



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0044049
(43) 공개일자 2018년05월02일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01N 27/02 (2006.01) G01D 21/02 (2006.01)
H01L 21/02 (2006.01) H01L 21/108 (2006.01)
(52) CPC특허분류
G01N 27/02 (2013.01)
G01D 21/02 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0137639
(22) 출원일자 2016년10월21일
심사청구일자 2016년10월21일

(71) 출원인
한림대학교 산학협력단
강원도 춘천시 한림대학길 1, 한림대학교(옥천동)
(72) 발명자
장문규
대전광역시 유성구 엑스포로 448, 504동 1302호
임경석
경기도 구리시 검배로 142, 203동 1104호
신혜선
서울 성북구 장위로 15길 80-31, 덕산아트빌 4층
(74) 대리인
김남혁

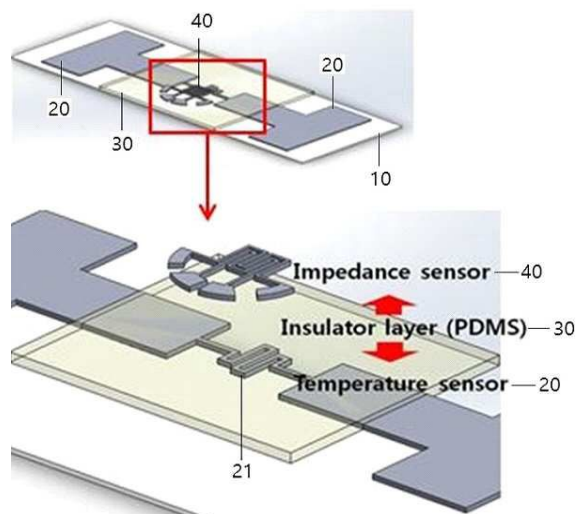
전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 발명의 명칭 온도 및 임피던스 통합 센서

(57) 요약

본 발명은 기관; 상기 기관 위에 형성된 온도센서; 상기 온도센서 위에 형성된 절연층; 및 상기 절연층 위에 형성된 임피던스센서;를 포함하는 온도 및 임피던스 통합 센서를 제공한다. 상기 센서는 온도와 임피던스 변화의 동시적인 모니터링이 가능한 특징을 갖는다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

H01L 21/02164 (2013.01)

H01L 21/108 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 NRF-2015R1A4A1041631

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 기초연구실지원사업

연구과제명 3D 프린팅 방법을 이용한 실시간 모니터링이 가능한 휴먼온어칩 기술 개발

기 여 율 1/1

주관기관 한림대학교 산학협력단

연구기간 2016.03.01 ~ 2017.02.28

명세서

청구범위

청구항 1

기관;

상기 기관 위에 형성된 온도센서;

상기 온도센서 위에 형성된 절연층; 및

상기 절연층 위에 형성된 임피던스센서;를 포함하는 온도 및 임피던스 통합 센서.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 온도센서는 박막형 RTDs(Resistance temperature detectors)인 것을 특징으로 하는 온도 및 임피던스 통합 센서.

청구항 3

제 2항에 있어서,

상기 임피던스센서는 박막형 임피던스센서인 것을 특징으로 하는 온도 및 임피던스 통합 센서.

청구항 4

제 3항에 있어서,

상기 절연층은 PDMS(polydimethylsiloxane)로 형성된 박막인 것을 특징으로 하는 온도 및 임피던스 통합 센서.

청구항 5

제 3항에 있어서,

상기 절연층은 SiO₂로 형성된 박막인 것을 특징으로 하는 온도 및 임피던스 통합 센서.

청구항 6

제 1항에 있어서,

상기 온도센서 및 임피던스센서의 전극은 니켈(Ni), 구리(Cu), 금(Au), 백금(Pt), 알루미늄, 니켈-구리(Ni-Cu) 합금, 니켈-철(Ni-Fe) 합금, 및 니켈-크롬(Ni-Cr) 합금으로 이루어진 군으로부터 선택되는 1종 이상으로 형성되는 것을 특징으로 하는 온도 및 임피던스 통합 센서.

청구항 7

제 6항에 있어서,

상기 온도센서 및 임피던스센서의 전극은 백금으로 형성되는 것을 특징으로 하는 온도 및 임피던스 통합 센서.

청구항 8

기관;

상기 기관 위에 형성된 온도센서;

상기 온도센서 위에 형성된 절연층; 및

상기 절연층 위에 형성된 임피던스센서를 포함하며,

상기 임피던스센서의 위에는 시료가 임피던스센서의 감지부 밖으로 퍼지는 것을 방지하는 시료 퍼짐 방지벽이 더 형성되는 것을 특징으로 하는 온도 및 임피던스 통합 센서.

청구항 9

제 8항에 있어서,

상기 시료 퍼짐 방지벽은 PDMS(polydimethylsiloxane)로 형성된 것을 특징으로 하는 온도 및 임피던스 통합 센서.

청구항 10

제 9항에 있어서,

상기 온도센서는 박막형 RTDs(Resistance temperature detectors)이고,

상기 임피던스센서는 박막형 임피던스센서이며,

상기 절연층은 PDMS(polydimethylsiloxane) 또는 SiO₂로 형성된 박막인 것을 특징으로 하는 온도 및 임피던스 통합 센서.

청구항 11

제 8항에 있어서,

상기 시료 퍼짐 방지벽은 원통형 관 또는 다각형 관 형태로 형성된 것을 특징으로 하는 온도 및 임피던스 통합 센서.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 온도 및 임피던스 통합 센서에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 최근 동물 실험에 대한 규정들이 사회적 문제로서 관심을 받고 있다. 그리고 동물 실험을 대체할 수 있는 새로운 방법의 중요성이 확대되고 있다.

[0003] 따라서, 3차원 프린팅 기술을 사용하여 삼차원 인조기관을 배양한 연구들은 동물 실험을 대체할 수 있는 방법으로서 발전하고 있다.

[0004] ECIS(Electrical Cell-substrate Impedance System) 및 EIS (Electrical Impedance Spectroscopy)는 세포 상태 모니터링용 센서 분야에서 가장 널리 사용된 방법들이다. 이들 방법은 낮은 비용, 비침습성, 및 빠르게 모니터링 되는 결과 등과 같은 유리한 점을 갖는다. 센서들에 대한 많은 연구들은 상기 ECIS 및 EIS 방법들을 사용하여 수행되고 있다.

