

**(19) 대한민국특허청(KR)**
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0047150

(43) 공개일자 2022년04월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

H01B 13/00 (2006.01) G01N 27/30 (2006.01)

G01N 33/483 (2006.01) H01B 1/02 (2006.01)

H01B 5/14 (2006.01)

(52) CPC특허분류

H01B 13/0026 (2013.01)

G01N 27/30 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2021-0086965

(22) 출원일자 2021년07월02일

심사청구일자 2021년07월02일

(30) 우선권주장

1020200129904 2020년10월08일 대한민국(KR)

(71) 출원인

연세대학교 산학협력단

서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)

(72) 발명자

박장웅

서울특별시 양천구 목동서로 155, 108동 701호 (목동, 목동파라곤)

조요한

서울특별시 성동구 독서당로 62길 43, 응봉대림1차아파트 2동 902호

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

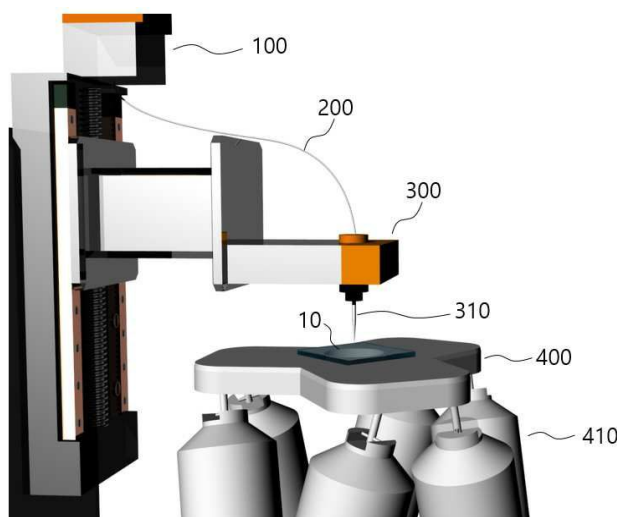
김인철

전체 청구항 수 : 총 19 항

(54) 발명의 명칭 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템 및 제조방법

(57) 요약

본 발명은 기 설정된 압력을 액체금속 분사부(300)에 인가 또는 해제하는 가압부(100); 상기 가압부(100)의 압력을 액체금속 분사부(300)로 공급하는 공급부(200); 상기 공급부(200)를 통해 가압부(100)의 압력이 가해지면, 수용된 액체금속을 미세 노즐(310)을 통해 외부로 토출하는 액체금속 분사부(300); 및 복수개의 다축조절부(410)에 의해 횡방향 및 종방향으로 이동가능한 작업대(400)를 포함하며, 상기 작업대(400)에 기관(10)이 배치하고, 기관(10) 상에 분사된 액체금속으로 미세 전극 생성지점(21)을 포함하는 2차원 구조의 액체금속 패턴(20)이 형성된 후, 상기 미세 전극 생성지점(21) 상에 3차원 구조의 액체금속 미세 전극(30)이 형성되는 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템이다.

대표도 - 도1

(52) CPC특허분류

G01N 33/4836 (2013.01)

H01B 1/02 (2013.01)

H01B 5/14 (2020.05)

(72) 발명자

김수민

서울특별시 영등포구 버드나루로19길 8, 소미골드
라인3차오피스텔 1004호

박영근

서울특별시 서대문구 연희로10가길 51, 501호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711105591
과제번호	2018M3A9F1021649
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	바이오.의료기술개발(R&D)
연구과제명	질병 진단용 모바일 스마트 콘택트렌즈 기술 개발
기 여 율	50/100
과제수행기관명	연세대학교
연구기간	2020.01.01 ~ 2020.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711109277
과제번호	2019R1A2B5B03069358
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	개인기초연구(과기정통부)(R&D)
연구과제명	콘택트렌즈 기반, 신축성 전자망막 개발
기 여 율	50/100
과제수행기관명	연세대학교
연구기간	2020.03.01 ~ 2021.02.28

명세서

청구범위

청구항 1

기 설정된 압력을 액체금속 분사부에 인가 또는 해제하는 가압부;

상기 가압부의 압력을 액체금속 분사부로 공급하는 공급부;

상기 공급부를 통해 가압부의 압력이 가해지면, 수용된 액체금속을 미세 노즐을 통해 외부로 토출하는 액체금속 분사부; 및

복수개의 다축조절부에 의해 횡방향 및 종방향으로 이동가능한 작업대를 포함하며,

상기 작업대에 기관이 배치하고, 기관 상에 분사된 액체금속으로 미세 전극 생성지점을 포함하는 2차원 구조의 액체금속 패턴이 형성된 후, 상기 미세 전극 생성지점 상에 3차원 구조의 액체금속 미세 전극이 형성되는 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 가압부의 기 설정된 압력은 0~120 psi (0 불포함)인 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템.

청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 가압부의 기 설정된 압력은 0인 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템.

청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 액체금속 분사부의 미세 노즐의 내경은 1~200 μm 인 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템.

청구항 5

청구항 1에 있어서,

상기 액체금속 분사부의 미세 노즐의 내경이 증가할수록, 가압부의 인가 압력은 감소되는 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템.

청구항 6

청구항 1에 있어서,

상기 액체금속 분사부의 미세 노즐을 통해 분사되는 액체금속의 유량은 0.5 $\mu\text{l}/\text{min}$ 이상인 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템.

청구항 7

청구항 1에 있어서,

상기 미세 전극 생성지점은 미세 노즐의 내경의 1~3배의 직경으로 형성되는 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템.

청구항 8

청구항 1에 있어서,

2차원 구조의 액체금속 패턴이 형성되도록 종방향으로 이동되는 작업대의 이동속도는 $100 \mu\text{m}/\text{sec}$ 이하인 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템.

