



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0165894  
(43) 공개일자 2022년12월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
G01N 27/327 (2006.01) G01N 27/22 (2006.01)  
G01N 33/483 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
G01N 27/3275 (2013.01)  
G01N 27/227 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2021-0074487  
(22) 출원일자 2021년06월09일  
심사청구일자 2021년06월09일

(71) 출원인  
연세대학교 산학협력단  
서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)  
(72) 발명자  
전성찬  
서울특별시 종로구 진흥로 442-7, 401호(구기동, 동진스위트빌라)  
박세원  
서울특별시 양천구 목동동로 100, 1328동 1201호 (신정동, 목동신시가지아파트13단지)  
(뒷면에 계속)  
(74) 대리인  
특허법인(유한)아이시스

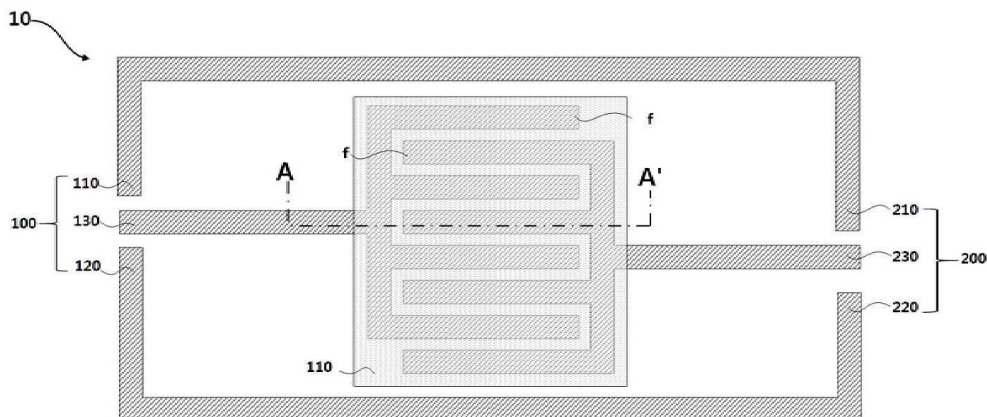
전체 청구항 수 : 총 5 항

(54) 발명의 명칭 바이오 센서

(57) 요약

본 실시예에 의한 박테리아(bacteria) 센서는: 기판과, 제1 포트와, 제2 포트를 포함하고, 제1 포트는 제1 접지 전극, 제2 접지 전극 및 커패시터의 일 전극을 형성하는 제1 신호 전극을 포함하고, 제2 포트는 제1 접지 전극 및 제2 접지 전극이 연장되어 형성된 전극들 및 커패시터의 타 전극을 형성하는 제2 신호 전극을 포함하며, 제1 신호 전극 및 제2 신호 전극은 서로 깎지끼워져(interdigitated) 커패시터를 형성한다.

대표도



(52) CPC특허분류

**G01N 33/483** (2013.01)

(72) 발명자

**하지상**

경기도 하남시 미사강변서로 45, 2207동 601호(풍산동, 미사강변동원로얄듀크)

**임채광**

경기도 안산시 상록구 전지미길 27, 202호(건건동)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1415173534  
과제번호 20013621  
부처명 산업통상자원부  
과제관리(전문)기관명 한국산업기술평가관리원  
연구사업명 산업기술거점센터육성시범사업(R&D)  
연구과제명 초임계 소재 산업기술거점센터  
기 여 율 1/4  
과제수행기관명 연세대학교 산학협력단  
연구기간 2021.03.01 ~ 2021.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711135294  
과제번호 2017M3A7B4041988  
부처명 과학기술정보통신부  
과제관리(전문)기관명 한국연구재단  
연구사업명 원천기술개발사업  
연구과제명 나노 융복합 소재를 이용한 어레이 기반 VOCs 센싱  
기 여 율 1/4  
과제수행기관명 연세대학교  
연구기간 2021.01.01 ~ 2021.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711109897  
과제번호 2019R1A2C2090443  
부처명 과학기술정보통신부  
과제관리(전문)기관명 한국연구재단  
연구사업명 중견연구자지원사업  
연구과제명 비등방성 열전 이온 확산을 통한 필름형 자가 열충전 슈퍼캐패시터  
기 여 율 1/4  
과제수행기관명 연세대학교  
연구기간 2021.03.01 ~ 2022.02.28