[0005] 그러나, 전기적 및 열적 변수들의 동시적인 모니터링을 위한 센서에 대한 연구들은 아직 이루어지지 않고 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0006] (특허문헌 0001) 국제공개공보 제WO 2015163617A1호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명은 상기와 같은 종래기술의 문제를 해결하기 위하여 안출된 것으로서, 세포 상태의 전기적 및 열적 모니

터링을 동시에 수행함으로써 세포에서 일어나는 즉각적인 반응뿐만 아니라, 오랜 기간 동안 진행되는 약물 반응을 효율적으로 모니터링 할 수 있는 온도 및 임피던스 통합 센서를 제공하는 것을 목적으로 한다.

[0008] 또한, 다양한 용액의 반응에 따른 온도 변화와 전기적 물성변화를 효율적으로 측정할 수 있는 온도 및 임피던스 통합 센서를 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명은
 [0010] 기관;
 [0011] 상기 기관 위에 형성된 온도센서;
 [0012] 상기 온도센서 위에 형성된 절연층; 및
 [0013] 상기 절연층 위에 형성된 임피던스센서;를 포함하는 온도 및 임피던스 통합 센서를 제공한다.
 [0014] 또한, 본 발명은
 [0015] 기관;
 [0016] 상기 기관 위에 형성된 온도센서;
 [0017] 상기 온도센서 위에 형성된 절연층; 및
 [0018] 상기 절연층 위에 형성된 임피던스센서를 포함하며,
 [0019] 상기 임피던스센서의 위에는 시료가 임피던스센서의 감지부 밖으로 퍼지는 것을 방지하는 시료 퍼짐 방지벽이 더 형성된 것을 특징으로 하는 온도 및 임피던스 통합 센서를 제공한다.

발명의 효과

[0020] 본 발명의 온도 및 임피던스 통합 센서는 세포 상태의 전기적 및 열적 모니터링을 동시에 수행함으로써 세포에서 일어나는 즉각적인 반응뿐만 아니라, 오랜 기간 동안 진행되는 약물 반응을 효율적으로 모니터링 할 수 있는 효과를 제공한다.
 [0021] 또한, 다양한 용액의 반응에 따른 온도 변화와 전기적 물성변화를 효율적으로 측정할 수 있는 효과를 제공한다.

도면의 간단한 설명

[0022] 도1은 본 발명의 일 실시예에 따른 온도 및 임피던스 통합 센서를 모식적으로 나타낸 도면이다.
 도 2는 본 발명의 온도 및 임피던스 통합 센서를 제조하는 방법을 모식적으로 나타낸 도면이다.
 도 3은 시료 퍼짐 방지벽이 구비된 본 발명의 온도 및 임피던스 통합 센서를 모식적으로 나타낸 도면이다.
 도 4는 스핀코팅의 시간에 따르는 절연층(PDMS층)의 두께 변화를 나타낸 그래프이다.
 도 5는 2개의 온도범위(57.0℃ ~ 63.0℃ 및 34℃ ~ 40.0 ℃)에서 나타난 백금전극의 TCR 특성을 나타낸 그래프이다.
 도 6은 본 발명의 센서를 사용하여(용매: 이소프로필 알코올) 시간에 따라 측정된 저항(온도)의 변화를 나타낸 그래프이다.
 도 7 본 발명의 센서를 사용하여(용매: 이소프로필 알코올)를 사용하는 경우 시간에 따라 측정된 임피던스 변화를 나타낸 그래프이다.
 도 8 본 발명의 센서로 측정된 저항(온도)의 용매들의 휘발률 및 끓는점에 대한 의존을 나타낸 그래프이다.
 도 9 본 발명의 센서로 측정된 용매들의 시간에 따르는 정전용량의 변화를 나타낸 그래프이다.
 도 10은 본 발명의 센서를 사용한 이소프로필 알코올에 대한 실험을 요약한 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0023] 이하에서, 첨부된 도면을 참고하여 본 발명의 바람직한 실시예에 대하여 상세히 설명한다. 본 발명을 설명하기에 앞서 관련된 공지기능 및 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그에 대한 설명은 생략하기로 한다.
- [0024] 아래 설명과 도면은 당업자가 설명되는 장치와 방법을 용이하게 실시할 수 있도록 특정 실시예를 예시한다. 다른 실시예는 구조적, 논리적으로 다른 변형을 포함할 수 있다. 개별 구성 요소와 기능은 명확히 요구되지 않는 한, 일반적으로 선택될 수 있으며, 과정의 순서는 변할 수 있다. 몇몇 실시예의 부분과 특징은 다른 실시예에 포함되거나 다른 실시예로 대체될 수 있다.
- [0025] 도1은 본 발명의 일 실시예에 따른 온도 및 임피던스 통합 센서를 모식적으로 나타낸 도면이다. 도 1에 따르면, 본 발명의 온도 및 임피던스 통합 센서는 기판(10); 상기 기판 위에 형성된 온도센서(20); 상기 온도센서 위에 형성된 절연층(30); 및 상기 절연층 위에 형성된 임피던스센서(40);를 포함한다.
- [0026] 상기 온도센서(20)로는 박막형 RTDs(Resistance temperature detectors)가 사용될 수 있다. 상기 박막형 RTDs는 “저항 온도계(Resistance thermometer)”로도 불려지고 있다. 상기 박막형 RTDs로는 이 분야에서 공지된 형태가 제한 없이 사용될 수 있다.
- [0027] 상기 임피던스센서(40)는 박막형 임피던스센서가 바람직하게 사용될 수 있다. 상기 박막형 임피던스센서로는 이 분야에서 공지된 형태가 제한 없이 사용될 수 있다.
- [0028] 상기 절연층(30)은 이 분야에서 공지된 절연층 형성 소재를 사용하여 형성될 수 있으며, 특히, PDMS(polydimethylsiloxane)가 바람직하게 사용될 수 있으며, SiO₂도 사용될 수 있다. 상단의 임피던스센서(40)에서 열이 하부 온도센서(20)로 전달 될 때, 열손실을 줄이기 위해서 절연층(30)의 두께는 최대한 얇게 하는 것이 바람직하다. 그러나 절연의 기능을 수행해야 하므로 절연막의 두께는 1.4 μm ~1.6 μm 로 형성하는 것이 바람직하다.
- [0029] 상기 온도센서(20) 및 임피던스센서(40)를 구성하는 전극재료로는 이 분야에서 공지된 재료들이 사용될 수 없다. 예를 들어, 니켈(Ni), 구리(Cu), 금(Au), 백금(Pt), 알루미늄, 니켈-구리(Ni-Cu) 합금, 니켈-철(Ni-Fe) 합금, 니켈-크롬(Ni-Cr) 합금 등이 사용될 수 있다. 이들 중에서 특히 백금이 바람직하게 사용될 수 있다.
- [0030] 본 발명의 온도 및 임피던스 통합 센서는, 도 3에 도시된 바와 같이, 기판(10); 상기 기판 위에 형성된 온도센서(20); 상기 온도센서 위에 형성된 절연층(30); 및 상기 절연층 위에 형성된 임피던스센서(40);를 포함하며, 상기 임피던스센서(40)의 위에는 시료가 임피던스센서의 감지부 밖으로 퍼지는 것을 방지하는 시료 퍼짐 방지벽(50)이 더 형성되는 것을 특징으로 하는 온도 및 임피던스 통합 센서를 제공한다.
- [0031] 상기 시료 퍼짐 방지벽(50)은 PDMS(polydimethylsiloxane)로 형성될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니며, 이 분야에서 통상적으로 사용되는 소재로 형성될 수 있다.
- [0032] 상기 시료 퍼짐 방지벽(50)의 형태는 시료가 퍼지는 것을 방지하고 시료가 센서의 상방으로부터 임피던스센서에 도달할 수 있는 통로를 형성하는 형태라면 특별히 한정되지 않는다. 이러한 시료 퍼짐 방지벽의 예를 들면, 원통형 관, 다각형 관 등이 사용될 수 있다.
- [0033] 상기 시료 퍼짐 방지벽(50)을 더 포함하는 온도 및 임피던스 통합 센서에는 위의 온도 및 임피던스 통합 센서에서 기재된 내용이 모두 적용될 수 있다. 따라서 이하에서는 반복되는 내용은 설명을 생략한다.
- [0034]
- [0035] 본 발명의 온도 및 임피던스 통합 센서를 사용하여 세포 상태의 전기적 및 열적 동시 모니터링을 수행하는 것은 세포에서 일어나는 즉각적인 반응을 체크하기 위해 매우 유용하며, 오랜 기간 동안 진행되는 약물 반응의 모니터링을 위하여 매우 유용하다.
- [0036] 본 발명의 온도 및 임피던스 통합 센서에서 상기 온도센서 및 임피던스센서는 온도와 임피던스 변수들을 동시적으로 모니터링하기 위하여 통합된다. 온도센서는 세포-약물 반응 또는 세포 성장 동안 온도 변화를 검출을 위한 부품이다. 실제 측정은 시간에 따르는 저항 값의 모니터링에 의해 수행되지만 Temperature Coefficient of Resistance (TCR)를 사용하여 온도변화로 변환될 수 있다.
- [0037] TCR은 온도가 1K 또는 1 $^{\circ}\text{C}$ 로 변화될 때 상대적인 저항변화를 의미한다. 온도센서에 대한 TCR 방법은 지난 10년 이상 많은 연구 영역에서 열적 특성의 평가를 위하여 널리 사용되어 왔다. 또한, 임피던스센서는 세포의 상태를