청구항 9

청구항 1에 있어서,

3차원 구조의 액체금속 미세 전극이 형성되도록 종방향으로 이동되는 작업대의 이동속도는 $10 \mu\text{m}/\text{sec}$ 이상인 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템.

청구항 10

가압부를 통해 기 설정된 압력을 액체금속 분사부에 인가 또는 해제하면서, 액체금속 분사부의 미세 노즐을 통해 액체금속이 분사되며, 횡방향 및 종방향으로 이동가능한 작업대에 배치된 기관 상에 미세 전극 생성지점을 포함하는 2차원 구조의 액체금속 패턴이 형성되는 S1 단계;

상기 미세 전극 생성지점 상에 미세 노즐이 위치되고, 액체금속 분사부는 기 설정된 압력으로 액체금속을 분사하며, 작업대가 미세 노즐과 멀어지도록 종방향으로 이동되면서 3차원 구조의 액체금속 미세 전극이 형성되는 S2 단계; 및

가압부의 가압이 해제되어, 액체금속 분사부의 액체금속 분사가 중단되면, 작업대는 미세 노즐과 멀어지도록 종방향으로 이동되면서, S2 단계에서 형성된 미세 전극(30)과 상기 미세 노즐이 분리되는 S3 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조방법.

청구항 11

청구항 10에 있어서,

S1 단계 및 S2 단계에서 가압부의 기 설정된 인가 압력은 $0 \sim 120 \text{ psi}$ (0 불포함)인 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조방법.

청구항 12

청구항 10에 있어서,

S1 단계 및 S2 단계에서 가압부의 기 설정된 압력은 0인 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조방법.

청구항 13

청구항 10에 있어서,

상기 액체금속 분사부의 미세 노즐의 내경은 $1 \sim 200 \mu\text{m}$ 인 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조방법.

청구항 14

청구항 10에 있어서,

S1 단계 및 S2 단계에서, 액체금속 분사부의 미세 노즐의 내경이 증가할수록, 가압부의 인가 압력은 감소되는 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조방법.

청구항 15

청구항 14에 있어서,

상기 미세 노즐의 내경과 상기 인가 압력은 다음의 관계식을 가지는 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조방법.

[관계식]

$$P = \frac{k}{r} - l$$

(여기서, P는 인가 압력, k/r은 액체 금속의 표면에너지, r은 노즐의 내경, k는 액체 금속의 표면에너지에 대한 상수, l은 액체 금속에 가해지는 중력 때문에 나타나는 무게에 의해 가해지는 압력이다.)

청구항 16

청구항 10에 있어서,

S1 단계 및 S2 단계에서, 미세 노즐을 통해 분사되는 액체금속의 유량은 $0.5 \mu\text{l}/\text{min}$ 이상인 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조방법.

청구항 17

청구항 10에 있어서,

S1 단계에서, 상기 미세 전극 생성지점은 미세 노즐의 내경의 1~3배의 직경으로 형성되는 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조방법.

청구항 18

청구항 10에 있어서,

S2 단계에서 종방향으로 이동되는 작업대의 이동속도는 $100 \mu\text{m}/\text{sec}$ 이하인 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조방법.

청구항 19

청구항 10에 있어서,

S3 단계에서 종방향으로 이동되는 작업대의 이동속도는 $10 \mu\text{m}/\text{sec}$ 이상인 것을 특징으로 하는 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템 및 제조방법에 관한 것이다. 구체적으로 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템 및 제조방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 생체조직의 신호측정을 위한 3D 전극을 형성하기 위한 기존의 공정 방법들은 대부분 포토리소그래피(photolithography) 기반의 공정으로 이루어진다. 포토리소그래피 기반의 공정은 여러 단계로 이루어져 있고 공정에 필요한 재료와 장비에 드는 비용과 시간이 많이 드는 단점이 있다.

[0003] 한편, 기존의 생체신호 측정용 전극에 사용되는 일반적인 금속들인 금(Au), 백금(Pt), 은(Ag), 구리(Cu) 등은 생체조직의 영률(Young's modulus)인 $0.1 \sim 100 \text{ KPa}$ 에 비해 더 높은 영률을 나타내는 재료이다. 이는 전극에 인접한 생체조직과의 영률 차이에 의한 테미지를 생체조직에 가하는 주요 원인이 될 수 있다.

[0004] 또한, 세포 하나의 생체신호를 구별할 수 있도록 정밀하게 분석하기 위해서는 세포에 인접하는 전극을 단일 세포의 크기 수준(약 직경 $15 \sim 30 \mu\text{m}$)으로 작게 형성되는 것이 바람직하다.

[0005] 이에, 본 발명자는 액체금속을 이용하여 생체 전극을 형성시키는 기술을 제안한다.

[0006] 본 발명자는 종래 한국특허등록 제10-1937369호를 통해, 액체 금속을 이용한 전극 패턴에 관한 기술을 개발한

바 있다. 하지만 상기 종래기술은 토출된 액체금속이 길이방향으로 분출된 후 수평방향으로 눕혀지는 배선에 관한 기술 구성이며, 미세 전극으로 형성되는 기술 구성은 개시되어 있지 않다.

선행기술문헌

특허문헌

[0007] (특허문헌 0001) (문헌 1) 한국등록특허공보 제10-1937369호 (2019.01.04)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명에 따른 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템 및 제조방법은 다음과 같은 해결과제를 가진다.

[0009] 첫째, 액체금속을 이용하여 탐침 형태의 3차원 구조의 미세전극을 제조하고자 한다.

[0010] 둘째, 단일 세포와 비슷한 크기의 3차원 미세 전극을 제조하고자 한다.

[0011] 셋째, 미세 노즐의 직경과 분사압력의 상관관계를 제시하고자 한다.

