라 실시간으로 전류 변화가 발생하는 것을 확인할 수 있다. 또한, 알코올 농도가 높을수록 전류가 증가하는 것을 알 수 있다. 또한, 상기 바이오센서(10)는 약 200ppm의 알코올 농도부터 약 2000ppm이상까지 검출이 가능하다. 약 500ppm의 알코올 농도가 현재 음주 측정 단속 범위이므로, 사용자가 실생활에서 자신의 알코올 농도를 측정하여 음주 측정 단속 범위에 드는지 여부를 예측할 수 있다.
- [0054] 도 7을 참조하면, 알코올 농도에 따른 상기 바이오센서(10)의 민감도를 알 수 있다. 상기 알코올 농도가 증가할수록 상기 바이오센서(10)의 민감도가 증가하는 것을 알 수 있다.
- [0055] 본 발명은 도면에 도시된 실시예를 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 본 기술 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 다른 실시예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의하여 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

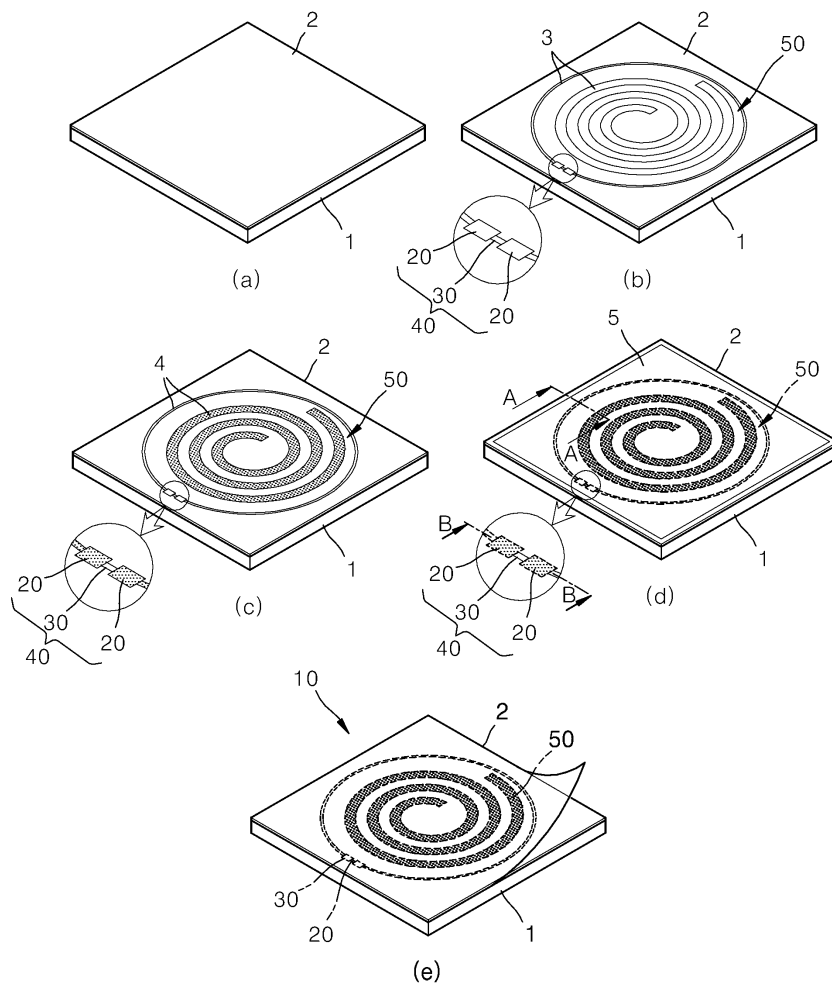
- [0056]
- | | |
|---------------|-----------|
| 1: 희생기관 | 2: 수지층 |
| 3: 금속산화물 저항체층 | 4: 나노와이어층 |
| 5: 패시베이션층 | 10: 바이오센서 |
| 20: 전극 | 30: 채널 |
| 40: 센서부 | 50: 안테나부 |

