



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2009-0020166  
(43) 공개일자 2009년02월26일

(51) Int. Cl.

G01N 33/48 (2006.01) G01N 33/483 (2006.01)  
G01N 27/26 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2007-0084673

(22) 출원일자 2007년08월22일

심사청구일자 없음

(71) 출원인

연세대학교 산학협력단

서울 서대문구 신촌동 134 연세대학교

(72) 발명자

이승재

서울 마포구 상암동 월드컵 아파트 206동 803호

정효일

서울 서초구 잠원동 잠원한신아파트 6동 1201호

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

민혜정

전체 청구항 수 : 총 12 항

(54) 대기 중 병원성 미생물의 유무 및 농도를 실시간으로 측정하는 측정 장치 및 그 방법

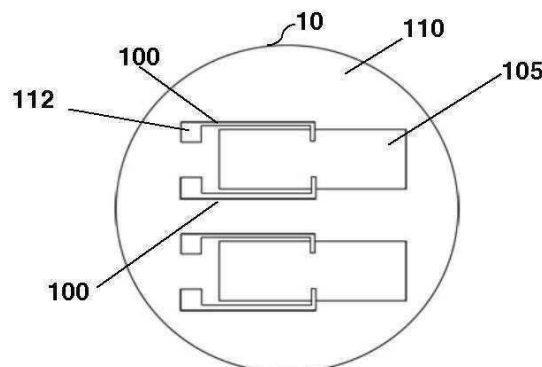
### (57) 요약

본 발명은 전기적 특성인 임피던스를 측정하여 대기 중 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정 장치 및 그 방법에 관한 것으로, 보다 상세히는 병원성 미생물의 증식에 따라 고체 배지의 임피던스 변화를 측정하여 검출하고자하는 타겟 병원체의 유무 및 그 양을 실시간으로 판단하는 측정 장치 및 그 방법에 관한 것이다.

본 발명의 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정장치는, 오염되지 않은 깨끗한 공기를 공급하여 주는 청정공기 발생 시스템(410); 상기 청정공기 발생 시스템(410)으로 부터의 공기의 유량을 제어해주는 MFC(420); 상기 MFC(420)를 통해 들어온 공기를 이용하여, 용기 내에 액상으로 녹아 있는 병원성 미생물을 에어로솔화 하여 분무하는 분무기(430); 상기 분무기(430)에서 분무되는 에어로솔의 유량을 제어하는 피치 크랩프(440); 상기 분무기(430)으로 부터 분무되어 입력된 병원성 미생물을 생장시키는 인큐베이터(450); 상기 인큐베이터(450)에서 자라난 병원성 미생물로부터 전기적 신호를 검출하는 미생물 임피던스 측정 센서(10); 상기 미생물 임피던스 측정 센서(10)로부터 측정된 전기적 신호로부터 병원성 미생물에 따른 임피던스의 변화값을 측정하는 임피던스 분석기(470);를 구비한다.

상기 미생물 임피던스 측정 센서(10)는 전극부(100), 아가 웰(105), 실리콘 웨이퍼(110)으로 이루어지며, 상기 전극부는 2개의 전극으로 이루어지고, 상기 전극들은 그 일측이 아가 웰(105)의 측면의 일부에 접촉되고, 다른 일측은 상기 임피던스 분석기(470)에 연결되기 위한 접촉부를 구비한다. 상기 아가 웰(105)은 병원성 미생물의 생장을 위한 Media(배지)의 분주를 위한 것으로 PDMS를 이용하여 외벽을 갖도록 형성되어 있다.

대 표 도 - 도1



(72) 발명자

**남용석**

경기 안양시 만안구 안양4동 벽산아파트 2-1103

**최아미**

서울 성북구 보문동6가 191-1 동우연립 가동 104호

---

**박재성**

서울 강남구 삼성2동 세방 하이빌 109호

## 특허청구의 범위

### 청구항 1

오염되지 않은 깨끗한 공기를 공급하여 주는 청정공기 발생 시스템(410); 상기 청정공기 발생시스템(410)으로부터의 공기의 유량을 제어해주는 유체흐름제어기(Mass Flow Controller; MFC)(420); 상기 유체흐름제어기(420)를 통해 들어온 공기를 이용하여, 용기 내에 액상으로 녹아 있는 병원성 미생물을 에어로졸화 하여 분무하는 분무기(430); 상기 분무기(430)에서 분무되는 에어로졸의 유량을 제어하는 피치 크램프(440); 상기 분무기(430)으로부터 분무되어 입력된 병원성 미생물을 생장시키는 인큐베이터(450); 상기 인큐베이터(450)에서 자라난 병원성 미생물로부터 전기적 신호를 검출하는 미생물 임피던스 측정센서(10); 상기 미생물 임피던스 측정 센서(10)로부터 측정된 전기적 신호로부터 병원성 미생물에 따른 임피던스의 변화값을 측정하는 임피던스 분석기(470);를 구비하는 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정 장치에 있어서,

상기 미생물 임피던스 측정 센서(10)는 전극부(100), 아가 웰(105), 실리콘 웨이퍼(110)으로 이루어지며, 상기 전극부는 골드로 이루어진 2개의 전극으로 이루어지고,

상기 전극들은 그 일측이 아가 웰(105)의 측면의 일부 또는 전체 혹은 하단부에 접촉되고, 다른 일측은 상기 임피던스 분석기(470)에 연결되기 위한 접촉부를 구비하는 것을 특징으로 하는 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정 장치.

### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 전극은 실리콘 웨이퍼(110)의 상단에 티타늄층(120)이 위치하고 그 위에 골드층(130)이 위치되는 것을 특징으로 하는 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정 장치.

### 청구항 3

제1항에 있어서,

상기 아가 웰(105)은 병원성 미생물의 생장을 위한 Media(배지)의 분주를 위한 것으로 폴리머(Polymer)의 일종인 PDMS 또는 Su-8을 이용하여 외벽을 갖도록 형성되어 있는 것을 특징으로 하는 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정 장치.

### 청구항 4

제3항에 있어서,

상기 아가 웰(105)의 양측의 일부는 전극부(100)와 접촉되어 있는 것을 특징으로 하는 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정 장치.

### 청구항 5

제3항에 있어서,

상기 아가 웰(105)의 외벽은 실리콘 웨이퍼(110) 상에서 골드층(130) 보다도 높은 높이를 갖는 것을 특징으로 하는 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정 장치.

### 청구항 6

오염되지 않은 깨끗한 공기를 공급하여 주는 청정공기 발생 시스템(410); 상기 청정공기 발생시스템(410)으로부터의 공기의 유량을 제어해주는 유체흐름제어기(Mass Flow Controller; MFC)(420); 상기 유체흐름제어기(420)를 통해 들어온 공기를 이용하여, 용기 내에 액상으로 녹아 있는 병원성 미생물을 에어로졸화 하여 분무하는 분무기(430); 상기 분무기(430)에서 분무되는 에어로졸의 유량을 제어하는 피치 크램프(440); 상기 분무기(430)으로부터 분무되어 입력된 병원성 미생물을 생장시키는 인큐베이터(450); 상기 인큐베이터(450)에서 자라난 병원성 미생물로부터 전기적 신호를 검출하는 미생물 임피던스 측정센서(10); 상기 미생물 임피던스 측정 센서(10)로부터 측정된 전기적 신호로부터 병원성 미생물에 따른 임피던스의 변화값

을 측정하는 임피던스 분석기(470);를 구비하는 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정 장치에 있어서,

상기 미생물 임피던스 측정 센서(10)는 병원성 미생물의 유무 혹은 증식에 따라 나타나는 배지와 미생물의 전기적 신호로서 교류성 저항신호를 검출하는 것을 특징으로 하는 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정 장치.

#### 청구항 7

전극부(100), 아가 웰(105), 실리콘 웨이퍼(110)로 이루어지며 미생물로부터 전기적 신호를 검출하는 미생물 임피던스 측정 센서에 있어서,

상기 전극부는 2개의전극으로 이루어지고,

상기 전극들은 그 일측이 아가 웰(105)의 측면이나 하단부에 접촉되고, 다른 일측은 상기임피던스 분석기(470)에 연결되기 위한 접촉부를 구비하는 것을 특징으로 하는 미생물 임피던스 측정 센서.

#### 청구항 8

제7항에 있어서,

상기 전극은 골드로 이루어진 것을 특징으로 하는 미생물 임피던스 측정 센서.