[0012] 본 발명의 해결과제는 이상에서 언급한 것들에 한정되지 않으며, 언급되지 아니한 다른 해결과제들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0013] 본 발명은 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템으로서, 기 설정된 압력을 액체금속 분사부에 인가 또는 해제하는 가압부; 상기 가압부의 압력을 액체금속 분사부로 공급하는 공급부; 상기 공급부를 통해 가압부의 압력이 가해지면, 수용된 액체금속을 미세 노즐을 통해 외부로 토출하는 액체금속 분사부; 및 복수개의 다축조절부에 의해 횡방향 및 종방향으로 이동가능한 작업대를 포함하며, 상기 작업대에 기관이 배치하고, 기관 상에 분사된 액체금속으로 미세 전극 생성지점을 포함하는 2차원 구조의 액체금속 패턴이 형성된 후, 상기 미세 전극 생성지점 상에 3차원 구조의 액체금속 미세 전극이 형성될 수 있다.

[0014] 본 발명에 있어서, 상기 가압부의 기 설정된 압력은 0~120 psi (0 불포함)인 것이 가능하다.

[0015] 본 발명에 있어서, 상기 가압부의 기 설정된 압력은 0인 것이 가능하다.

[0016] 본 발명에 있어서, 상기 액체금속 분사부의 미세 노즐의 내경은 1~200 μm 인 것이 가능하다.

[0017] 본 발명에 있어서, 상기 액체금속 분사부의 미세 노즐의 내경이 증가할수록, 가압부의 인가 압력은 감소될 수 있다.

[0018] 본 발명에 있어서, 상기 액체금속 분사부의 미세 노즐을 통해 분사되는 액체금속의 유량은 0.5 $\mu\text{l}/\text{min}$ 이상인 것이 가능하다.

[0019] 본 발명에 있어서, 상기 미세 전극 생성지점은 미세 노즐의 내경의 1~3배의 직경으로 형성될 수 있다.

[0020] 본 발명에 있어서, 2차원 구조의 액체금속 패턴이 형성되도록 종방향으로 이동되는 작업대의 이동속도는 100 $\mu\text{m}/\text{sec}$ 이하인 것이 가능하다.

[0021] 본 발명에 있어서, 3차원 구조의 액체금속 미세 전극이 형성되도록 종방향으로 이동되는 작업대의 이동속도는 10 $\mu\text{m}/\text{sec}$ 이상인 것이 가능하다.

[0023] 본 발명은 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조방법으로서, 가압부를 통해 기 설정된 압력을 액체금속 분사부에 인가 또는 해제하면서, 액체금속 분사부의 미세 노즐을 통해 액체금속이 분사되며, 횡방향 및 종방향으로 이동가능한 작업대에 배치된 기관 상에 미세 전극 생성지점을 포함하는 2차원 구조의 액체금속 패턴이 형성되는 S1 단계; 상기 미세 전극 생성지점 상에 미세 노즐이 위치되고, 액체금속 분사부는

기 설정된 압력으로 액체금속을 분사하며, 작업대가 미세 노즐과 멀어지도록 종방향으로 이동되면서 3차원 구조의 액체금속 미세 전극이 형성되는 S2 단계; 및 가압부의 가압이 해제되어, 액체금속 분사부의 액체금속 분사가 중단되면, 작업대는 미세 노즐과 멀어지도록 종방향으로 이동되면서, S2 단계에서 형성된 미세 전극(30)과 상기 미세 노즐이 분리되는 S3 단계를 포함한다.

[0024] 본 발명에 따른 S1 단계 및 S2 단계에서 가압부의 기 설정된 인가 압력은 0~120 psi (0 불포함)인 것이 가능하다.

[0025] 본 발명에 따른 S1 단계 및 S2 단계에서 가압부의 기 설정된 압력은 0인 것이 가능하다.

[0026] 본 발명에 있어서, 상기 액체금속 분사부의 미세 노즐의 내경은 1~200 μm 인 것이 가능하다.

[0027] 본 발명에 따른 S1 단계 및 S2 단계에서, 액체금속 분사부의 미세 노즐의 내경이 증가할수록, 가압부의 인가 압력은 감소될 수 있다.

[0028] 본 발명에 있어서, 상기 미세 노즐의 내경과 상기 인가 압력은 다음의 관계식을 가질 수 있다.

[0029] [관계식]

$$P = \frac{k}{r} - l$$

[0030]

[0031] (여기서, P는 인가 압력, k/r은 액체 금속의 표면에너지, r은 노즐의 내경, k는 액체 금속의 표면에너지에 대한 상수, l은 액체 금속에 가해지는 중력 때문에 나타나는 무게에 의해 가해지는 압력이다.)

[0032] 본 발명에 따른 S1 단계 및 S2 단계에서, 미세 노즐을 통해 분사되는 액체금속의 유량은 0.5 $\mu\text{L}/\text{min}$ 이상인 것이 가능하다.

[0033] 본 발명에 따른 S1 단계에서, 상기 미세 전극 생성지점은 미세 노즐의 내경의 1~3배의 직경으로 형성될 수 있다.

[0034] 본 발명에 따른 S2 단계에서 종방향으로 이동되는 작업대의 이동속도는 100 $\mu\text{m}/\text{sec}$ 이하인 것이 가능하다.

[0035] 본 발명에 따른 S3 단계에서 종방향으로 이동되는 작업대의 이동속도는 10 $\mu\text{m}/\text{sec}$ 이상인 것이 가능하다.

발명의 효과

[0036] 본 발명에 따른 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템 및 제조방법은 다음과 같은 효과를 가진다.

[0037] 첫째, 액체금속을 이용하여 탐침 형태의 3차원 구조의 미세전극을 제조할 수 있다.

[0038] 둘째, 단일 세포와 비슷한 크기의 3차원 미세 전극을 제조할 수 있다.