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1485018004  
과제번호 ARQ202101038001  
부처명 환경부  
과제관리(전문)기관명 한국환경산업기술원  
연구사업명 환경기술개발사업  
연구과제명 유해인자 DB구축 및 IoT기반 공기포집-농축-전처리-상시진단 연계기술개발  
기 여 율 1/4  
과제수행기관명 연세대학교 산학협력단  
연구기간 2021.04.01 ~ 2021.12.31

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

박테리아(bacteria) 센서로, 상기 센서는:

기판;

제1 포트와, 제2 포트를 포함하고,

상기 제1 포트는 제1 접지 전극, 제2 접지 전극 및 커패시터의 일 전극을 형성하는 제1 신호 전극을 포함하고,

상기 제2 포트는 상기 제1 접지 전극 및 상기 제2 접지 전극이 연장되어 형성된 전극들 및 상기 커패시터의 타 전극을 형성하는 제2 신호 전극을 포함하며,

상기 제1 신호 전극 및 상기 제2 신호 전극은 서로 깎지끼워져(interdigitated) 상기 커패시터를 형성하는 박테리아 센서.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 박테리아 센서는,

상기 커패시터 상에 위치하는 산화 그래핀 박막을 더 포함하는 박테리아 센서.

#### 청구항 3

제1항에 있어서,

상기 제1 신호 전극은 복수의 핑거(finger)들을 포함하고,

상기 제2 신호 전극은 복수의 핑거(finger)들을 포함하고,

상기 제1 신호 전극의 상기 복수의 핑거들은 상기 제2 신호 전극의 상기 복수의 핑거들과 깎지끼워져 상기 커패시터를 형성하는 박테리아 센서.

#### 청구항 4

제1항에 있어서,

상기 기판은

실리콘 기판과,

상기 실리콘 기판 상에 형성된 실리콘 산화막을 포함하고,

상기 제1 포트 및 제2 포트는 상기 실리콘 산화막에 형성된 박테리아 센서.

#### 청구항 5

제1항에 있어서,

상기 박테리아 센서는

상기 제1 포트와 상기 제2 포트에서의 S 파라미터(S-parameter)를 측정하여 상기 박테리아를 검출하는 센서.

## 발명의 설명

## 기술 분야

[0001] 본 기술은 바이오 센서와 관련된다.

## 배경 기술

[0002] 기존 박테리아 검출 기술은 항원-항체 반응을 이용하여 표지를 수행하여 검출 결과를 얻는데 비교적 장시간이 소모된다. 나아가, 기존의 박테리아 생존 분석 기술은 매개물질(Mediator)을 박테리아와 반응시켜 특정한 파장의 색상을 띄는 물질을 생성한 후 색상의 강도를 광학적으로 측정한다.

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

[0003] 종래 기술의 센서는 항원 항체 반응을 이용하여 장시간이 소모되며, 나아가, 광학적 분석을 위한 별도의 장치가 필요하다는 단점이 있었다.

[0004] 본 실시예는 상기한 종래 기술의 단점을 해소하기 위한 것으로, 분석 시간을 줄이고, 분석 장치를 소형화하는 것이 본 실시예로 해결하기 위한 과제 중 하나이다.

### 과제의 해결 수단

[0005] 본 실시예에 의한 박테리아(bacteria) 센서는: 기판과, 제1 포트와, 제2 포트를 포함하고, 제1 포트는 제1 접지 전극, 제2 접지 전극 및 커패시터의 일 전극을 형성하는 제1 신호 전극을 포함하고, 제2 포트는 제1 접지 전극 및 제2 접지 전극이 연장되어 형성된 전극들 및 커패시터의 타 전극을 형성하는 제2 신호 전극을 포함하며, 제1 신호 전극 및 제2 신호 전극은 서로 깎지끼워져(interdigitated) 커패시터를 형성한다.

[0006] 본 실시예의 어느 한 모습에 의하면 박테리아 센서는, 커패시터 상에 위치하는 산화 그래핀 박막을 더 포함한다.