#### 청구항 9

제7항에 있어서,

상기 아가 웰(105)은 PDMS 또는 Su-8을 이용하여 외벽을 갖도록 형성되어 있으며, 아가 웰(105)의 양측이나 하단부는 전극부(100)와 접촉되어 있는 것을 특징으로 하는 미생물 임피던스 측정 센서.

#### 청구항 10

제7항에 있어서,

상기 전극들은 상기접촉부를 제외한 부분에서의 폭이 약 1mm이고,

상기 접촉부의 크기는 약 1cm X 1cm인 것을특징으로 하는 미생물 임피던스 측정 센서.

#### 청구항 11

제9항에 있어서,

상기 아가웰(Agar well)의 크기(가로 X 세로X 높이)는 2.5cm X 4.5cm X 700  $\mu$ m인 것을 특징으로 하는미생물 임피던스 측정센서.

#### 청구항 12

미생물로부터 전기적 신호를 검출하는 미생물 임피던스 측정 센서의 제작방법에 있어서,

웨이퍼상에 티타늄 및 골드를 증착하는 제1단계;

상기 제1단계에서 티타늄 및 골드가 증착된 웨이퍼의 제일 상단(즉 골드층(130)의 상단)을 PR(포토레지스트)로 코팅하는 제2단계;

상기 제2단계에서 PR코팅된 웨이퍼상에 전극부의 금속패턴을 형성시키는 제3단계;

상기 제3단계에서 금속패턴이 형성된 웨이퍼를 에칭하는 제4단계;

상기 제4단계에서 에칭된 웨이퍼를 Su-8로 코팅하는 제5단계;

상기 제5단계에서 Su-8로 코팅된 웨이퍼상에 아가웰(105)을 형성하기 위한PR패턴을 형성하는 제6단계;

상기 제6단계에서 PR패턴이 형성된 웨이퍼를 현상하는 제7단계;

로 이루어진 것을 특징으로 하는 미생물 임피던스 측정 센서의 제작방법.

## 명세서

### 발명의 상세한 설명

#### 기술 분야

- <1> 본 발명은 전기적 특성인 임피던스를 측정하여 대기 중 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정 장치 및 그 방법에 관한 것으로, 보다 상세히는 병원성 미생물의 증식에 따라 고체 배지의 임피던스 변화를 측정하여 검침하고자하는 타겟 병원체의 유무 및 그 양을 실시간으로 판단하는 측정 장치 및 그 방법에 관한 것이다.

#### 배경 기술

- <2> 본 발명은 전기적 특성인 임피던스를 측정하여 대기 중 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정 장치 및 그 방법에 관한 것으로, 보다 상세히는 병원성 미생물의 증식에 따라 고체 배지의 임피던스 변화를 측정하여 검침하고자하는 타겟 병원체의 유무 및 그 양을 실시간으로 판단하는 측정 장치 및 그 방법에 관한 것이다.
- <3> 종래의 병원성 미생물의 유무 및 그 양을 판단하는 방법으로는 주로 중력 침강법에 의한 병원성 미생물의 동정(同定) 방법이 많이 사용되어 왔다.
- <4> 중력 침강법이란 입자를 포함하는 기체가 챔버에 유입되었을 때 입자들이 중력에 의해 챔버의 바닥에 침강시키는 방법으로, 이러한 방법을 이용한 동정방법은 24시간 이상의 배양 시간을 필요로 하기 때문에, 오염된 공간에 대한 즉각적인 조치나 예방을 취해야하는 곳에 이러한 동정방법을 사용하기에는 여러 가지 문제점이 많다.
- <5> 특히 임피던스를 측정하여 공기 중 미생물의 유무를 판단하는 연구는 국내에는 전무한 실정이며, 해외의 몇몇 연구진에 의해 수행이 되고 있으나, 대부분의 연구가 액상에서 이루어지고 있는 실정이며, 더군다나 아직까지 임피던스 측정방법을 이용한 상용화된 제품은 없다.
- <6> 따라서 현재 공기 중의 미생물을 직접 포집하여 임피던스를 측정하는 측정 장치 및 방법이 절실히 요망되는 실정이다.
- <7> 그러므로 본 발명은 공기 중 미생물을 실시간 포집하여 임피던스를 측정하고 분석하여 주변 공기내의 병원성 미생물 유무의 판단 및 병원성 미생물의 농도를 실시간으로 감지하는 측정 장치 및 방법을 제공한다. 즉 본 발명의 병원성 미생물 유무 및 농도 측정 장치는 병원성 미생물의 유무에 따른 임피던스 변화 측정방법(Impedance measurement method)을 사용하여 실시간으로 병원성 미생물의 오염 정도를 표시할 수 있기 때문에 신속한 조치와 예방이 가능하다.

#### 발명의 내용

##### 해결하고자하는 과제

- <8> 본 발명이 해결하고자 하는 다른 기술적 과제는 병원성 미생물의 증식에 따라 고체 배지의 임피던스 변화를 측정하여 검침하고자하는 타겟 병원체의 유무 및 그 양을 실시간으로 판단하는 측정 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <9> 본 발명이 해결하고자 하는 다른 기술적 과제는 공기 중 미생물을 실시간 포집하여 임피던스를 측정하고 분석하여 주변 공기내의 병원성 미생물 유무의 판단 및 병원성 미생물의 농도를 실시간으로 감지하는 측정 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <10> 본 발명이 해결하고자 하는 또 다른 기술적 과제는 수중, 식품, 공기 중 오염 미생물 및 그 외의 인체에 유해한 병원성 미생물을 실시간 포집 및 분석하여 그 미생물의 유무 및 농도를 검출하는 측정 장치 및 방법을 제공하는 것이다.

##### 과제 해결수단

- <11> 상기 과제를 달성하기 위해서 본 발명은, 오염되지 않은 깨끗한 공기를 공급하여 주는 청정공기 발생 시스템(410); 상기 청정공기 발생시스템(410)으로부터의 공기의 유량을 제어해주는 유체흐름제어기(Mass Flow

Controller; MFC)(420); 상기 유체흐름제어기(420)를 통해 들어온 공기를 이용하여, 용기 내에 액상으로 녹아 있는 병원성 미생물을 에어로졸화 하여 분무하는 분무기(430); 상기 분무기(430)에서 분무되는 에어로졸의 유량을 제어하는 피치 크랩프(440); 상기 분무기(430)으로부터 분무되어 입력된 병원성 미생물을 생장시키는 인큐베이터(450); 상기 인큐베이터(450)에서 자라난 병원성 미생물로부터 전기적 신호를 검출하는 미생물 임피던스 측정센서(10); 상기 미생물 임피던스 측정 센서(10)로부터 측정된 전기적 신호로부터 병원성 미생물에 따른 임피던스의 변화값을 측정하는 임피던스 분석기(470);를 구비하는 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정 장치에 있어서, 상기 미생물 임피던스 측정 센서(10)는 전극부(100), 아가 웰(105), 실리콘 웨이퍼(110)으로 이루어지며, 상기 전극부는 골드로 이루어진 2개의 전극으로 이루어지고, 상기 전극들은 그 일측이 아가 웰(105)의 측면의 일부 또는 전체 혹은 하단부에 접촉되고, 다른 일측은 상기임피던스 분석기(470)에 연결되기 위한 접촉부를 구비하는 것을 특징으로 한다.