검출하기 위한 부품이다. 그러므로 온도와 임피던스 변화의 동시적 모니터링은 센서의 적용을 위하여 매우 효과적인 방법이다.

[0038] 본 발명의 센서를 사용하기 전에 온도 및 임피던스센서들의 감도를 평가하는 것이 필요하다. 센서들의 감도를 평가하기 위하여 세가지 다른 종류의 용매 휘발 방법이 행해진다. 선택된 용매들의 휘발율은 그들이 다른 끓는 점을 갖기 때문에 서로 다르다. 이 방법을 사용하는 것에 의한 센서 특성화 후, 세포 상태의 모니터링은 정확하게 수행될 수 있다. 자세한 내용은 아래에서 기술된다.

[0039] 이하에서, 실시예를 통하여 본 발명을 보다 상세히 설명한다. 그러나, 하기의 실시예는 본 발명을 더욱 구체적으로 설명하기 위한 것으로서, 본 발명의 범위가 하기의 실시예에 의하여 한정되는 것은 아니다. 하기의 실시예는 본 발명의 범위 내에서 당업자에 의해 적절히 수정, 변경될 수 있다.

[0040] 실시예 1: 센서의 제작

[0041] 본 발명의 센서의 제작에 있어서 바이오 영역에 적용하기 위하여 바이오 호환 물질이 사용되어야 한다. 또한, 박막 증착 전극 물질은 안정해야 하고, 그러므로 그 물질의 변화를 방지하기 위해 높은 작동 기능(high work function)이 요구된다(백금의 작동 기능: 5.12~5.93 eV). 또한, 온도변화를 측정하기 위하여 온도센서의 인덱스로서 사용될 수 있는 TCR 값이 높아야 한다. 백금의 TCR은 온도의 증가와 함께 선형적으로 증가되며 높은 값을 갖는다는 것은 일반적으로 알려져 있다. 그러므로 본 발명의 센서에서 백금은 적당한 센서물질로 사용될 수 있다.

[0042] 센서 제작 공정은 도 2에 의하여 예를 들어 설명된다.

[0043] 이하에서 기판(10)으로서 슬라이드 글라스가 사용되는 예에 대하여 기술한다. 상기 센서는 세 개의 구조를 포함한다.

[0044] 첫째, 온도센서(20)는 슬라이드 글라스 기판 위에 형성되었다. 도 2에 도시된 형태로 슬라이드 글라스 기판 위에 스퍼터에 의하여 백금 박막을 증착시키고, 리소그래피 공정에 의해 전극패턴을 완성하거나 shadow mask를 사용하여 스퍼터에 의하여 백금 전극패턴을 완성할 수 있다. 이때, 온도센서의 감지부 근처는 온도의 미세한 변화를 검출하기 위하여 미세화로(21)를 형성시켰다.

[0045] 상기 온도센서(20)와 임피던스센서(40) 사이에는 이들의 분리를 위하여 절연층(30)이 형성되었다. 상기 절연층(20)은 PDMS(Sylgard 184, K1 solution)를 스핀코팅에 의하여 온도센서 위에 코팅하여 형성하였다.

[0046] 임피던스센서(40)는 상기 절연층(30) 즉, 스핀코팅된 PDMS 층 위에 형성한다. 도 1에 자세히 도시된 바와 같이, 2개의 전극을 좁은 간극을 두고 형성하여 미세화로를 형성하였다. 즉 스퍼터에 의해 백금 박막을 증착시킨 후, 리소그래피 공정에 의해 미세패턴을 완성하였다.