[0007] 본 실시예의 어느 한 모습에 의하면 제1 신호 전극은 복수의 핑거(finger)들을 포함하고, 제2 신호 전극은 복수의 핑거(finger)들을 포함하고, 제1 신호 전극의 복수의 핑거들은 제2 신호 전극의 복수의 핑거들과 깎지끼워져 커패시터를 형성한다.

[0008] 본 실시예의 어느 한 모습에 의하면 기판은 실리콘 기판과, 실리콘 기판 상에 형성된 실리콘 산화막을 포함하고, 제1 포트 및 제2 포트는 실리콘 산화막에 형성된다.

[0009] 본 실시예의 어느 한 모습에 의하면 박테리아 센서는 제1 포트와 제2 포트에서의 S 파라미터(S-parameter)를 측정하여 박테리아를 검출한다.

### 발명의 효과

[0010] 박테리아 생존력 분석의 경우 생존한 박테리아와 죽은 박테리아의 수를 측정하여 항균 물질이나 항생제의 박테리아 치사 효과를 측정할 때 쓰이는데, 본 발명의 RF 센서를 활용한 박테리아 생존력 분석 장치 및 방법에 의하면 저렴하고 빠른 측정이 가능하고, 제약회사 및 박테리아를 연구하는 시설 등에서의 실용적 응용에 많은 도움을 줄 수 있다.

### 도면의 간단한 설명

[0011] 도 1은 본 실시예에 의한 센서(10)의 개요를 도시한 평면도이다.

도 2는 도 1에서 A-A' 사이의 단면을 도시한 단면도이다.

도 3(a)는 타겟으로 제공된 박테리아가 생존한 상태를 촬영한 현미경 사진이고, 도 3(b)는 타겟으로 제공된 박테리아가 사멸한 상태를 촬영한 현미경 사진이다.

도 4는 제1 포트(100)과 제2 포트(200) 사이에서 측정된 반사 계수(S11)를 도시한 도면이다.

도 5는 제1 포트(100)과 제2 포트(200) 사이에서 측정된 투과 계수(S21)를 도시한 도면이다.

도 6은 박테리아 후처리 형태에 따른 반사 계수(S11)를 비교한 도면이다.