[0039] 셋째, 액체금속 분사부(300)의 미세 노즐(310)의 내경이 증가할수록, 가압부(100)의 인가 압력은 감소되는 상관관계를 제시한다.

[0040] 넷째, 액체 금속 기반의 생체 전극은 기존의 고체 금속 및 산화물 기반의 전극 대비 낮은 영률을 갖기 때문에 기존 전극보다 비침습적으로 생체조직 내부의 신호를 더욱 정확하게 측정할 수 있는 효과가 있다.

[0041] 본 발명의 효과는 이상에서 언급된 것들에 한정되지 않으며, 언급되지 아니한 다른 효과들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0042] 도 1은 본 발명에 따른 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템의 모식도이다.

도 2는 본 발명에 따른 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조방법의 순서도이다.

도 3은 본 발명에 있어서, 2차원 구조의 액체금속 패턴이 형성되는 것을 나타내는 모식도이다.

도 4는 본 발명에 있어서, 3차원 구조의 액체금속 미세 전극이 형성되는 것을 나타내는 모식도이다.

도 5는 본 발명에 있어서, 액체금속 분사부의 미세 전극과 미세 노즐이 분리되는 것을 나타내는 모식도이다.

도 6은 본 발명에 따른 3차원 미세 전극 어레이가 형성되는 것을 순서대로 나타내는 모식도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0043] 이하, 첨부한 도면을 참조하여, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명의 실시예를 설명한다. 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 이해할 수 있는 바와 같이, 후술하는 실시예는 본 발명의 개념과 범위를 벗어나지 않는 한도 내에서 다양한 형태로 변형될 수 있다. 가능한 한 동일하거나 유사한 부분은 도면에서 동일한 도면부호를 사용하여 나타낸다.
- [0044] 본 명세서에서 사용되는 전문용어는 단지 특정 실시예를 언급하기 위한 것이며, 본 발명을 한정하는 것을 의도하지는 않는다. 여기서 사용되는 단수 형태들은 문구들이 이와 명백히 반대의 의미를 나타내지 않는 한 복수 형태들도 포함한다.
- [0045] 본 명세서에서 사용되는 "포함하는"의 의미는 특정 특성, 영역, 정수, 단계, 동작, 요소 및/또는 성분을 구체화하며, 다른 특정 특성, 영역, 정수, 단계, 동작, 요소, 성분 및/또는 군의 존재나 부가를 제외시키는 것은 아니다.
- [0046] 본 명세서에서 사용되는 기술용어 및 과학용어를 포함하는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 일반적으로 이해하는 의미와 동일한 의미를 가진다. 사전에 정의된 용어들은 관련기술문헌과 현재 개시된 내용에 부합하는 의미를 가지는 것으로 추가 해석되고, 정의되지 않는 한 이상적이거나 매우 공식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0047] 본 명세서에서 사용되는 방향에 관한 표현, 예를 들어 전/후/좌/우의 표현, 상/하의 표현, 종방향/횡방향의 표현은 도면에 개시된 방향을 참고하여 해석될 수 있다.
- [0048] 액체 금속은 상온에서 고체 상태가 아닌 액체 상태를 나타내는 금속 또는 합금을 의미한다. 금속 자체의 녹는점이 상온보다 낮거나, 합금이 특정 조성에서 나타내는 공융점(eutectic point)의 온도가 상온보다 낮은 금속들이 액체 금속에 해당된다.
- [0049] 본 발명에 따른 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템 및 제조방법은 다양한 액체금속에 적용될 수 있다. 일 예시로서, 갈륨-인듐 합금(EGaIn), 갈륨-인듐-주석 합금(Galinstan) 와 같은 갈륨계 합금 종류에 적용될 수 있다.
- [0051] 이하에서는 도면을 참고하여 본 발명을 설명하고자 한다. 참고로, 도면은 본 발명의 특징을 설명하기 위하여, 일부 과장되게 표현될 수도 있다. 이 경우, 본 명세서의 전 취지에 비추어 해석되는 것이 바람직하다.
- [0053] 본 발명은 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템과 제조방법으로 구현될 수 있다. 먼저, 제조시스템 발명을 통해 하드웨어적인 기술구성을 설명하고, 다음으로, 제조방법 발명을 통해 구체적인 제조공정을 설명하고자 한다.
- [0054] 참고로, 제조시스템 발명과 제조방법 발명은 발명의 카테고리가 상이하나, 실질적인 발명의 내용은 동일하다. 이에, 중복되는 기술구성에 대한 설명은 제조방법 발명을 통해 설명하고자 한다.
- [0056] 이하에서는, 본 발명에 따른 제조시스템을 설명하고자 한다.
- [0057] 도 1은 본 발명에 따른 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조시스템의 모식도이다.
- [0058] 본 발명에 따른 제조시스템은 가압부(100), 공급부(200), 액체금속 분사부(300) 및 작업대(400)를 포함한다.
- [0059] 구체적으로, 본 발명에 따른 제조시스템은 기 설정된 압력을 액체금속 분사부(300)에 인가 또는 해제하는 가압부(100); 상기 가압부(100)의 압력을 액체금속 분사부(300)로 공급하는 공급부(200); 상기 공급부(200)를 통해 가압부(100)의 압력이 가해지면, 수용된 액체금속을 미세 노즐(310)을 통해 외부로 토출하는 액체금속 분사부(300); 및 복수개의 다축조절부(410)에 의해 횡방향 및 종방향으로 이동가능한 작업대(400)를 포함한다.
- [0060] 본 발명에 따른 작업대(400)에 기관(10)이 배치하고, 기관(10) 상에 분사된 액체금속으로 미세 전극 생성지점

(21)을 포함하는 2차원 구조의 액체금속 패턴(20)이 형성된 후, 상기 미세 전극 생성지점(21) 상에 3차원 구조의 액체금속 미세 전극(30)이 형성된다.