도면

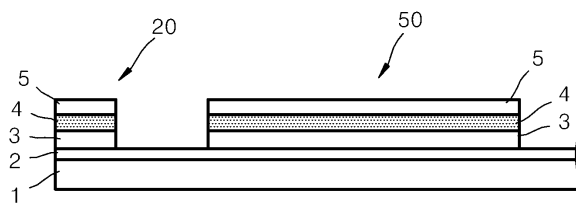
도면1



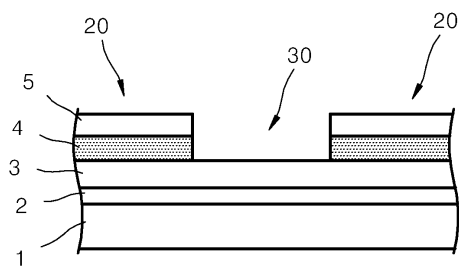
도면2



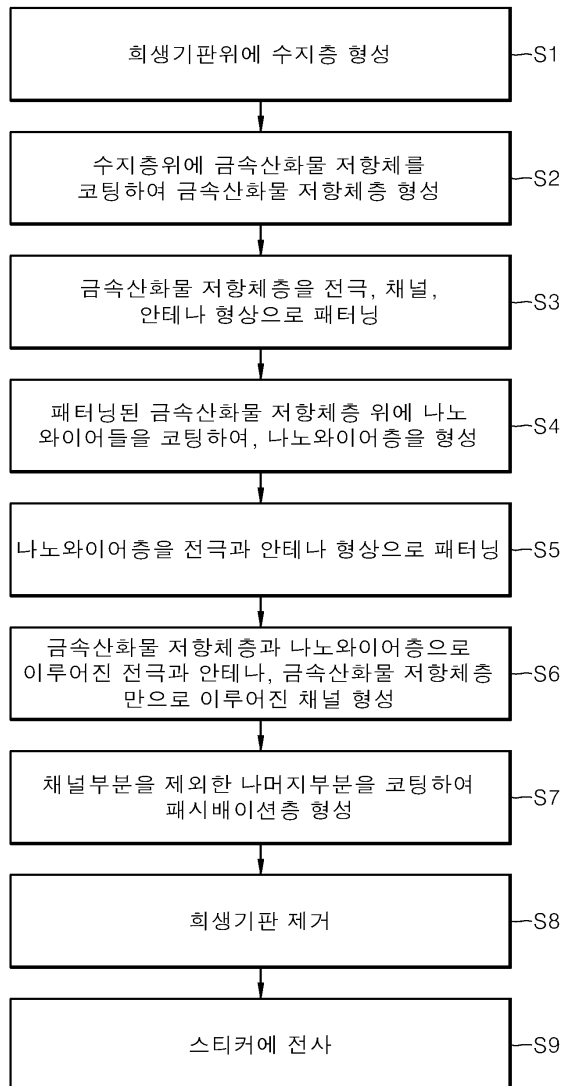
도면3



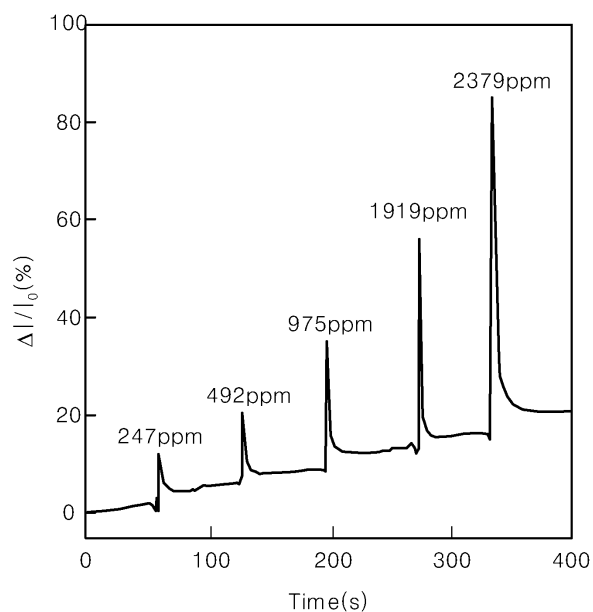
도면4



도면5



도면6



도면7