도 7은 박테리아를 여러 종류의 열처리를 수행한 후, 제1 포트(100)와 제2 포트(200) 사이에서 측정된 저항을

도시한 도면이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0012] 이하에서는 첨부된 도면들을 참조하여 본 실시예를 설명한다.
- [0013] 도 1은 본 실시예에 의한 센서(10)의 개요를 도시한 평면도이다. 도 1을 참조하면, 본 실시예에 의한 박테리아(bacteria) 센서(10)는 : 기판(sub)과, 제1 포트(100)와, 제2 포트(200)를 포함하고, 제1 포트(100)는 제1 접지 전극(110), 제2 접지 전극(120) 및 커패시터의 일 전극을 형성하는 제1 신호 전극(130)을 포함하고, 제2 포트(200)는 제1 접지 전극(110) 및 제2 접지 전극(120)이 연장되어 형성된 전극(210, 220)들 및 커패시터의 타 전극을 형성하는 제2 신호 전극(230)을 포함하며, 제1 신호 전극(130) 및 제2 신호 전극(230)은 서로 깎지끼워져(interdigitated) 커패시터를 형성한다.
- [0014] 도 2는 도 1에서 A-A' 사이의 단면을 도시한 단면도이다. 도 1 및 도 2를 참조하면, 기판(sub)은 실리콘 기판일 수 있으며, 기판의 상부에는 실리콘 산화막(410)이 형성될 수 있다. 제1 포트(100) 및 제2 포트(200)는 실리콘 산화막(410)의 상부에 형성될 수 있다.
- [0015] 도 1 및 도 2를 참조하면, 제1 접지 전극(110), 제2 접지 전극(120), 제1 신호 전극(130)과 제2 신호 전극(230)은 모두 양호한 전도성을 가지는 물질로 형성될 수 있으며 일례로, 구리 박막, 금 박막으로 형성될 수 있다.
- [0016] 도 1 및 도 2에서는 제1 접지 전극(110) 및 제2 접지 전극(120)의 일부만이 도시되었으며, 제1 접지 전극(110) 및 제2 접지 전극(120)은 기판 상에서 접지 평면(ground plane)을 형성하도록 확장되어 보다 정확한 측정을 가능하게 한다.
- [0017] 제1 신호 전극(130)과 제2 신호 전극(230)은 복수의 핑거(finger, f)들을 포함할 수 있다. 각각의 핑거(f)들은 깎지끼워진 형태를 가진다. 이들로부터 제1 신호 전극(130)과 제2 신호 전극(230)은 커패시터로 기능한다.
- [0018] 제1 신호 전극(130)과 제2 신호 전극(230)의 상부에는 산화 그래핀(graphene oxide) 막이 형성된다. 산화 그래핀 막(300)은 화학적 기상 증착(CVD, chemical vapor deposition)을 수행하여 수행될 수 있다. 다만, CVD 이외의 다른 방법으로 그래핀을 성장시킬 수 있다.
- [0019] 상기한 구성을 가진 박테리아 센서(10)의 동작을 살펴본다. 도 3(a)는 타겟으로 제공된 박테리아가 생존한 상태를 촬영한 현미경 사진이고, 도 3(b)는 타겟으로 제공된 박테리아가 사멸한 상태를 촬영한 현미경 사진이다. 도 1 내지 도 3을 참조하면, 타겟(T)을 포함한 액적(droplet, D)을 산화 그래핀 박막에 제공한다. 센서(10)의 제1 포트(100)는 GSG 프로브와 연결되어 구동 신호와 접지 신호가 제공된다. 구동 신호와 접지 신호는 산화 그래핀 박막(300) 상에 제공되고 타겟의 상태에 따라 제공된 신호가 변화한다.
- [0020] 도 3(a)와 도 3(b)를 참조하면, 생존한 박테리아에는 관찰되지 않으나, 사멸한 박테리아에는 도 3(b)에서 적색 원으로 도시된 것과 같이 사멸 잔해(cell debris)들이 형성된다. 이와 같이 박테리아가 사멸함에 따라 형성된 사멸 잔해들이 제1 포트(100)로 제공된 구동 신호를 변화시키는 이유 중 하나로 여겨진다. 이러한 구동 신호의 변화를 제2 포트(200)로 검출할 수 있다.
- [0021] 도 4는 제1 포트(100)과 제2 포트(200) 사이에서 측정한 반사 계수(S11)를 도시한 도면이다. 도 4를 참조하면, 배양 배지(culture medium) 만을 제공한 경우, 살아있는 박테리아를 타겟(T)으로 제공한 경우에 비하여 사멸한 박테리아를 제공한 경우에 반사 계수가 대략 1dB 이상 상승한 것을 확인할 수 있다. 이처럼 박테리아의 상태에 따라 공진이 일어나는 주파수도 변화하고, 공진에 의하여 발생하는 반사 계수에도 차이가 발생하므로 이를 이용하여 박테리아의 생존 유무를 구분하는 것이 가능하다.
- [0022] 도 5는 제1 포트(100)과 제2 포트(200) 사이에서 측정한 투과 계수(S21)를 도시한 도면이다. 도 5를 참조하면, 박테리아가 생존할 때 측정한 투과 계수가 박테리아가 사멸한 상태에서 측정한 투과 계수에 비하여 높은 것을 알 수 있다. 또한, 박테리아가 죽었을 때보다 생존해 있을 때 더 높은 투과계수를 보이며, LB 배지는 일부분을 제외하고 죽은 박테리아보다 낮은 투과계수를 보이는 것을 볼 수 있다. 따라서, 제1 포트(100)와 제2 포트(200) 사이의 S 파라미터 중 하나인 투과 계수(S21)을 측정하여 타겟인 박테리아의 상태를 알 수 있다.
- [0023] 도 6은 박테리아 후처리 형태에 따른 반사 계수(S11)를 비교한 도면이다. 도 6을 참조하면, 박테리아 후처리 형태에 따라 반사계수가 변하는 것을 볼 수 있다. 아무런 처리를 수행하지 않은 생존한 박테리아에 비하여 60도로 열처리한 박테리아의 경우에는 더 높은 반사 계수를 형성하는 것을 알 수 있으며, 열처리하는 온도가 상승할수

록 공진 지점과 그 인근에서의 반사계수가 증가하는 것을 알 수 있다. 이것은 열처리하는 온도가 상승할수록 사멸하는 박테리아의 수가 증가하는 것으로 파악될 수 있으며, 이러한 결과는 도 4로 도시된 결과와도 부합한다.