- [0062] 본 발명에 따른 기관(10)의 경우, 기관 상에 형성된 미세 전극과 함께 사용되는 실시예도 가능하며, 기관 상에 형성된 미세 전극을 분리하여 사용하는 실시예도 가능하다.
- [0064] 본 발명은 기관(10) 위에, 먼저 2차원 구조의 액체금속 패턴(20)이 형성되고, 그 후 3차원 구조의 액체금속 미세 전극들(30)이 형성될 수 있다.
- [0065] 2차원 구조의 액체금속 패턴(20)은 전기 배선의 기능을 수행할 수 있다. 3차원 구조의 미세 전극(30)과 일체로 연결되어, 미세 전극(30)과 전기적 접촉이 가능한 전기 배선 역할을 할 수 있다.
- [0066] 본 발명에 있어서, 2차원 구조의 액체금속 패턴(20)을 모두 형성시킨 후에, 비로소 3차원 구조의 미세전극들을 형성시키는 실시예가 가능하다.
- [0067] 또한, 2차원 구조의 일 액체금속 패턴(20)에 3차원 구조의 일 미세 전극을 형성하고, 그후 2차원 구조의 타 액체금속 패턴(20)과 3차원 구조의 타 미세 전극을 순차적으로 형성시키는 실시예도 가능하다.
- [0068]
- [0069] 본 발명에 따른 가압부(100)는 액체금속(잉크)에 기 설정된 압력을 인가하거나 압력을 해제하는 역할을 한다.
- [0071] 본 발명에 따른 공급부(200)는 가압부(100))가 액체 금속(잉크)이 수용된 액체금속 분사부(300)에 압력을 가할 수 있도록 연결하는 역할을 한다.
- [0073] 본 발명에 따른 액체금속 분사부(300)는 내부에 액체금속을 수용하며, 미세 노즐(310)이 구비되어, 인가 압력에 의해 미세 노즐로 액체금속을 토출할 수 있다.
- [0074] 본 발명에 따른 액체금속 분사부(300)의 미세 노즐(310)의 내경은 1~200 μm 인 것이 바람직하다.
- [0076] 본 발명에 따른 작업대(400)는 기관(10)이 안착되는 지지대이자, 3차원 미세 전극의 크기를 미세하게 조절하는 역할을 한다.
- [0077] 본 발명에 따른 작업대(400)는 일측(하측)에 다축 조절부(410)가 구비되며, 다축 조절부(410)에 의해 횡방향 및 종방향 이동이 가능하다.
- [0078] 본 발명의 경우, 액체금속 분사부(300) 및 그 미세 노즐(310)은 위치가 고정되고, 작업대(400)가 다축 조절부에 의해 횡방향 및 종방향으로 이동되는 구조로 구비된다. 참고로, 도 1에 도시된 다축 조절부(410)은 6축 조절부를 나타낸다.
- [0079] 본 발명에 있어서, 액체금속 분사부(300)가 횡방향 및 종방향으로 구비되는 실시예도 물론 가능할 것이나, 액체금속의 안정적인 토출 및 다양한 방향 이동을 위해, 작업대(400)가 이동가능한 구조로 구비될 수 있는 것이다.
- [0081] 이하에서는, 본 발명에 따른 제조방법을 설명하고자 한다.
- [0082] 전술한 제조시스템과 중복되는 사항은 본 제조방법에서 설명하고자 한다.
- [0084] 도 2는 본 발명에 따른 액체 금속을 이용한 생체신호 측정용 3차원 미세 전극 어레이 제조방법의 순서도이다.
- [0085] 본 발명에 따른 제조방법은 미세노즐을 통해 액체금속이 분사되어, 기관 상에 2차원 패턴이 형성되는 S100 단계, 2차원 패턴 중 미세전극 생성지점에서 3차원 구조의 미세전극이 형성되는 S200 단계, 및 3차원 구조의 미

세전극과 미세노즐이 분리되는 S3 단계를 포함한다.