- <12> 상기 전극은 실리콘 웨이퍼(110)의 상단에 티타늄층(120)이 위치하고 그 위에 골드층(130)이 위치된다.
- <13> 상기 아가 웰(105)은 병원성 미생물의 생장을 위한 Media(배지)의 분주를 위한 것으로 폴리머(Polymer)의 일종인 PDMS 또는 Su-8을 이용하여 외벽을 갖도록 형성된다.
- <14> 상기 아가 웰(105)의 양측의 일부는 전극부(100)와 접촉되어 있다.
- <15> 상기 아가 웰(105)의 외벽은 실리콘 웨이퍼(110) 상에서 골드층(130) 보다도 높은 높이를 갖는다.
- <16> 또한 본 발명은, 오염되지 않은 깨끗한 공기를 공급하여 주는 청정공기 발생 시스템(410); 상기 청정공기 발생 시스템(410)으로부터의 공기의 유량을 제어해주는 유체흐름제어기(Mass Flow Controller; MFC)(420); 상기 유체흐름제어기(420)를 통해 들어온 공기를 이용하여, 용기 내에 액상으로 녹아 있는 병원성 미생물을 에어로졸화 하여 분무하는 분무기(430); 상기 분무기(430)에서 분무되는 에어로졸의 유량을 제어하는 피치 크랩프(440); 상기 분무기(430)으로부터 분무되어 입력된 병원성 미생물을 생장시키는 인큐베이터(450); 상기 인큐베이터(450)에서 자라난 병원성 미생물로부터 전기적 신호를 검출하는 미생물 임피던스 측정센서(10); 상기 미생물 임피던스 측정 센서(10)로부터 측정된 전기적 신호로부터 병원성 미생물에 따른 임피던스의 변화값을 측정하는 임피던스 분석기(470);를 구비하는 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정 장치에 있어서, 상기 미생물 임피던스 측정 센서(10)는 병원성 미생물의 유무 혹은 증식에 따라 나타나는 배지와 미생물의 전기적 신호로서 교류성 저항신호를 검출하는 것을 특징으로 한다.
- <17> 또한 본 발명은, 전극부(100), 아가 웰(105), 실리콘 웨이퍼(110)로 이루어지며 미생물로부터 전기적 신호를 검출하는 미생물 임피던스 측정 센서에 있어서, 상기 전극부는 2개의전극으로 이루어지고, 상기 전극들은 그 일측이 아가 웰(105)의 측면이나 하단부에 접촉되고, 다른 일측은 상기임피던스 분석기(470)에 연결되기 위한 접촉부를 구비하는 것을 특징으로 한다.
- <18> 상기 전극은 골드로 이루어진다.
- <19> 상기 아가 웰(105)은 PDMS 또는 Su-8을 이용하여 외벽을 갖도록 형성되어 있으며, 아가 웰(105)의 양측이나 하단부는 전극부(100)와 접촉되어 있다.
- <20> 상기 전극들은 상기접촉부를 제외한 부분에서의 폭이 약 1mm이고, 상기 접촉부의 크기는 약 1cm X 1cm이다.
- <21> 상기 아가웰(Agar well)의 크기(가로 X 세로X 높이)는 2.5cm X 4.5cm X 700 μm이다.
- <22> 또한 본 발명은 미생물로부터 전기적 신호를 검출하는 미생물 임피던스 측정 센서의 제작방법에 있어서, 웨이퍼상에 티타늄 및 골드를 증착하는 제1단계; 상기 제1단계에서 티타늄 및 골드가 증착된 웨이퍼의 제일 상단(즉 골드층(130)의 상단)을 PR(포토레지스트)로 코팅하는 제2단계; 상기 제2단계에서 PR코팅된 웨이퍼상에 전극부의 금속패턴을 형성시키는 제3단계; 상기 제3단계에서 금속패턴이 형성된 웨이퍼를 에칭하는 제4단계; 상기 제4단계에서 에칭된 웨이퍼를 Su-8로 코팅하는 제5단계; 상기 제5단계에서 Su-8로 코팅된 웨이퍼상에 아가웰(105)을 형성하기 위한PR패턴을 형성하는 제6단계; 상기 제6단계에서 PR패턴이 형성된 웨이퍼를 현상하는 제7단계;로 이루어진 것을 특징으로 한다.

## 효 과

- <23> 이상에서 설명한 바와 같이, 본 발명의 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정 장치는 공기 중 미생물을 실시간 포집하여 임피던스를 측정하고 분석하여 주변 공기내의 병원성 미생물 유무의 판단 및 병원성 미생물의 농도를 실시간으로 감지하며, 또한 수중, 식품, 공기 중 오염 미생물 및 그 외의 인체에 유해한 병원성

미생물을 실시간 포집 및 분석하여 그 미생물의 유무 및 농도를 검출할 수 있다. 또한 본 발명의 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정 장치는 병원성 미생물의 유무판단과 오염의 정도를 표시할 수 있어, 신속한 조치와 예방을 가능하게 해준다.

- <24> 본 발명은 전기적 특성을 이용하여 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정 장치 및 그 방법에 관한 것으로, 기존의 24시간 이상의 배양 시간을 필요로 하는 중력 침강법에 의한 병원성 미생물의 동정 방법은 오염된 공간에 대한 즉각적인 조치나 예방을 취하는데 많은 애로 사항이 있었다. 이에 본 발명은 병원성 전기적 특성을 이용한 임피던스 측정 방법은 실시간적으로 병원성 미생물의 유무판단과 오염의 정도를 표시할 수 있기 때문에 신속한 조치와 예방이 가능하다. 또한 기존의 동정에 사용되는 수많은 기기와 전문 인력의 대체로 인한 비용 절감 효과를 누릴 수 있게 되어 경제적인 이익을 극대화 시킬 수 있다. 그리고 이는 병원의 무균실의 실시간 병원성 미생물 및 기타 병원체 감지 센서로 부착이 가능하며, 지하철, 극장 등 공공장소에서의 병원성 미생물 감지조기 경보 시스템으로 이용이 가능하다. 대형빌딩 및 아파트 등지의 공조 시스템을 이용한 실내 공기 유입 건물의 공조장치에 부착하여 오염공기 유입 차단센서로 활용할 수 있고, HACCP(신품 위해요소 중점 관리 기준)의 실시에 따른 대, 중, 소형 요식업체 및 각종 패스트푸드 업체에 설치하여 실시간 음식물 세균에 대한 감시 활동 및 예방활동에 이용할 수 있다.

### 발명의 실시를 위한 구체적인 내용

- <25> 상기 과제를 달성하기 위하여, 이하 본 발명에 따른 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정장치 및 그 방법을 첨부한 도면을 참조하여 상세히 설명한다.
- <26> 도 1은 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 미생물 임피던스 측정 센서의 외관을 설명하기 위한 설명도이고, 도 2는 도 1의 미생물 임피던스 측정 센서의 평면도이고, 도 3은 도 1의 미생물 임피던스 측정 센서의 구조를 설명하기 위한 설명도이다.
- <27> 미생물 임피던스 측정 센서(10)는 전극부(100), 아가 웰(105), 실리콘 웨이퍼(110)로 이루어진다.
- <28> 실리콘 웨이퍼(Silicon Wafer)(110)는 미생물 임피던스 측정 센서의 맨 하단에 위치하는 것으로, 집적회로를 만드는 토대가 되는 얇은 규소판으로 이루어졌다.
- <29> 전극부(100)는 실리콘 웨이퍼(110) 상단에 위치되며 2개의 전극으로 이루어진다. 상기 전극들은 그 일측이 아가 웰(105)의 측면의 일부에 접촉되고, 다른 일측은 임피던스 분석기(470)에 연결되기 위한 접촉부를 구비한다. 전극부(100)의 전극은 티타늄(Titanium)층(120)과 골드층(130)으로 구성되며, 특히 실리콘 웨이퍼(120)의 상단에 티타늄층(120)이 위치하고 그 위에 골드층(130)이 위치된다.
- <30> 티타늄층(120)은 실리콘 웨이퍼(110)의 상단, 골드층(130) 하단에 위치되며, 실리콘 웨이퍼(110)와 골드층(130) 간의 접합능력을 향상시켜 주기 위해 증착된 접착층으로서의 역할을 한다.
- <31> 골드층(130)은 티타늄층(120)의 상단에 위치하며, 병원성 미생물의 전기적 특성을 감지하기 위한 전극으로서 역할을 한다. 따라서 본 발명의 전극은 골드전극이며, 이는 경우에 따라 다른 금속물질을 사용할 수 있다.
- <32> 아가 웰(105)은 병원성 미생물의 생장을 위한 Media(배지)의 분주를 위한 것으로, 폴리머(Polymer)의 일종인 Su-8을 이용하여 약간의 외벽을 갖도록 형성되어 있으며, 아가 웰(105)의 양측의 일부는 전극부(100)와 접촉되어 있다. Su-8(140)로 이루어진 아가 웰(105)의 외벽은 실리콘 웨이퍼(110) 상에 위치하며 골드층(130) 보다도 높은 높이를 갖는다. Su-8에 대해 부연설명하면, SU-8은 IBM-Watson Research Center에 의해 개발되어 1989년에 특허(미국특허 제4882245호)되어진, 네가티브(negative), 에폭시 타입 근자외선 폴리머이다.
- <33> 도 4는 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 미생물 임피던스 측정 센서의 제작과정에 대한 간략한 설명도이다. 도 4는 미생물 임피던스 측정 센서의 제작과정을 개략적으로 설명하기 위해 참고적으로 도시된 것으로, 도 4에 제시된 각 층의 형태, 크기를 제한하기 위한 것은 아니며, 이는 본 발명의 요지가 변경되지 않는 범위안에서 다양한 변경이 가능하다.
- <34> 제1단계는 티타늄 및 골드 증착단계로서, 웨이퍼상에 티타늄 및 골드를 증착한다(S210). 즉, 실리콘 웨이퍼(110) 상에 티타늄층(120)을 형성하고 그 위에 골드층(130)을 형성한다.
- <35> 제2단계는 PR코팅단계로서, 상기 제1단계에서 티타늄 및 골드가 증착된 웨이퍼의 제일 상단, 즉 골드층(130)의 상단을 포토레지스트(Photo Resist)(이하 PR이라 한다)로 코팅한다(S220). 따라서 골드층(130)의 상단에 PR코팅층(150)이 형성된다.