[0047] 도 2는 센서 제작 공정의 개략도이며, 연속적으로 통합된 온도센서(20), 절연층(30) 및 임피던스센서(40)를 나타낸다. 상기 절연층(20)은 온도변화의 민감한 검출을 위하여 박막으로 형성되었다.

[0048] 도 4는 스핀코팅 시간에 따르는 PDMS 층의 두께 변화를 나타낸다. 전기적인 단절 및 감도의 측면에서 적절한 두께를 찾기 위하여, 5분, 10분 및 20분 코팅조건들이 실험에서 고려되었다.

[0049] (1) TCR 측정

[0050] 상기 센서 내의 온도센서(20)는 민감한 온도 변화를 검출한다. 그것은 빠르고 정확하게 온도변화에 응답한다. 그러므로, 상기 TCR은 온도센서의 인덱스로서 사용하기 위하여 정확하게 측정되어야 한다. TCR은 반도체 파라미터 분석기(4200-SCS, Keithley)를 사용하여 5 mV의 인터발로 -0.1 V 내지 0.1 V의 전압을 적용하여 측정되었다. 이러한 측정에서, 상기 온도범위는 두 부분으로 분리된다. 센서는 세포의 성장과 연관된 것을 측정하기 위하여 바디(Body) 온도 범위 내의 TCR을 요구한다. 그러므로, 첫 번째 온도범위는 0.5℃의 인터발을 가지고 34℃ 내지 40℃에서 선택되었다. 반대로, 용매 휘발 실험은 60℃ 주변의 온도를 요구한다. 그래서, 두 번째 온도범위는 1℃의 인터발을 가지고 57℃ 내지 63℃에서 선택되었다.

[0051] 용매의 온도는 실온(300K) 주변이고 그것은 용매가 센서 위로 적하될 때, 온도센서와 상호작용한다. 센서의 온도를 조절하기 위하여, 온도 조절 프로브 스테이션(ETCP-2000, Ecopia)이 사용되었다. 도 5는 위에서 언급된 두 개의 다른 온도 범위들에서 TCR 특성들을 나타낸다. TCR은 각각 1957.98 ppm/℃ (temperature range: 57.0℃ ~ 63.0℃) 및 1982.91 ppm/℃ (temperature range: 34℃ ~ 40.0℃)로서 평가되고 그 온도의 불확실성은 ±0.05℃ 미만이었다. TCR은 다음의 수학적식으로 계산되었다:

수학식 1

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

[0052]

[0053] 상기 평가된 TCR 값은 온도센서 물질로서 Pt의 유효성을 나타내는 온도범위와 관계 없이 거의 동일한 값을 나타냈다. 상기 추출된 TCR 값은 ± 0.05 °C 사이의 온도 불확실성을 나타냈다.

[0054]

(2) 온도 및 임피던스 측정

[0055]

도 3은 시료 퍼짐 방지벽(50)이 형성된 본 발명의 센서를 모식적으로 도시하고 있다. 상기 시료 퍼짐 방지벽(50)은 PDMS로 형성될 수 있다. 상기 시료 퍼짐 방지벽(50)은 다양한 용매들의 휘발 모니터링을 위하여 임피던스센서(40) 위에 부착된다. 시료 퍼짐 방지벽(50)은 센서 위에 용매들을 적하한 후 용매가 밖으로 퍼지는 것을 방지한다.

[0056]

온도 및 임피던스 측정을 위하여 스테이지 온도는 60°C로 설정하였다. 용매의 적하 후에 저항과 임피던스의 전기적 변화는 시간의 함수(function)로 모니터 되었다.

[0057]

저항 변화는 Sourcemeter(2400, Keithley)를 사용하여 0.1V를 적용하는 것에 의해 측정되었다. 임피던스 변화는 LCR meter(4284A, Agilent)를 사용하여 측정되었다. 진동수는 신호 안정성을 고려하여 150 KHz로 설정되었다.

[0058]

도 6 및 7은 각각 시간에 따라 측정된 저항(온도) 및 임피던스 변화를 나타낸 그래프이다. 사용된 용매는 이소프로필 알코올이고, 적하된 부피는 10 μ l였다.

[0059]

도 6은 휘발에 따라 저항이 갑작스럽게 감소하거나 초기의 저항까지 점차적으로 증가하는 것을 나타낸다. 도 6에 나타낸 바와 같이, PDMS 두께에 따르는 온도와 저항의 특별한 차이는 없었다.

[0060]

도 7은 PDMS의 두께에 따르는 정전용량 변화를 나타낸 그래프이다. 도 7에서 확인되는 바와 같이, 정전용량은 PDMS의 두께와 특별한 관계가 없는 것으로 나타났다. 상기 정전용량 변화는 3개의 다른 PDMS 두께에 대하여 ± 1.135 % 범위 내에 있었다.

[0061]

중요한 것은 용매의 휘발 시간이 절연층인 PDMS의 두께에 관계 없이 동일하다는 것이다. 상기 실험으로부터 온도 및 임피던스센서는 절연층인 PDMS의 두께에 관계 없이 정교한 측정이 가능하다는 것이 확인되었다. 또한, 최적의 PDMS 두께는 1.5 μ m로 설정되었다.

[0062]

도 8 및 9는 세 개의 다른 용매들 즉, 아세톤, 메탄올 및 이소프로필 알코올에 대한 측정 저항(온도) 및 시간에 따르는 임피던스 변화를 나타낸다. PDMS 두께는 1.5 μ m로 고정되었다. 도 8(a) 및 8(b)는 저항(온도)의 용매들의 휘발률 및 끓는점에 대한 의존을 나타낸다. 상기 용매들의 끓는점 및 휘발률에 대한 저항(온도)의 의존은 도 8(a) 및 (b)로 요약된다. 도 9의 (a) 및 (b)는 시간에 따르는 용매들의 정전용량의 변화를 나타낸 그래프이다. 이소프로필 알코올은 400s까지 정전용량이 점차적으로 감소하였으며 아세톤은 정전용량이 시간에 따라 증가 및 감소하는 거동을 나타냈다. 메탄올에 대한 정전용량은 휘발의 종료 직전까지 빠르게 증가하였다. 상기 백금과 메탄올 사이의 전기촉매작용은 연료 전지에서 잘 알려져 있다. 백금과 메탄올 사이의 전기촉매작용의 결과로서 수소이온 및 전자의 증가 및 전기용량의 증가가 나타났다. 그러므로 이 실험으로부터 본 발명의 센서가 화학작용의 모니터링을 위하여 적용될 수 있음을 알 수 있다.