[0024] 또한, 이소프로판올(Isopropanol)로 0.1ml로 박테리아를 후처리한 경우에는 80도로 후처리한 경우에 비하여 높은 반사 계수를 나타내는 것을 확인할 수 있고, 이소프로판올(Isopropanol)로 0.5ml로 박테리아를 후처리한 경우에는 공진점 부근에서 가장 높은 반사 계수를 나타내는 것을 확인할 수 있다.

[0025] 도 7은 박테리아를 여러 종류의 열처리를 수행한 후, 제1 포트(100)와 제2 포트(200) 사이에서 측정된 저항을 도시한 도면이다. 도 7을 참조하면, 박테리아 후처리에 따라 제1 포트(100)와 제2 포트(200) 사이에서 형성되는 저항이 달라지는 것을 볼 수 있다. 또한, Isopropanol 그래프를 보면 도포한 양이 많을수록 그래프가 상단에 위치하는 것을 볼 수 있으며, 박테리아가 생존한 경우보다 LB배지가 더 저항이 높은 것을 알 수 있다.

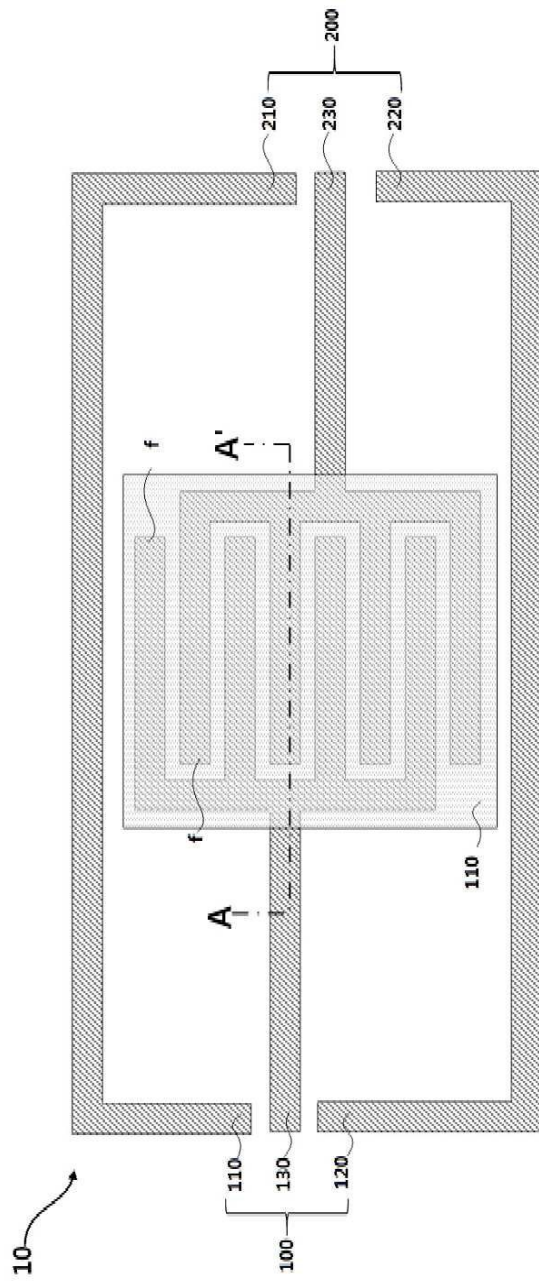
[0027] 본 발명에 대한 이해를 돕기 위하여 도면에 도시된 실시 예를 참고로 설명되었으나, 이는 실시를 위한 실시예로, 예시적인 것에 불과하며, 당해 분야에서 통상적 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시 예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호범위는 첨부된 특허청구범위에 의해 정해져야 할 것이다.