- <36> 제3단계는 금속패터닝단계로서, 상기 제2단계에서 PR코팅된 웨이퍼상에 패턴을 형성시킨다. 여기서 패턴은 전극부(100)를 형성하기 위한 패턴을 형성한다(S230).
- <37> 제4단계는 에칭(etching)단계로서, 상기 제3단계에서 금속패터닝된 웨이퍼를 에칭한다(s240). 이렇게 함으로써 전극부(100)가 형성된다.
- <38> 제5단계는 Su-8 코팅단계로서, 상기 제4단계에서 에칭된 웨이퍼를 Su-8로 코팅한다(S250).
- <39> 제6단계는 PR패터닝단계로서, 상기 제5단계에서 Su-8로 코팅된 웨이퍼상에 패턴을 형성시킨다(S260). 여기서 패턴은 아가 웰(105)을 형성하기 위한 패턴을 형성한다.
- <40> 제7단계는 Su-8 현상단계로서, 상기 제6단계에서 PR패터닝된 웨이퍼를 현상한다(S270). 이렇게 함으로써 아가 웰(105)이 형성된다.
- <41> 도 5는 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 미생물 임피던스 측정 센서의 일예이고, 도 6은 도 5에서 전극과 배지 부분의 일부분을 확대한 확대도이다.
- <42> 도 5에서와 같이 본 발명의 미생물 임피던스 측정 센서는 웨이퍼상에 전극부(100)와 아가 웰(105)을 구비한다.
- <43> 도 6에서와 같이 전극부(100)의 두개의 전극은 임피던스 분석기(470)와 접촉되기 위한 접촉부(112)를 구비한다. 상기 전극 양단의 전위는 일정하므로, 전극 양단의 전류(교류전류)를 검출함에 따라 전극 양단에 위치되어 있는 아가 웰(105)에서의 임피던스(저항성분)가 측정된다. 즉, 전극양단에서 검출되는 신호는 교류성 저항신호라고 할 수 있다. 상기 전극은 골드전극으로, 접촉부(112)를 제외한 전극의 폭(width)은 약 1mm이고, 접촉부(112)의 크기는 약 1cm X 1cm이다.
- <44> 아가 웰(Agar Well)(105)은 병원성 미생물의 성장을 위한 배지(media)의 분주를 위해 중합체의 일종인 Su-8을 이용하여 외벽의 형태로 제작되어서, 아가 웰(105) 내에서 병원성 미생물이 성장할 수 있다. 아가웰(Agar well)의 크기(가로 X 세로 X 높이)는 2.5cm X 4.5cm X 700 $\mu$ m이다.
- <45> 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정장치의 설명도로, 청정 공기 발생 시스템(clean air supply system)(410), 유체흐름제어기(Mass Flow Controller)(이하 MFC라 함)(420), 분무기(Nebulizer)(430), 피치 크램프(pitch clamp)(440), 인큐베이터(Incubator)(450), 미생물 임피던스 측정 센서(10), 임피던스 분석기(impedance analyzer)(470)로 이루어진다.
- <46> 청정공기 발생 시스템(clean air supply system)(410)은 오염되지 않은 깨끗한 공기를 공급하여 주는 장치로서 병원성 미생물이 주변 공기에 의해 오염되는 것을 방지하고 원하는 타겟 병원체(target pathogen)만의 임피던스 측정을 위해 사용된 것이다.
- <47> MFC(420)는 청정공기 발생 시스템(410)으로 부터의 공기의 유량을 제어해주는 장치로서, 공기의 유량을 표시한다.
- <48> 분무기(430)는 액상에 녹아 있는 병원성 미생물을 에어로솔(aerosol) 상태로 분무 가능하게 해주는 장치로서, MFC(420)를 통해 들어온 공기를 이용하여 분무기 용기 내에 액상을 녹아 있는 병원성 미생물을 에어로솔화 하여 피치 클램프(440)로 보낸다. 에어로솔의 분주는 1-jet 분무기를 이용하여 약 201pm의 유량으로 샘플을 분주한다. 이는 병원성 미생물을 포집할 시 최적화된 유량을 분무해주어 하기 때문인데, 만약 분무하는 유량이 201pm보다 적을 경우 포집 효율이 좋지 않고 이보다 많을 경우 배지가 마르게 되기 때문에 201pm의 유량으로 샘플을 분주한다. 1-jet 분무기로서 MREC24를 사용할 수 있다.
- <49> 피치 크램프(440)는 유량 조절을 위한 밸브로서, 분무기에서 분무된 에어로솔을 원하는 유량으로 제어하기 위해 사용된다.
- <50> 인큐베이터(450)는 병원성 미생물의 배양을 위한 역할을 수행하며, 병원성 미생물의 최적의 성장조건을 맞추어 주기 위해 약 70%의 습도와 약 37℃에 온도를 유지하여 준다.
- <51> 미생물 임피던스 측정 센서(10)는 병원성 미생물의 전기적 신호를 검출한다.
- <52> 임피던스 분석기(470)는 미생물 임피던스 측정 센서(10)로부터 수신된 교류성 저항값을 읽어내는 기기로서, 배지위에 나타난 박테리아에 의한 배지 성분의 변화에 따른 임피던스의 변화값을 측정한다. 임피던스 분석기(470)로서 애질런트(Agilent) 4294A를 사용할 수 있다.