[0063]

도 10은 이소프로필 알코올에 대한 실험을 요약한 개략도이다. 이소프로필 알코올의 적하 후에 저항 및 임피던스가 갑작스럽게 변화하였으며, 휘발의 종료 후에 저항 및 임피던스는 초기의 값으로 돌아왔다.

부호의 설명

[0064]

10: 기관 20: 온도센서

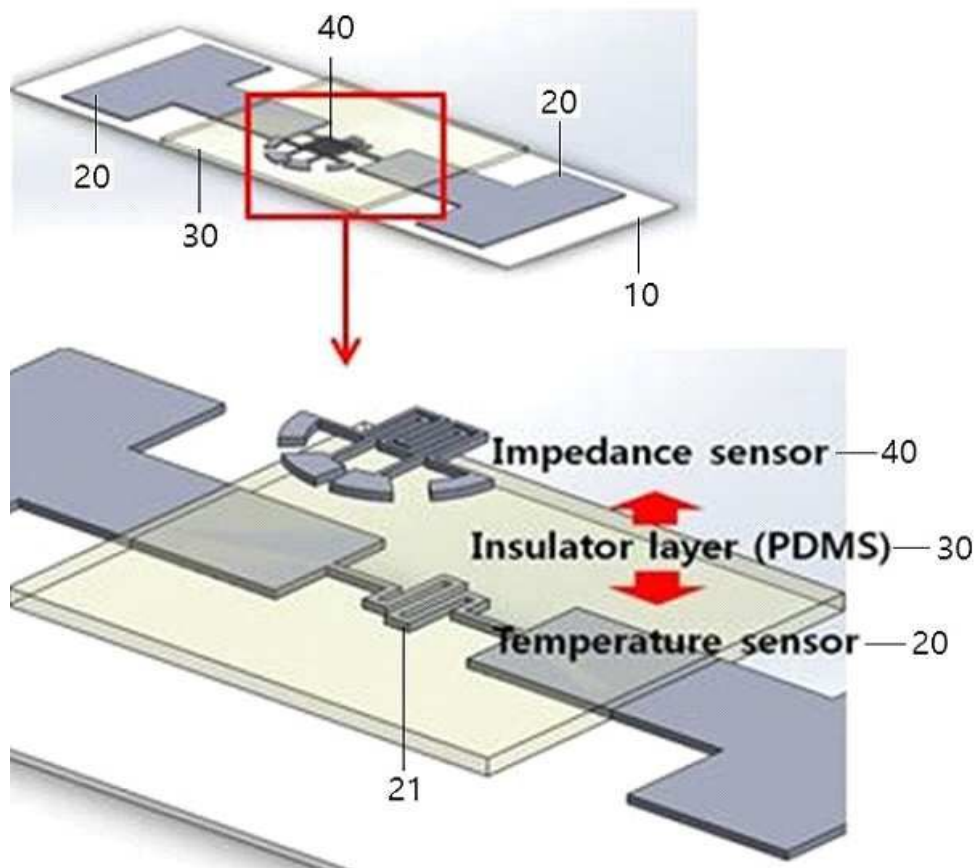
21: 미세회로