### 부호의 설명

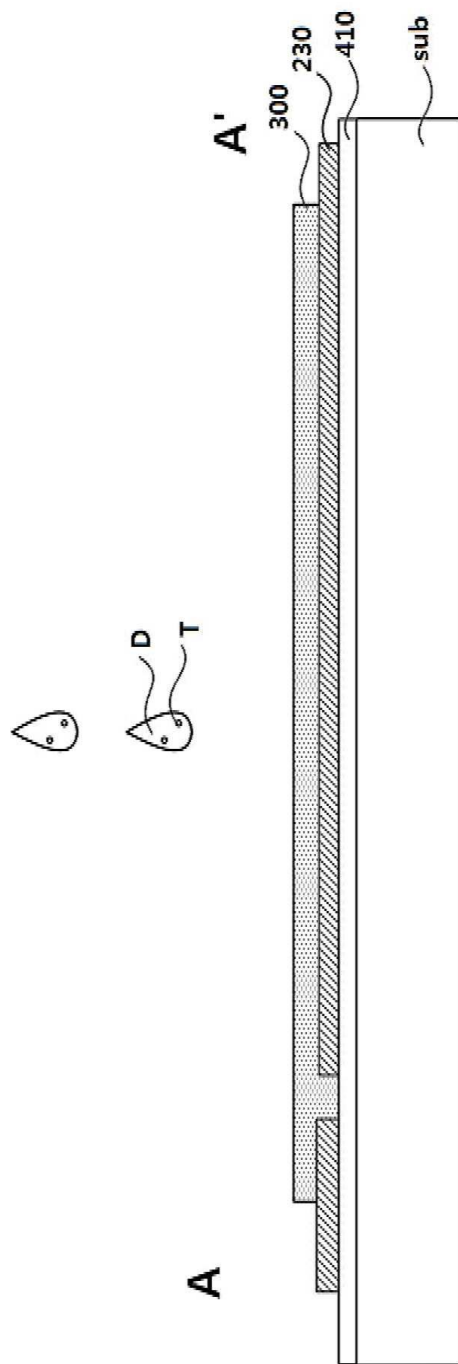
[0028] 10: 센서  
100: 제1 포트 110: 제1 접지 전극  
120: 제2 접지 전극 130: 제1 신호 전극  
200: 제2 포트 230: 제2 신호 전극  
300: 산화 그래핀 박막 410: 실리콘 산화막