- <53> 도 8은 본 발명의 미생물 임피던스 측정 센서 및 임피던스 분석기를 사용하여 박테리아의 실시간 검출을 한 일 예이다.
- <54> 박테리아의 다양한 농도에 따라 임피던스 분석기(470)를 사용하여 측정하였다. 도 8에서 각 라인은 박테리아의 다른 농도(blank,  $10^2$ ,  $10^3$  alc  $10^5$  celis/ml)를 나타낸다. 임피던스의 증가는 박테리아의 농도가 증가하고 있는 것을 나타낸다. 본 발명에서는 이와 같은 결과를 가지는 실시간으로 20분내에 공기중(airborn) 박테리아를 검출할 수 있는 장치를 제공하였다. 여기서 20분내로 한것은 배지의 물이 20분후면 대기로 증발하기 때문이다.
- <55> 도 8에서는 17시간을 배양한 박테리아 즉, 흡광도(optical density) 0.6~0.7에서의 박테리아를 사용하여 실험을 했다. 이를 뒷받침하기 위해 병원성 미생물의 최적 생장의 조건을 알기 위한 실험을 했으며, 이에 대한 결과를 도 9에 나타내었다.
- <56> 도 9는 병원성 미생물의 최적 생장의 조건을 알기 위해 실험에서의 병원성 미생물의 성장곡선이다.
- <57> 도 9의 병원성 미생물의 성장곡선을 살펴보면, 17시간 배양을 한 박테리아의 흡광도(optical density) 값이 약 0.6~0.7로서 가장 높은 값을 보였다. 이는 17시간 배양된 박테리아가 활동이 가장 왕성한 시기인 것을 말해준다.
- <58> 도 10은 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 미생물 임피던스 측정을 위한 전체 실험을 설명하기 위한 설명도이고, 도 11는 도 10의 미생물 임피던스 측정 센서의 전극의 형태를 설명하기 위한 설명도이다.
- <59> 미생물 임피던스 측정 센서는 네 가지 종류의 전극을 갖는다. 아가웰 측면 일부에 삽입되어 있는 형태와 측면 전체에 부착되어 있는 형태, 아가웰 하단에 일자로 부착되어 있는 형태와 서로 맞물린 형태로 부착된 형태가 있다.
- <60> 도 12은 미생물 임피던스 측정센서 중 전극이 측면에 위치하는 센서의 제작을 설명하기 위한 설명도 이며 도 4와 5은 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 전극이 측면에 위치하는 미생물 임피던스 측정센서의 일예이다.
- <61> 도 13와 도 14의 측정센서는 전극부, 아가웰로 이루어진다. 아가웰은 페트리 디쉬에 만들고자 하는 아가웰 크기의 플라스틱 블록을 놓고 PDMS를 부어 이루어졌다. 도 13의 전극은 골드 스틱을 아가웰의 측면에 삽입하여 형성되었으며 도 14의 전극은 티타늄(Titanium)층(120)과 골드층(Gold)(130)으로 구성되며, 특히 실리콘 웨이퍼(110)의 상단에 티타늄층(120)이 위치하고 그 위에 골드층(130)이 위치한다.
- <62> 도 15은 미생물 임피던스 측정센서 중 전극이 아가웰 하단에 위치하는 센서의 제작을 설명하기 위한 설명도이다. 특히 이 센서는 박막 아가 배지 제작을 고려한 것이다.
- <63> 전극이 아가웰 하단에 위치하는 미생물 임피던스 측정센서(10)는 전극부(100), 아가웰(105), 실리콘 웨이퍼(110)로 이루어진다.
- <64> 전극부는 형태에 따라 일자형과 톱니형으로 나뉘어진다. 전극부(100)는 2개의 전극으로 이루어지며 그 일측이 아가웰(105)의 하단부에 접촉되고, 다른 일측은 임피던스 분석기(470)에 연결되기 위한 접촉부를 구비한다. 전극부(100)의 전극은 티타늄(Titanium)층(120)과 골드층(Gold)(130)으로 구성되며, 특히 티타늄층(120)은 실리콘 웨이퍼(110)의 상단, 골드층(130) 하단에 위치되며, 실리콘 웨이퍼(120)와 골드층(130)간의 접합능력을 향상시켜 주기위해 증착된 접착층으로서의 역할을 한다.
- <65> 골드층(130)은 티타늄층(120)의 상단에 위치하며, 병원성 미생물의 유무와 증식에 따른 배지의 전기적 특성을 감지하기 위한 전극으로서 역할을 한다. 따라서 본 발명의 전극은 골드전극이며, 이는 경우에 따라 다른 금속 물질을 사용할 수 있다.
- <66> 아가 웰(105)은 병원성 미생물의 생장을 위한 Media(배지)의 분주를 위한 것으로, 폴리머(Polymer)의 일종인 PDMS을 이용하여 외벽을 갖도록 형성되어 있으며, 아가 웰(105)의 양측의 일부 혹은 전체는 전극부(100)와 접촉되어 있다. 아가 웰(Agar well)의 크기(가로 X 세로X 높이)는 1.5cm X 1.5cm X 1cm이다.
- <67> 도 15은 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 미생물 임피던스 측정센서의 아가 배지 하단부에 위치하는 전극의 제작과정에 대한 간략한 설명도이다. 도 15는 미생물 임피던스 측정 센서의 제작과정을 개략적으로 설명하기 위해 참고적으로 도시된 것으로, 도 15에 제시된 각 층의 형태, 크기를 제한하기 위한 것은 아니며, 이는 본 발명의 요지가 변경되지 않는 범위 안에서 다양한 변경이 가능하다.
- <68> 제1단계는 실리콘 웨이퍼를 깨끗이 하고 제 2, 3단계는 티타늄 및 골드 증착단계로서, 웨이퍼상에 티타늄 및

골드를 증착한다(S210). 즉, 실리콘 웨이퍼(110) 상에 티타늄층(120)을 형성하고 그 위에 골드(130)층을 형성한다.

- <69> 제4단계는 PR코팅단계로서, 상기 제1단계에서 티타늄 및 골드가 증착된 웨이퍼의 제일 상단, 즉 골드층(130)의 상단을 포토레지스트(Photo Resist)(이하PR이라 한다)로 코팅한다(S220). 따라서 골드층(130)의 상단에 PR코팅층(150)이 형성된다.
- <70> 제5단계는 금속 패터닝 단계로서, 상기 제4단계에서 PR코팅된 웨이퍼상에 패턴을 형성시킨다. 여기서 패턴은 전극부(100)를 형성하기 위한 패턴을 형성한다(S230).
- <71> 제6, 7단계는 에칭(etching)단계로서, 상기 제3단계에서 금속 패터닝된 웨이퍼를 에칭한다(S240). 이렇게 함으로써 전극부(100)가 형성된다.
- <72> 제8단계는 Su-8 코팅단계로서, 상기 제4단계에서 에칭된 웨이퍼를 Su-8로 코팅한다(S250).
- <73> 제9단계는 PR 패터닝 단계로서, 상기 제8단계에서 Su-8로 코팅된 웨이퍼 상에 패턴을 형성시킨다(S260). 여기서 패턴은 아가 웰(105)을 형성하기 위한 패턴을 형성한다.
- <74> 제10단계는 Su-8 현상단계로서, 상기 제9단계에서 PR 패터닝된 웨이퍼를 현상한다(S270). 이렇게 함으로써 아가 웰(105)이 형성된다.

- <75>
- <76> 위의 과정을 통해 본 발명의 미생물 임피던스 측정 센서는 웨이퍼상에 전극부(100)와 아가 웰(105)를 구비한다.
- <77> 도 11에서와 같이 전극부(100)의 두개의 전극은 임피던스 분석기(470)와 접촉되기 위한 접촉부(112)를 구비한다. 상기전극 양단의 전위는 일정하므로, 전극 양단의 전류(교류전류)를 검출함에 따라 전극양단에 위치되어 있는 아가 웰(105)에서의 임피던스(저항성분)가 측정된다. 즉, 전극양단에서 검출되는 신호는 교류성 저항신호라고 할 수 있다.
- <78> 아가 웰(105)은 병원성 미생물의 성장을 위한 배지(media)의 분주를 위해 중합체의 일종인 Su-8을 이용하여 외벽의 형태로 제작되었다.
- <79> 도 16은 본 발명의 미생물 임피던스 측정 센서 및 임피던스 분석기를 사용하여 박테리아의 실시간 검출을 한 일 예이다.
- <80> 박테리아의 증식에 따라 임피던스 분석기(470)를 사용하여 측정하였다. 도 8에서 각 라인은 박테리아가 자라기 전후의 임피던스 변화를 나타낸다. 임피던스의 증가는 박테리아의 농도가 증가하고 있는 것을 나타낸다. 본 발명에서는 이와 같은 결과를 가지는 실시간으로 공기 중(airborn) 박테리아를 검출할 수 있는 장치를 제공하였다.
- <81> 본 발명은 이상에서 설명되고 도면에 예시된 것에 의해 한정되는 것은 아니며, 당 업자라면 다음에 기재되는 청구범위 내에서 더 많은 변형 및 변용예가 가능한 것임은 물론이다.

### 도면의 간단한 설명

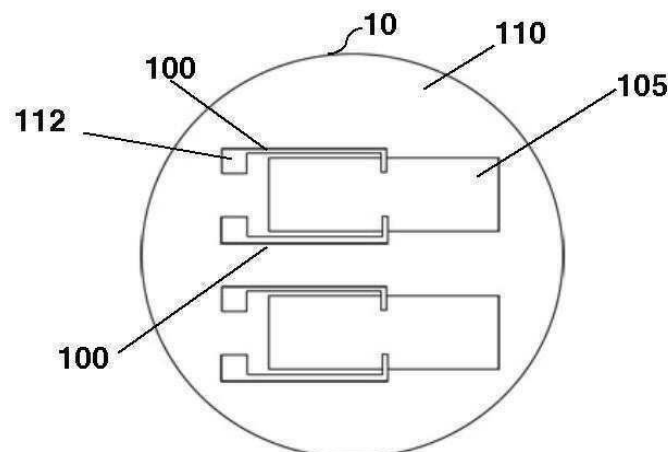
- <82> 도 1은 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 미생물 임피던스 측정 센서의 외관을 설명하기 위한 설명도이다.
- <83> 도 2는 도 1의 미생물 임피던스 측정 센서의 평면도이다.
- <84> 도 3는 도 1의 미생물 임피던스 측정 센서의 구조를 설명하기 위한 설명도이다.
- <85> 도 4은 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 미생물 임피던스 측정 센서의 제작과정에 대한 간략한 설명도이다.
- <86> 도 5는 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 미생물 임피던스 측정 센서의 일예이다.
- <87> 도 6은 도 5에서 전극과 배지 부분의 일부분을 확대한 확대도이다.
- <88> 도 7는 본 발명의 일 실시예에 따른 병원성 미생물의 유무 및 농도를 측정하는 측정장치의 설명도이다.
- <89> 도 8은 본 발명의 미생물 임피던스 측정 센서 및 임피던스 분석기를 사용하여 박테리아의 실시간 검출을 한 일

예이다.