- [0086] 각 단계를 보다 구체적으로 설명하면 다음과 같다.
- [0087] 본 발명에 따른 S1 단계는, 가압부(100)를 통해 기 설정된 압력을 액체금속 분사부(300)에 인가 또는 해제하면서, 액체금속 분사부(300)의 미세 노즐(310)을 통해 액체금속이 분사되며, 횡방향 및 종방향으로 이동가능한 작업대(400)에 배치된 기관(10) 상에 미세 전극 생성지점(21)을 포함하는 2차원 구조의 액체금속 패턴(20)이 형성되는 단계이다.
- [0088] 본 발명에 따른 S2 단계는, 상기 미세 전극 생성지점(21) 상에 미세 노즐(310)이 위치되고, 액체금속 분사부(300)는 기 설정된 압력으로 액체금속을 분사하며, 작업대(400)가 미세 노즐(310)과 멀어지도록 종방향으로 이동되면서 3차원 구조의 액체금속 미세 전극(30)이 형성되는 단계이다.
- [0089] 본 발명에 따른 S3 단계는, 가압부(100)의 가압이 해제되어, 액체금속 분사부(300)의 액체금속 분사가 중단되면, 작업대(400)는 미세 노즐(310)과 멀어지도록 종방향으로 이동되면서, S2 단계에서 형성된 미세 전극(30)과 상기 미세 노즐(310)이 분리되는 단계이다.
- [0091] 도 3은 본 발명에 있어서, 2차원 구조의 액체금속 패턴이 형성되는 것을 나타내는 모식도로서, S1 단계에 해당된다. 도 4는 본 발명에 있어서, 3차원 구조의 액체금속 미세 전극이 형성되는 것을 나타내는 모식도로서, S2 단계에 해당된다. 도 5는 본 발명에 있어서, 액체금속 분사부의 미세 전극과 미세 노즐이 분리되는 것을 나타내는 모식도로서, S3 단계에 해당된다.
- [0093] S1 단계 및 S2 단계에서 가압부(100)의 기 설정된 인가 압력은 0~120 psi (0 불포함)인 것이 가능하다.
- [0094] 또한, S1 단계 및 S2 단계에서 가압부(100)의 기 설정된 압력은 0인 것이 가능하다. 미세 노즐의 내경이 충분히 큰 경우에는, 압력이 가해지지 않은 상태에서도 액체금속이 분사되면서 패턴이 형성되는 것이 가능하기 때문이다.
- [0095] 본 발명에 따른 액체금속 분사부(300)의 미세 노즐(310)의 내경은 1~200 μm 인 것이 바람직하다. 미세 노즐의 작은 내경은 액체 금속이 매우 작은 크기로 형성되도록 하는 역할을 할 수 있다.
- [0097] 본 발명에 따른 S1 단계는 2차원 프린팅 단계로서, 3차원 미세 전극의 모양과 안정성을 잡기 위한 단계이다.
- [0098] 예로, 가압부(100)를 통해 0~120 psi(0 불포함) 또는 0 psi(즉, 가압하지 않은 상태)의 압력(예로, 공기압)을 액체 금속이 수용된 액체금속 분사부(300)에 인가하거나, 가압부(100)를 통해 액체 금속을 0.5 $\mu\text{l}/\text{min}$ 이상의 유량으로 토출하여, 노즐 내경이 1~200 μm 인 미세 노즐 끝부분을 통해 액체 금속이 분사되도록 한다.
- [0100] 미세 노즐의 내경이 1 μm 미만인 경우, 액체 금속이 인가 압력에 의해 제대로 토출되지 않거나 토출되는 중간에 끊어지는 경우가 발생할 수 있다. 반면에, 미세 노즐의 내경이 200 μm 초과인 경우, 액체 금속이 한번에 많이 토출되는 현상이 발생해 미세 전극을 형성하기 어려운 문제점이 발생할 수 있다.
- [0101] 이에, 본 발명에 따른 액체금속 분사부(300)의 미세 노즐(310)의 내경은 1~200 μm 인 것이 바람직하다.
- [0103] 이후에, 미세 노즐(310)의 단부를 기관(10)에 근접시킨 뒤, 작업대(400)를 조절해 미세 노즐(310)의 내경의 1~3 배 크기의 2차원 액체 금속 패턴, 즉 미세 전극 생성지점(21)을 형성시킬 수 있다.(도 3 참조)
- [0104] 이는 3차원 구조의 미세 전극(30)이 형성된 이후에 미세 전극(30)이 생체조직에 삽입되는 과정에서 3차원 구조가 꺾이거나 변형되는 것을 최소화 하기 위해, 미세 전극의 끝부분보다 밑부분이 넓어지는 형태로 제작해 외부에서 가해지는 물리적인 외력이나 변형에 안정적으로 대응할 수 있는 구조를 형성하기 위함이다.
- [0105] 이에, 2차원 구조의 액체 금속 패턴의 크기는 사용하는 미세 노즐의 내경의 크기에 비례하여 설정될 수 있고, 특히 미세 전극 생성지점(21)의 크기는 미세 노즐(310)의 내경의 1~3 배 크기가 바람직하다.

[0106] 미세 전극 생성지점(21)의 크기가 미세 노즐 내경 크기의 3배를 초과하면, 미세 노즐(310)과 작업대(400)가 일정한 속도로 멀어지게 하는 과정에서 액체 금속이 3차원 미세 구조를 형성하지 못하는 버스트 아웃(bust out) 현상이 발생할 수 있기 때문이다.

[0108] 본 발명에 따른 S2 단계는 3차원 미세 전극 형성 단계로서, S1 단계에서 형성된 2차원 구조의 액체금속 패턴(20) 중 미세 전극 생성지점(21)에 미세 노즐(310)의 단부가 높이고, 가압부(100)를 통해 기 설정된 인가 압력(0psi이상, 120 psi이하) 또는 기 설정된 유량(0.5 μ l/min 이상)인 상태에서, 작업대(400)를 기 설정된 속도(100 μ m/sec 이하)로 멀어지게 하여 3차원 구조의 미세 전극을 형성하는 단계이다(도 4 참조).

[0110] 액체 금속의 3D 프린팅의 경우, 분사 노즐에서 토출된 액체 금속은 대기 중의 산소와 즉각적으로 반응하여 형성되는 산화막(oxide film)이 3차원 모양을 유지할 수 있게 한다.

[0111] 3차원 미세 전극 형성 단계에서 걸어주는 일정한 공압이 0 psi 이하, 또는 일정한 유량이 1 μ l/min 미만인 경우에는, 미세 노즐에서 나오는 액체 금속의 토출압 또는 유량이 부족해져서 3차원 구조의 미세 전극(30)을 형성하지 못하고, 2차원 구조의 액체 금속 패턴(20)으로부터 떨어질 수 있는 문제점이 있다.

[0112] 인가 압력이 120 psi을 초과한 경우, 액체 금속 표면에 형성되는 산화막이 인가 압력을 버티지 못하고 액체 금속이 한번에 토출되는 현상이 발생해 3차원 미세 전극을 형성하기 어려운 문제점이 있다.

[0114] 본 발명에 따른 S2 단계에서 종방향으로 이동되는 작업대(400)의 이동속도는 100 μ m/sec 이하인 것이 바람직하다.