30: 절연층 40: 임피던스센서

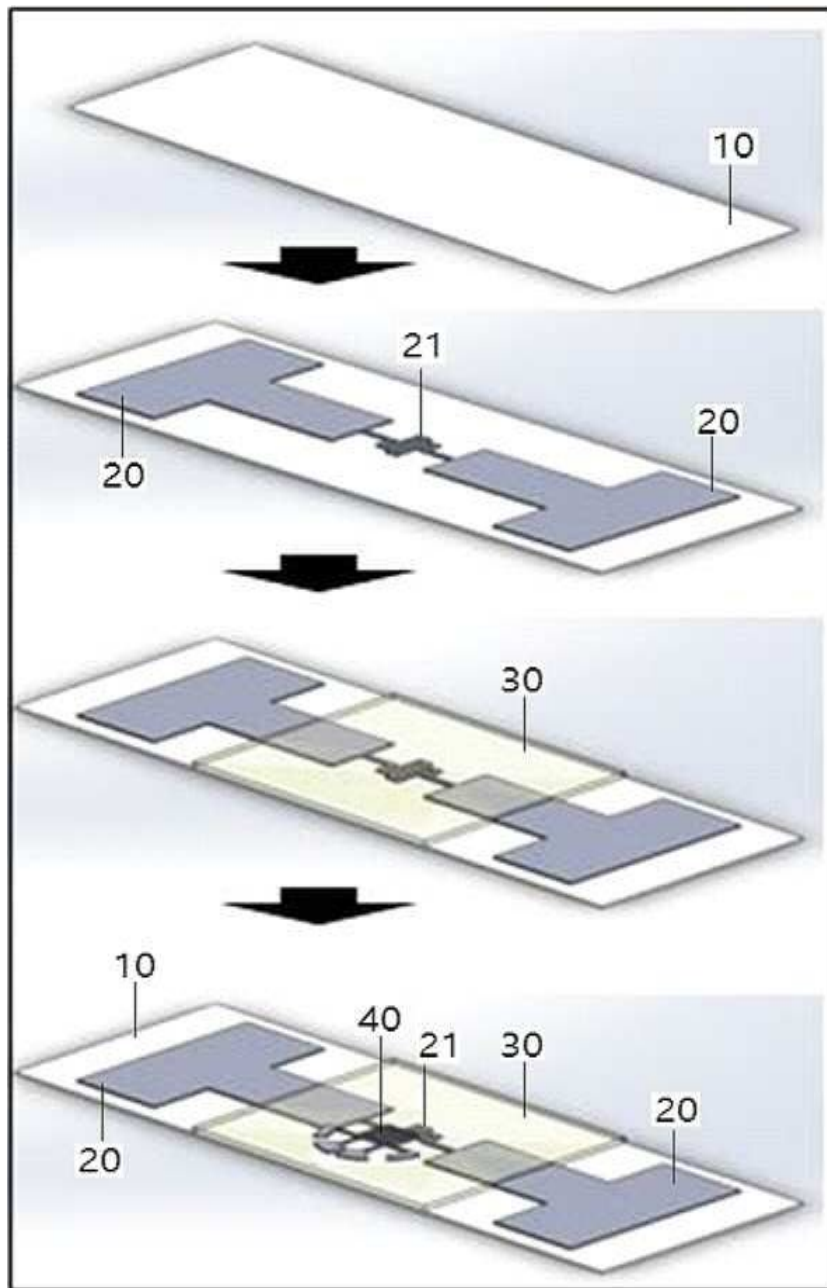
50: 시료 퍼짐 방지벽이

도면

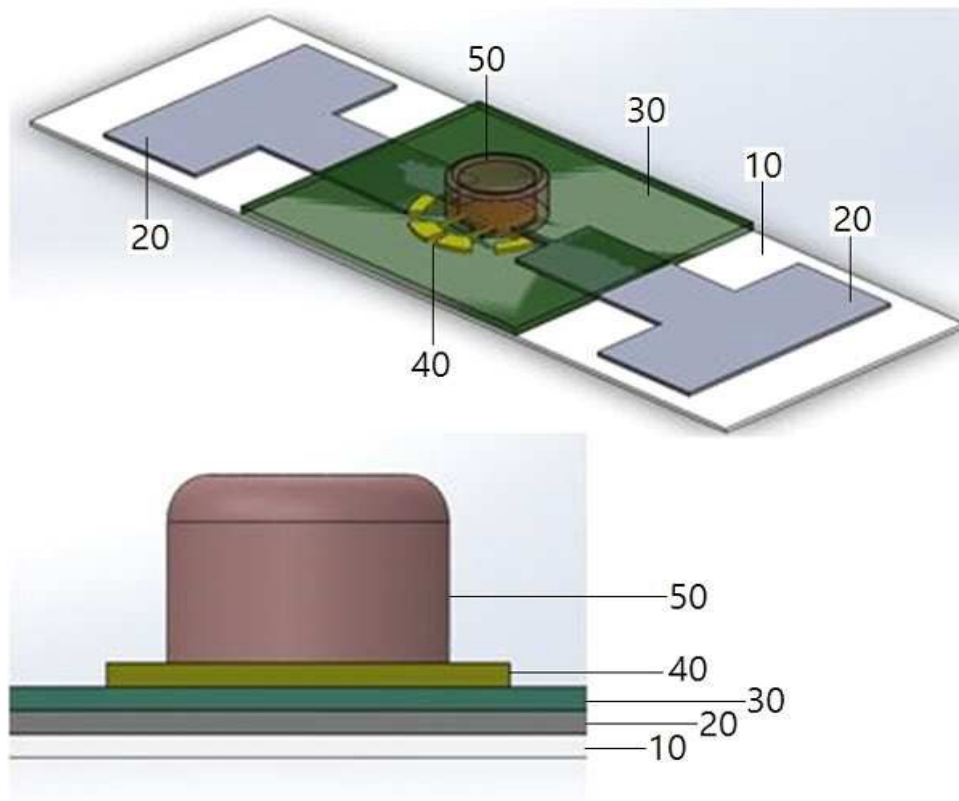
도면1



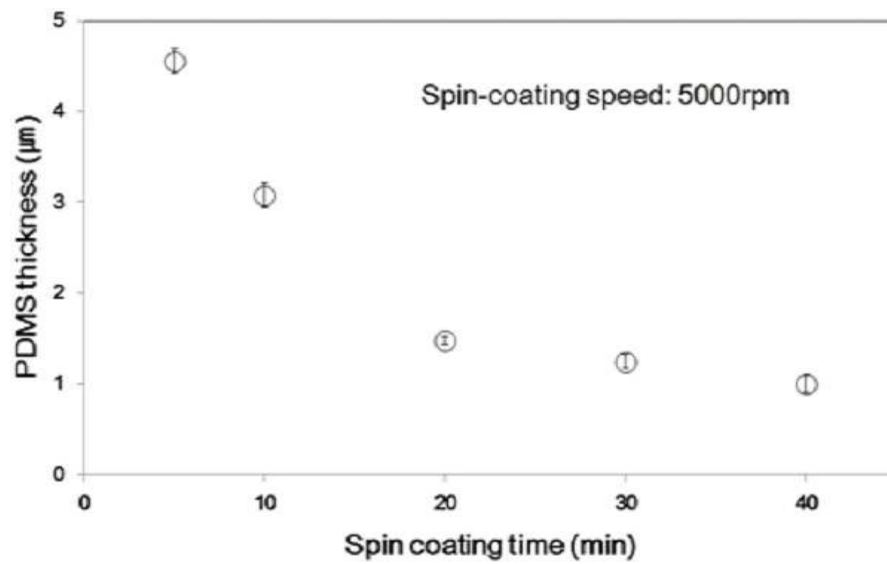
도면2