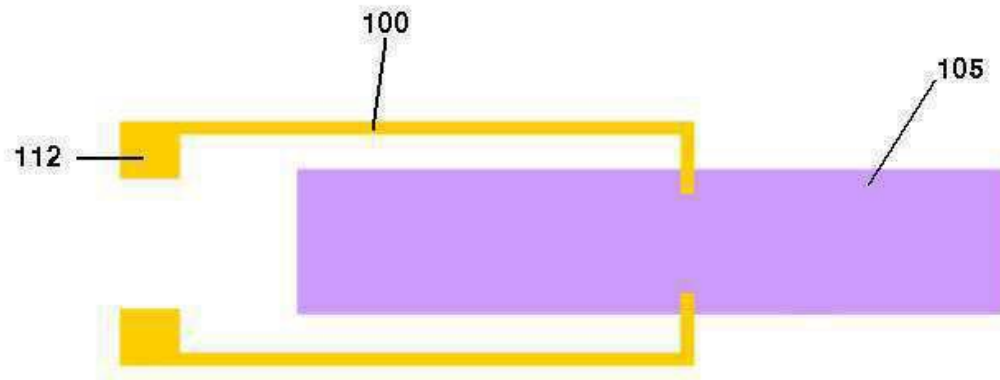
- <90> 도 9는 병원성 미생물의 최적 생장의 조건을 알기 위한 실험에서의 병원성 미생물의 생장곡선이다.
- <91> 도 10은 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 미생물 임피던스 측정을 위한 전체 실험을 설명하기 위한 설명도이다.
- <92> 도 11는 도 10의 미생물 임피던스 측정 센서의 전극의 형태를 설명하기 위한 설명도이다.
- <93> 도 12는 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 미생물 임피던스 측정센서 중 전극이 측면에 위치하는 센서의 제작과정에 대한 간략한 설명도이다.
- <94> 도 13는 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 미생물 임피던스 측정센서 중 전극이 측면에 위치하는 센서의 일예이다.
- <95> 도 14는 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 미생물 임피던스 측정센서 중 전극이 측면에 위치하는 센서의 일예이다.
- <96> 도 15는 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 미생물 임피던스 측정센서 중 전극이 바닥에 위치하는 센서 및 전극 제작과정에 대한 간략한 설명도이다.
- <97> 도 16는 본 발명의 미생물 임피던스 측정 센서 및 임피던스 분석기를 사용하여 박테리아를 검출한 일예이다.
- <98> <도면의 주요 부호에 대한 설명>
- <99> 10: 미생물 임피던스 측정센서                      100: 전극부
- <100> 105: 아가 웰    110: 실리콘 웨이퍼
- <101> 112: 접합부    120: 티타늄층
- <102> 130: 골드층    140: Su-8
- <103> 150: PR코팅층    160:금속패턴
- <104> 170: PR패턴    410: 청정공기 발생시스템
- <105> 420: MFC    430: 분무기
- <106> 440:피치 크랩프    450: 인큐베이터
- <107> 460: 센서    470: 임피던스 분석기