[0115] 이는, 미세 노즐(310)과 작업대(400)가 멀어지는 속도가 적합한 조건을 벗어난 경우(100 μ m/sec 초과), 액체 금속의 산화막이 파괴되면서 원하는 3차원 구조의 미세 전극 모양이 형성되지 못하고, 3차원 구조의 미세 전극 형성 과정에서 끊어져버리는 문제가 발생할 수 있기 때문이다.

[0117] 한편, 미세 노즐(310)의 내경이 증가하는 경우, 인가 압력이 유지 또는 증가되면, 내경 증가 전보다 토출되는 액체금속의 유량이 증가될 수 있다. 그런데, 토출된 액체금속은 그 표면에 산화막이 형성될 시간이 필요하다. 따라서,

[0118] 따라서, S1 단계 및 S2 단계에서, 액체금속 분사부(300)의 미세 노즐(310)의 내경이 증가할수록, 가압부(100)의 인가 압력은 감소되는 것이 바람직하다.

[0119] 본 발명에 있어서, 미세 노즐의 내경과 인가 압력은 다음의 관계식을 가질 수 있다.

$$P = \frac{k}{r} - l$$

[0120] [관계식]

[0121] 여기서, P는 인가 압력, k/r은 액체 금속의 표면에너지, r은 노즐의 내경, k는 액체금속의 표면에너지에 대한 상수, l은 액체금속에 가해지는 중력 때문에 나타나는 무게에 의해 가해지는 압력이다.

[0122] 노즐 내경(r)이 감소하게 되면 액체금속의 표면에너지가 증가(k/r)하고, 액체금속이 나타내는 중력에 의한 압력(l)이 감소함에 따라서, 인가해주어야 하는 압력은 증가하게 된다.

[0124] 본 발명에 따른 S3 단계는 3차원 구조의 미세 전극과 미세 노즐을 분리하는 단계이다. 형성된 3차원 미세 전극을 미세 노즐에서 분리하기 위해 우선 가압부(100)의 인가 압력을 해제한다. 그 후, 작업대(400)를 기 설정된 속도(10 μ m/sec 이상)로 미세 노즐(310)에서 멀어지도록 종방향으로 이동시키면, 액체 금속 표면에 형성된 산화막이 끊어지면서 3차원 구조의 미세 전극을 미세 노즐로부터 분리시킬 수 있다(도 5 참조).

[0125] S3 단계 또한 적합한 속도로 작업대(400)가 이동되지 않는 경우에는, 액체 금속이 미세 노즐과 제대로 분리되지

않기 때문에 형성하고자 하는 크기와 다른 높이의 3차원 미세 전극이 형성되는 문제가 발생될 수 있다.

[0126] 이 때, 제시된 속도보다 느린 조건($10 \mu\text{m}/\text{sec}$ 미만)으로 노즐을 스테이지에서 멀어지게 하는 경우, 액체 금속과 및 표면의 산화막이 늘어지면서 끊어져 원하는 높이 이상의 3차원 미세 전극이 형성되어 미세 전극의 높이를 정확하게 특정하지 못하는 문제가 발생될 수 있다.

[0127] 본 발명에 있어서, 종방향으로 이동되는 작업대(400)의 이동속도는 S2 단계보다 S3 단계에서 더욱 느린 것이 적절하다.

[0129] 본 명세서에서 설명되는 실시예와 첨부된 도면은 본 발명에 포함되는 기술적 사상의 일부를 예시적으로 설명하는 것에 불과하다. 따라서, 본 명세서에 개시된 실시예들은 본 발명의 기술적 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이므로, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아님은 자명하다. 본 발명의 명세서 및 도면에 포함된 기술적 사상의 범위 내에서 당업자가 용이하게 유추할 수 있는 변형예와 구체적인 실시 예는 모두 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

[0130]