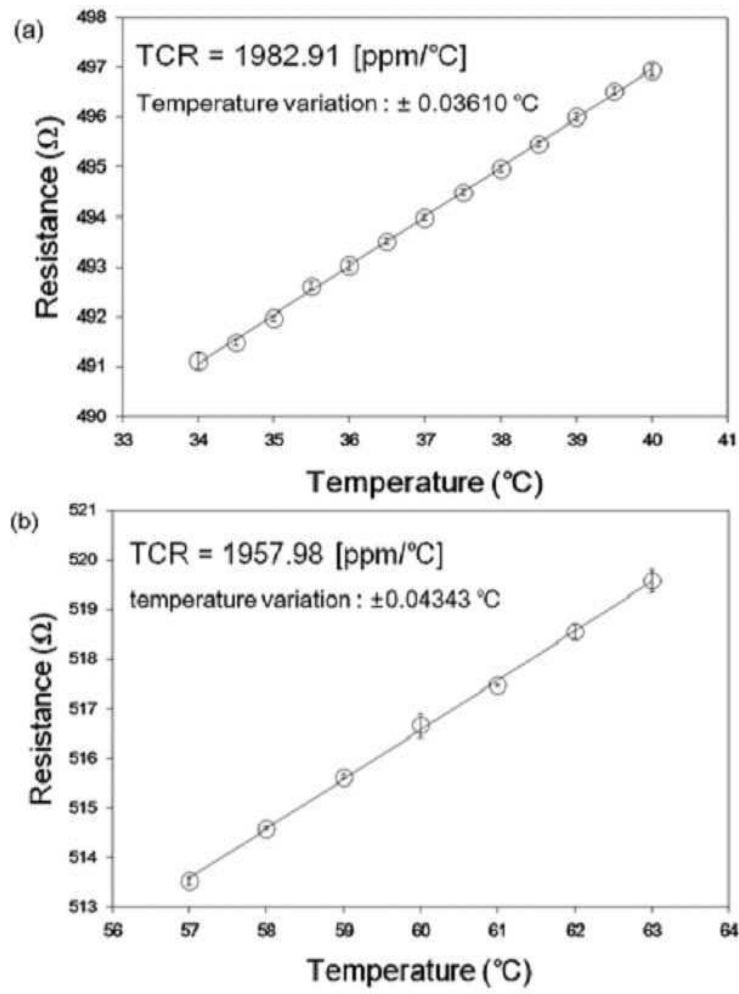
도면3



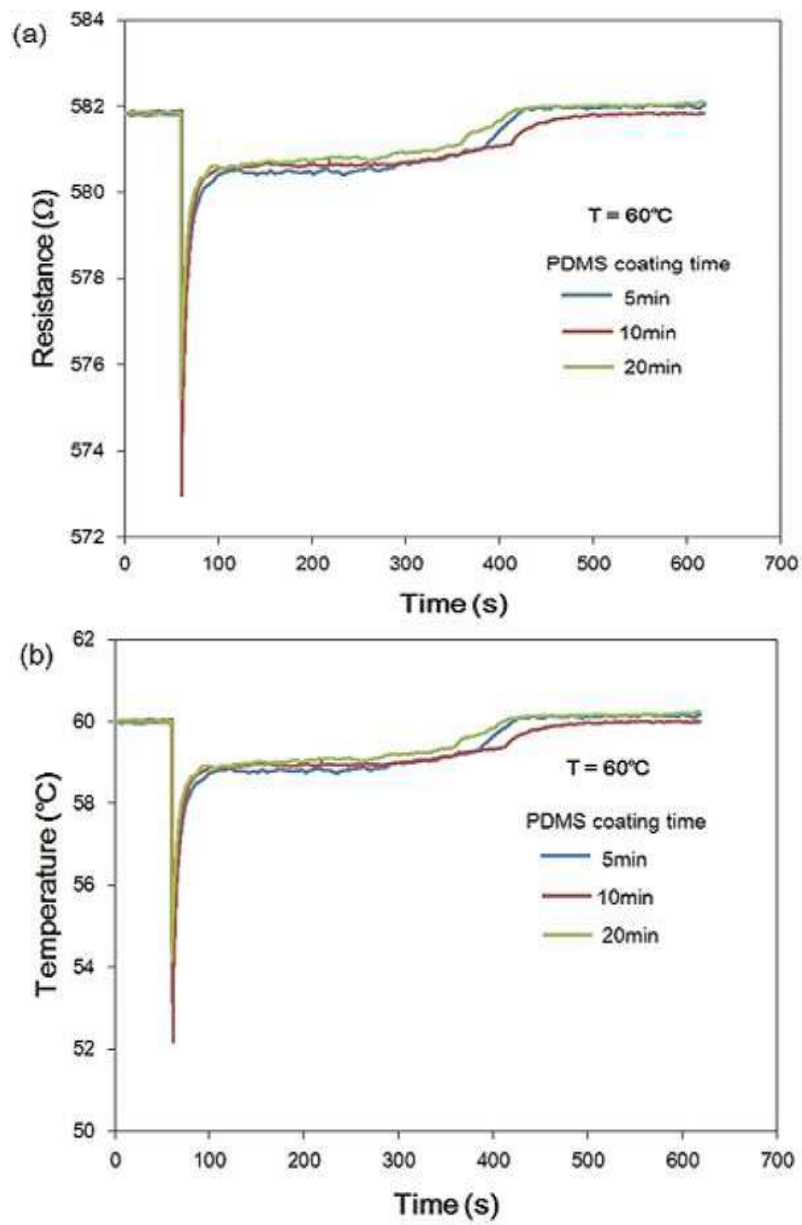
도면4



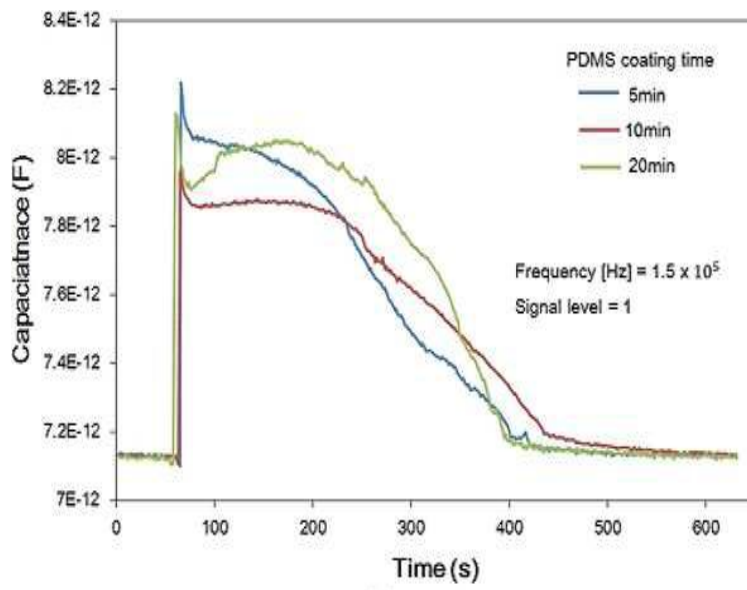
도면5



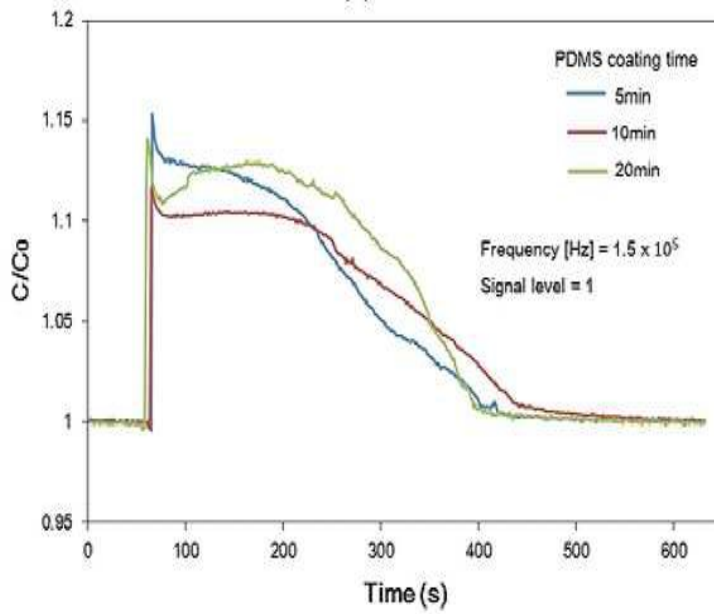
도면6



도면7

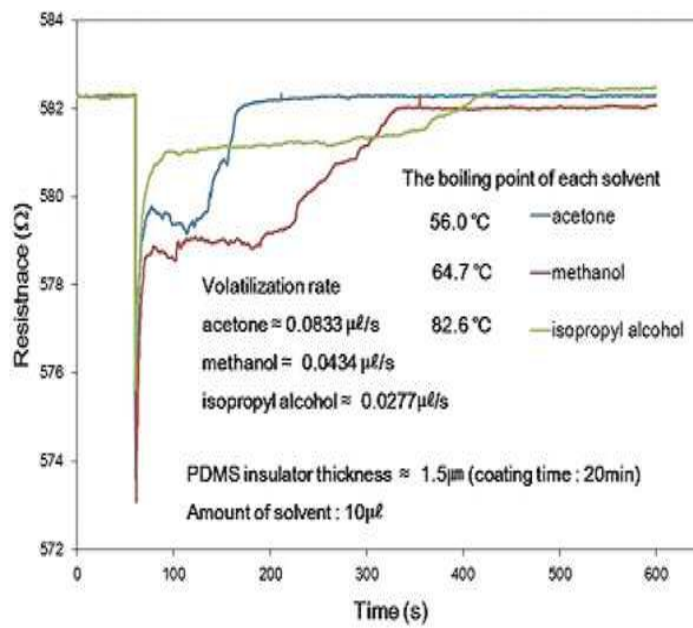