## 도면

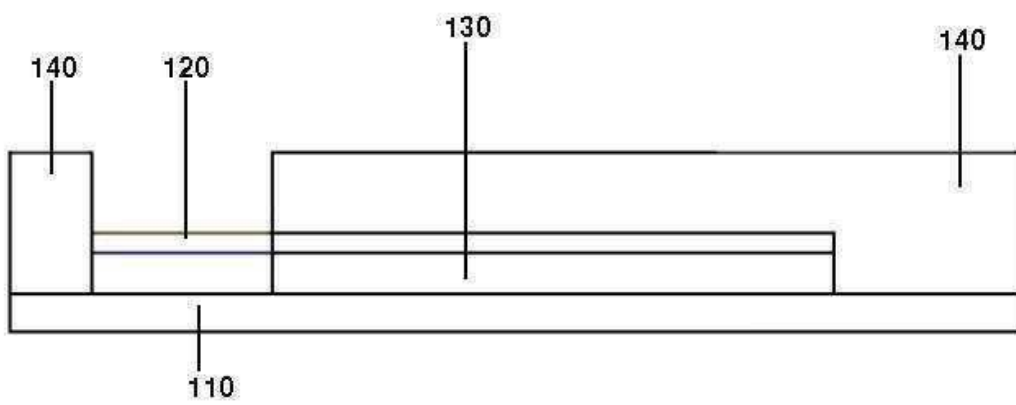
### 도면1



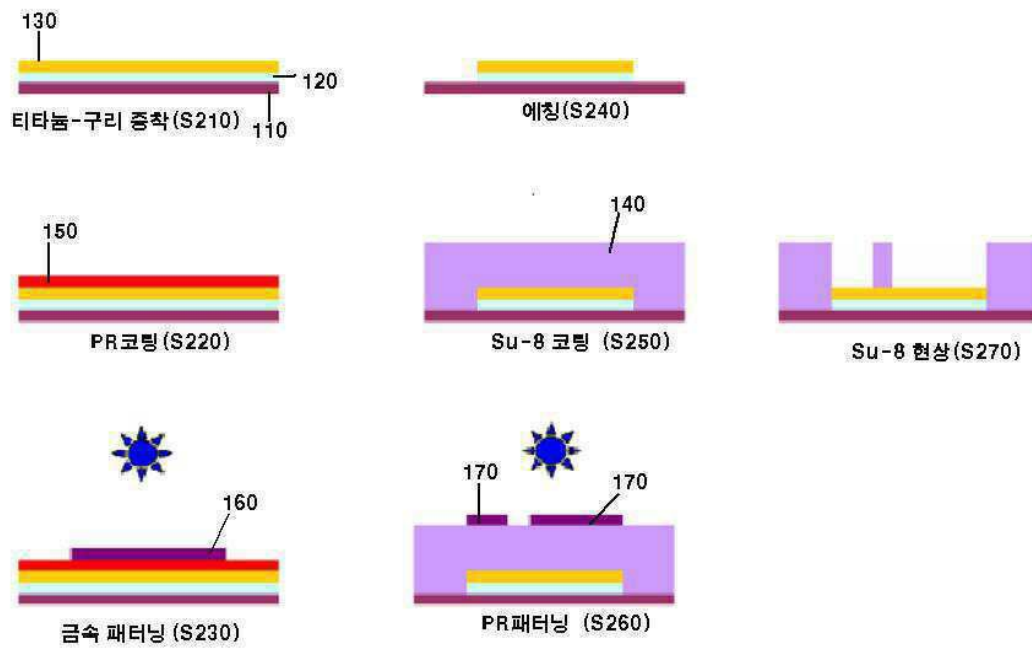
도면2



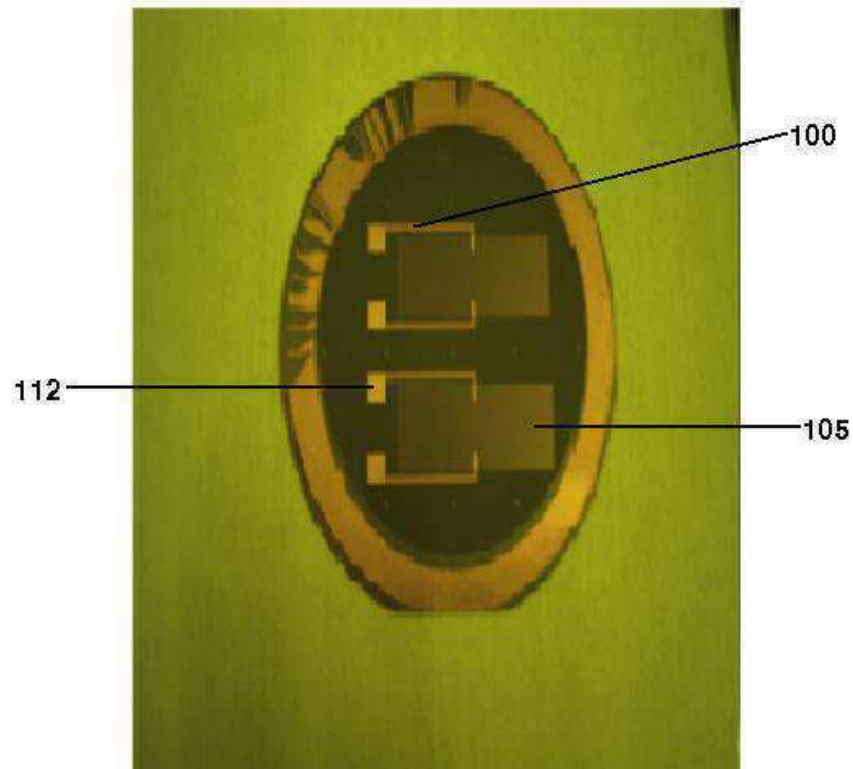
도면3



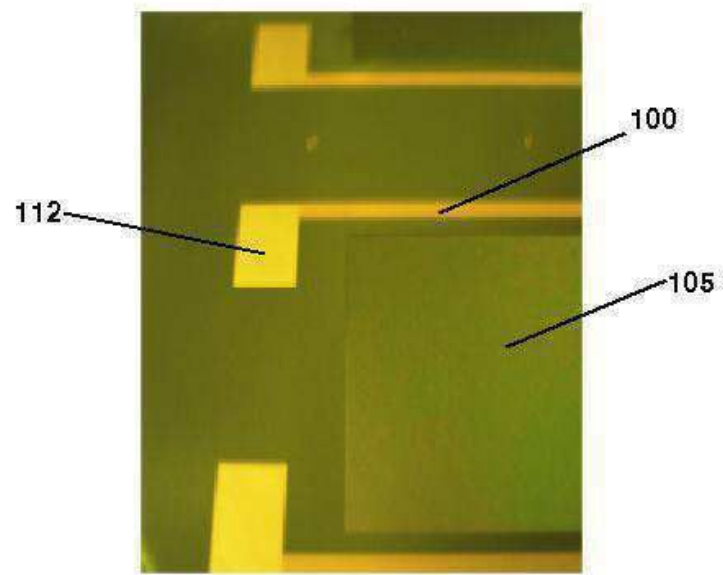
도면4



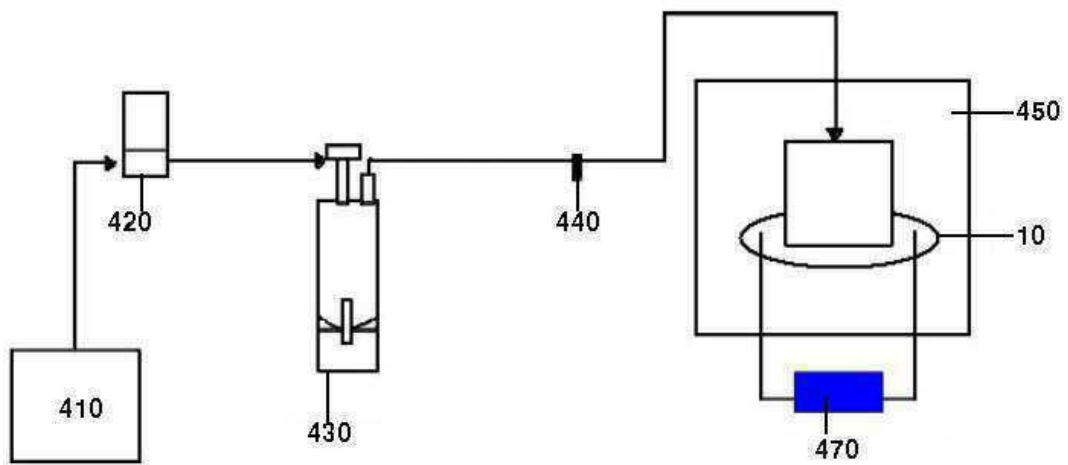
도면5



도면6

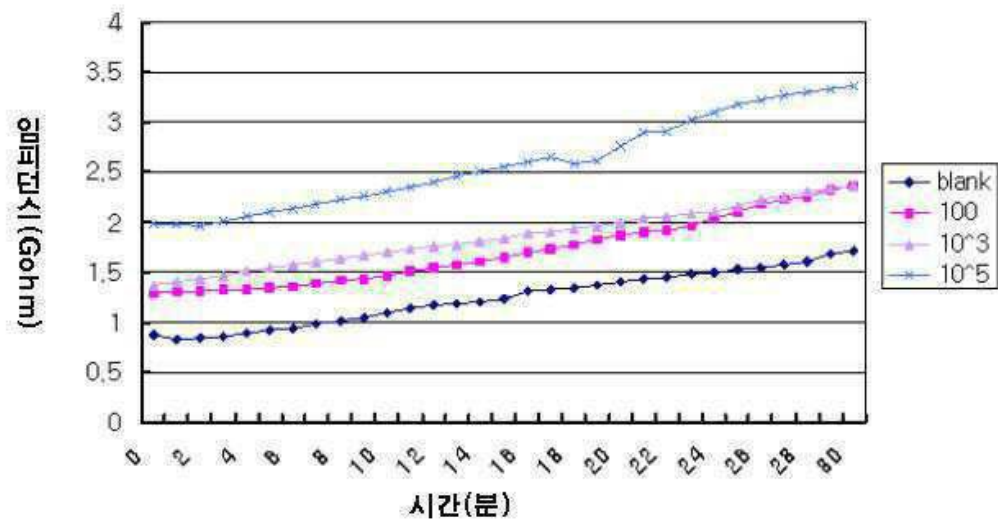


도면7