도면

도면1

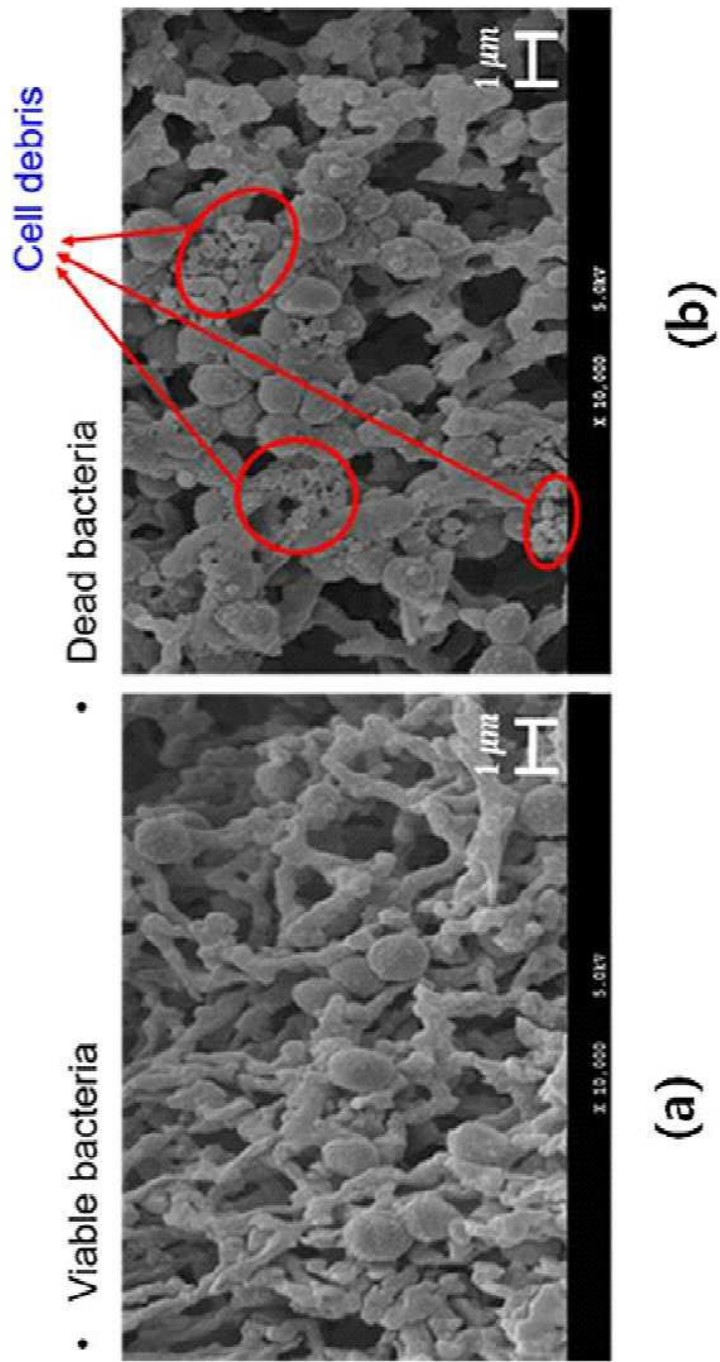


도면2

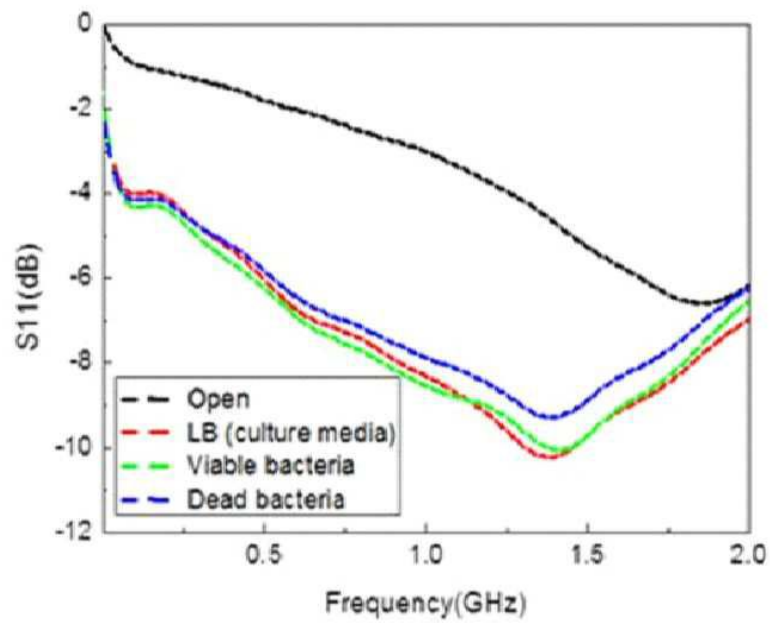




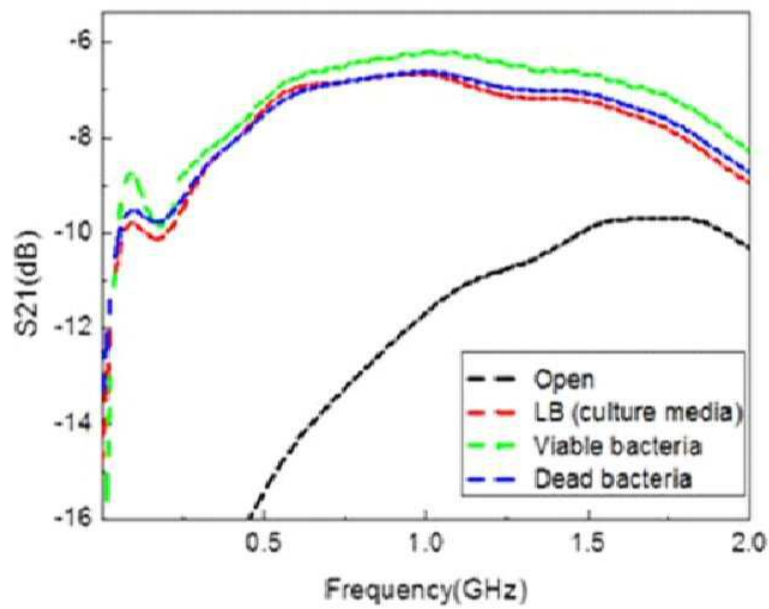
도면3



도면4



도면5



도면6