(a)

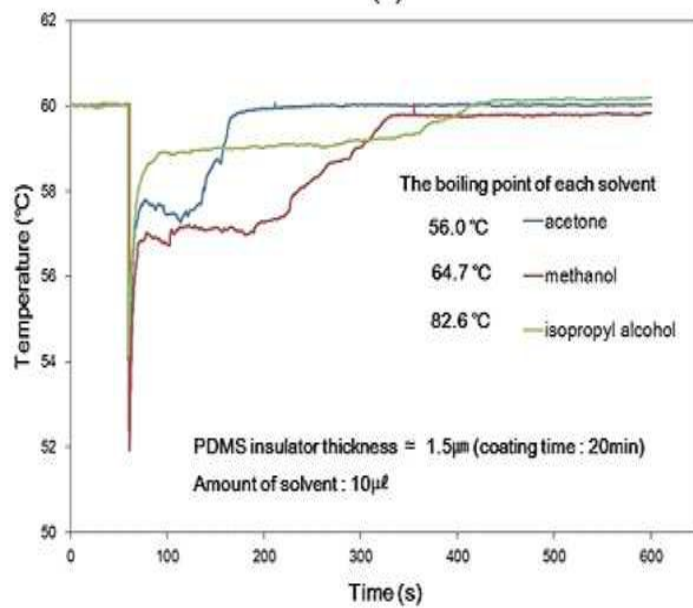


(b)

도면8

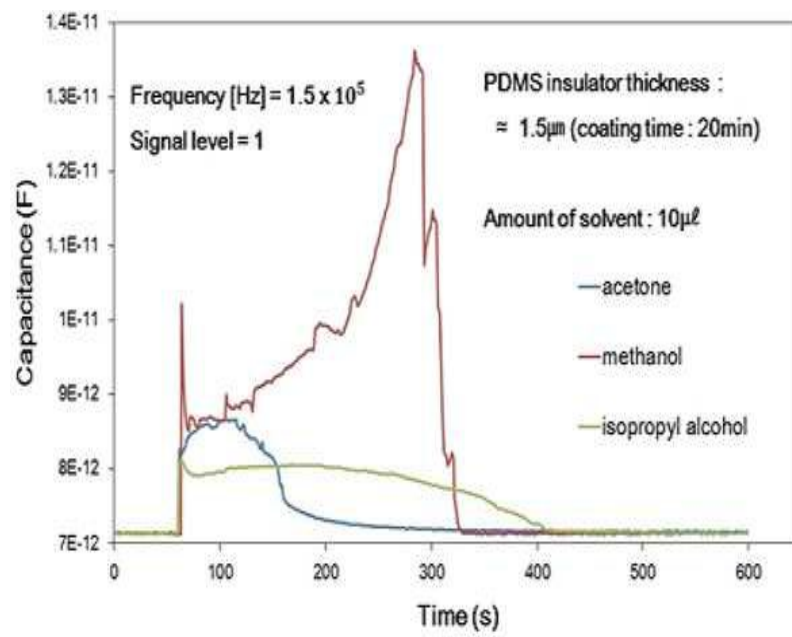


(a)

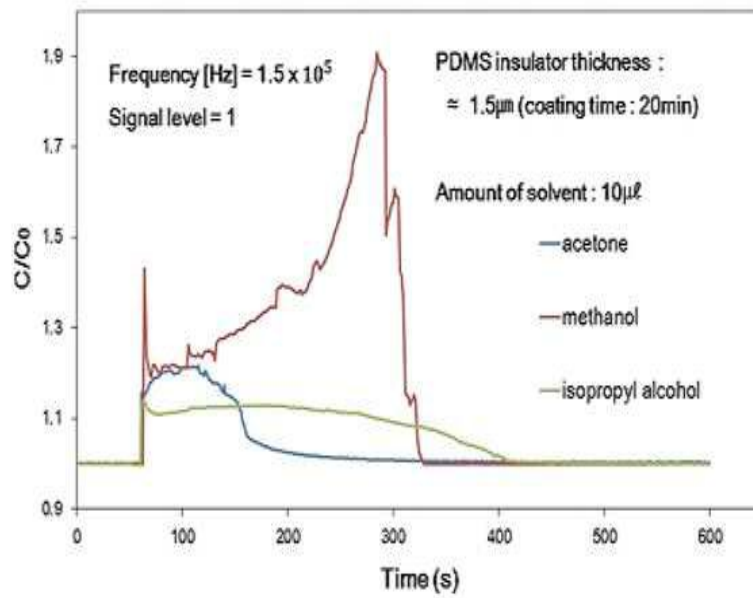


(b)

도면9



(a)



(b)

도면10