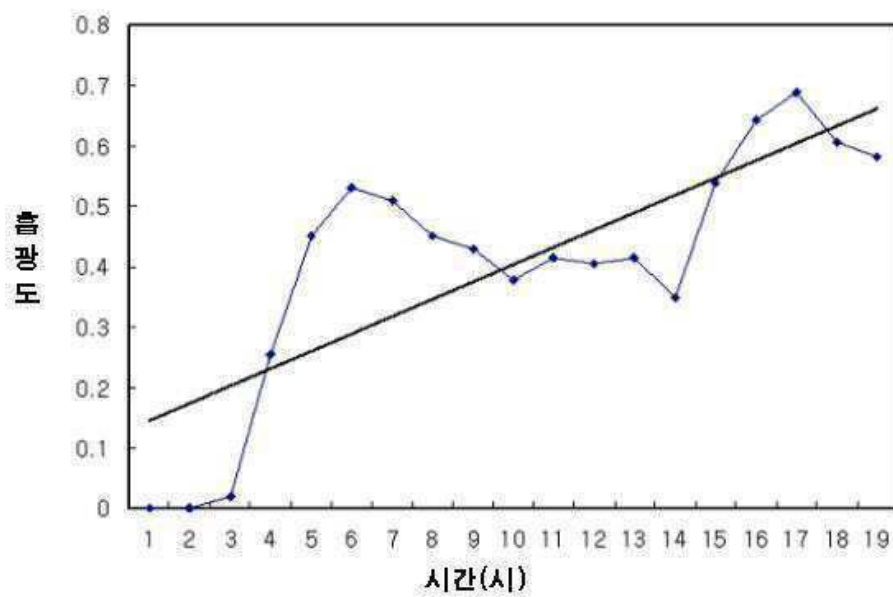




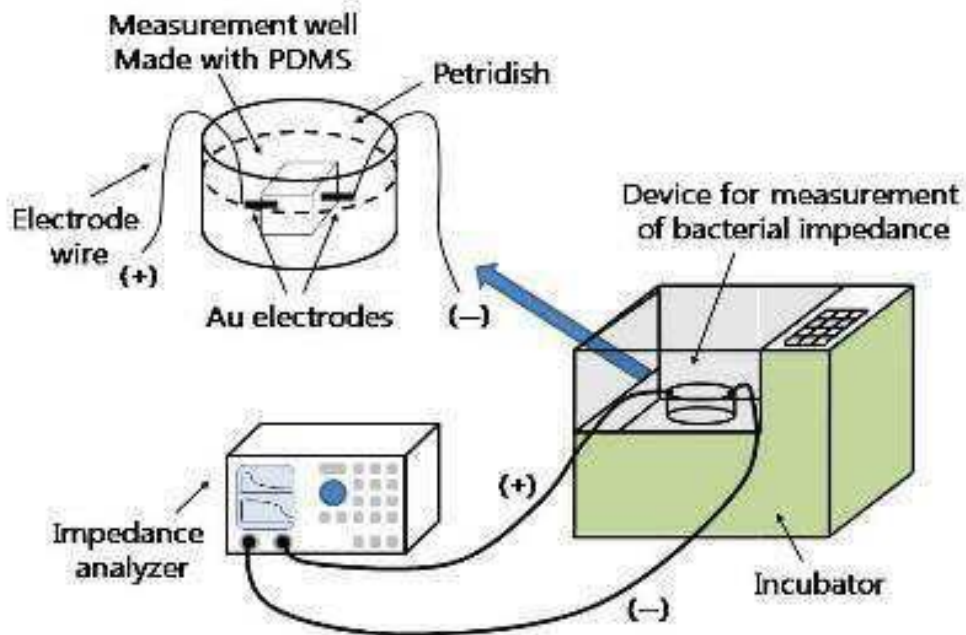
도면8



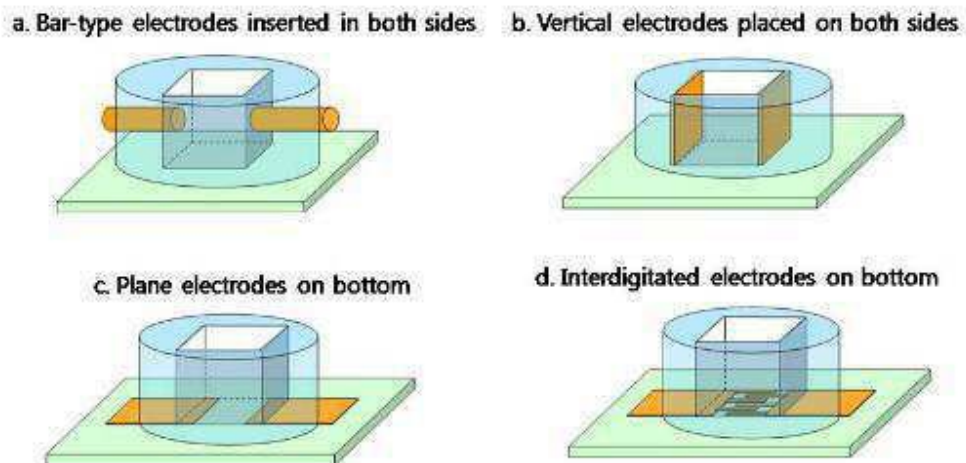
도면9



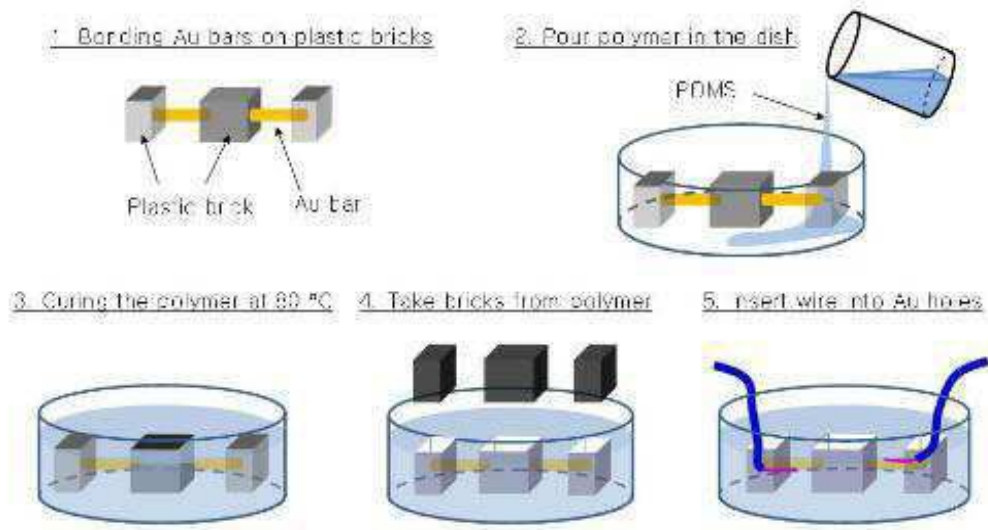
도면10



도면11



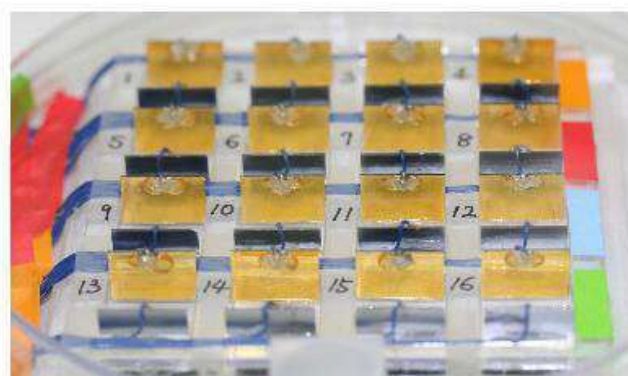
도면12



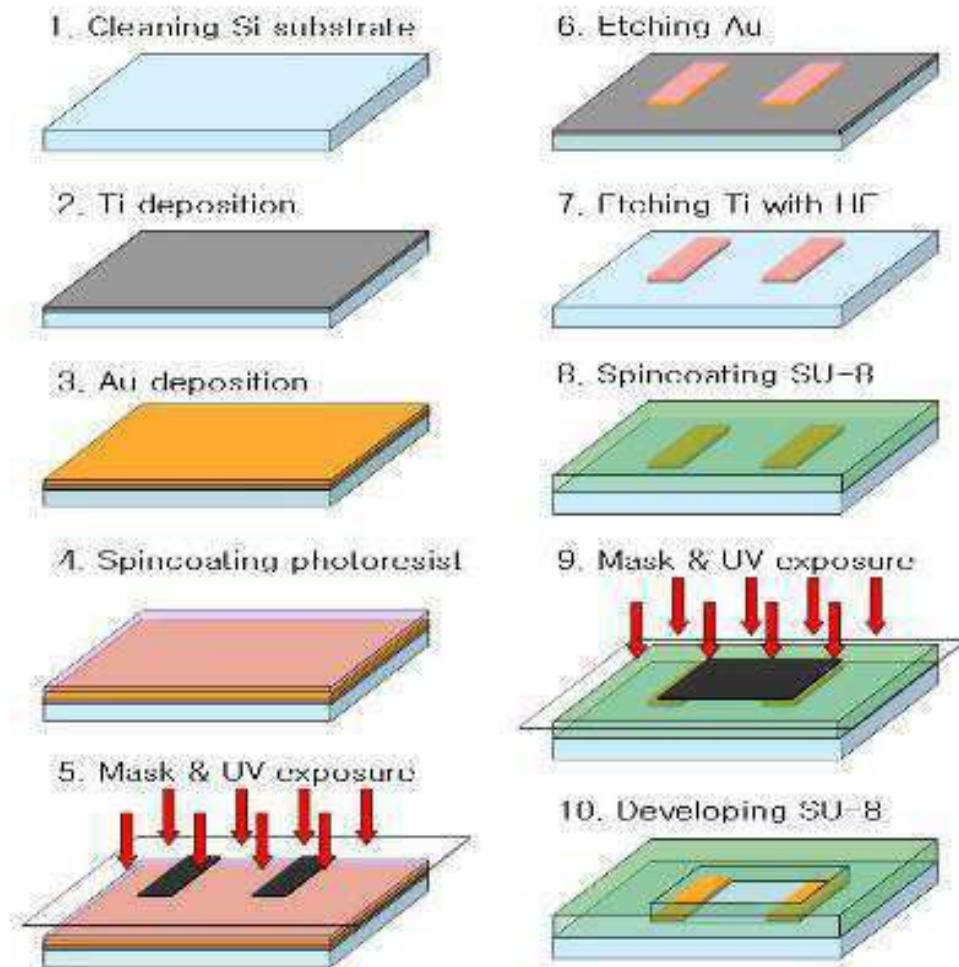
도면13



도면14



도면15



도면16