10 : 기판

20 : 2차원 구조의 액체금속 패턴

21 : 미세 전극 생성지점

30 : 미세 전극

100 : 가압부

200 : 공급부

300 : 액체금속 분사부

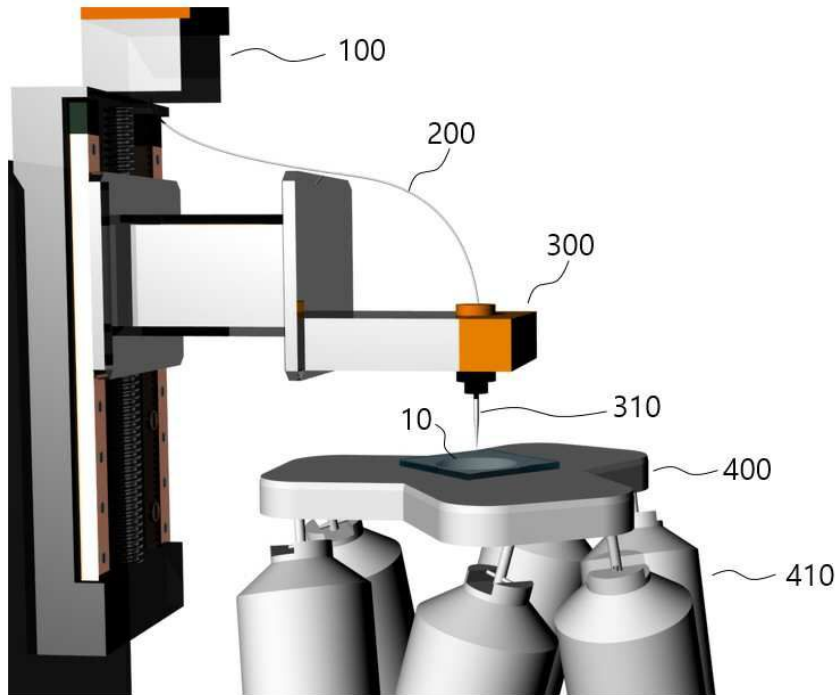
310 : 미세 노즐

400 : 작업대

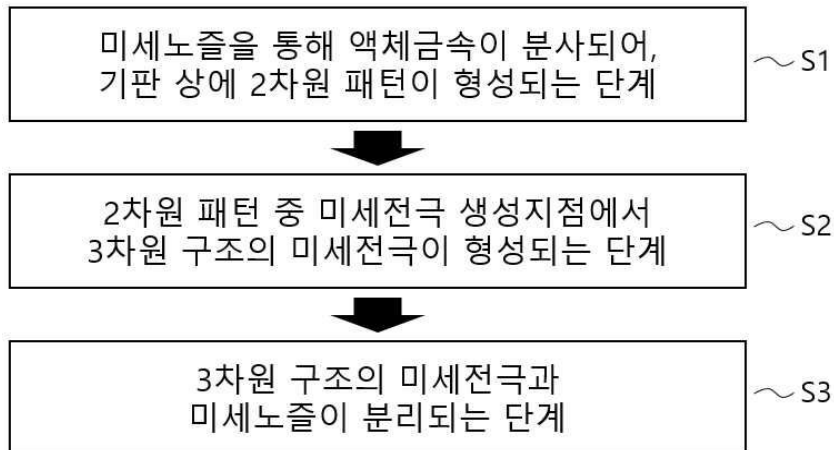
410 : 다축 조절부

도면

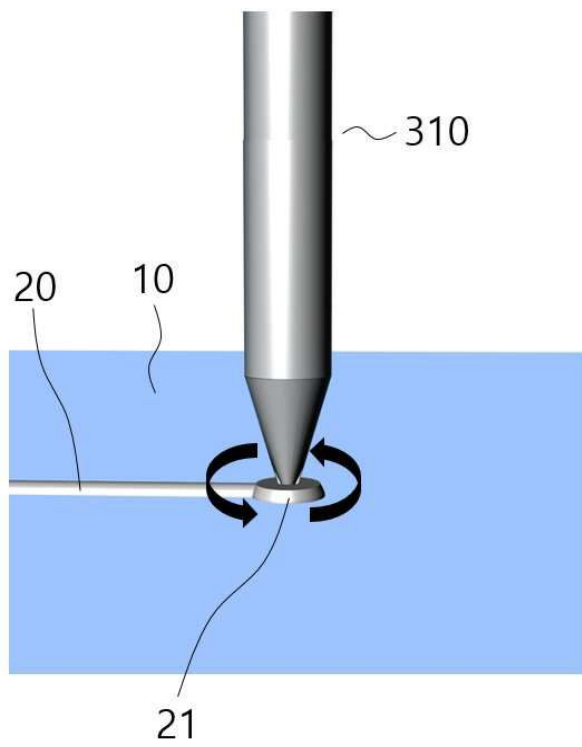
도면1



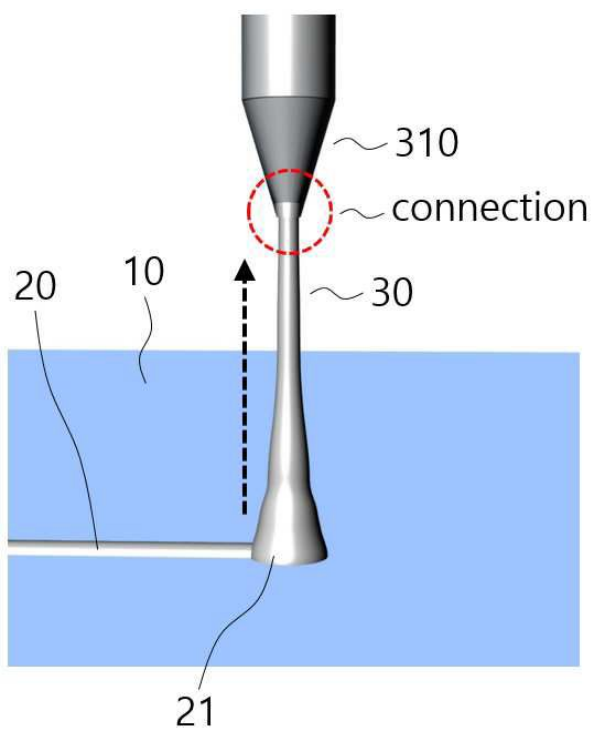
도면2



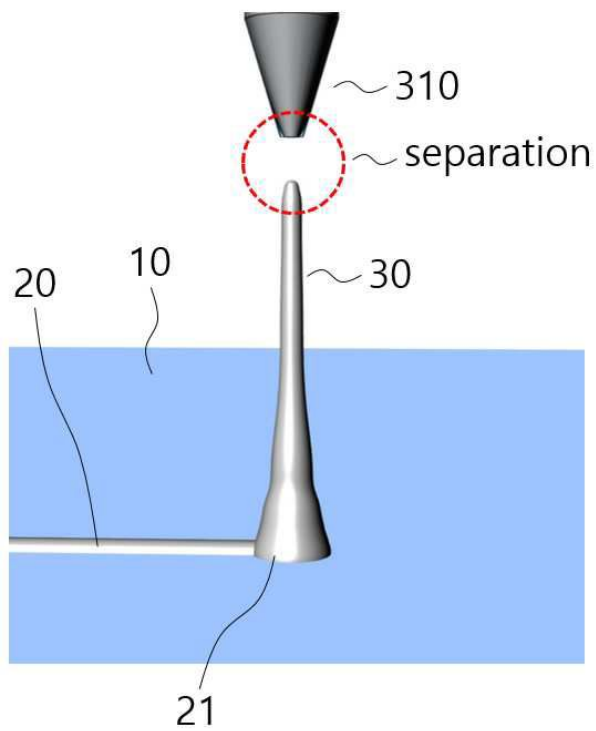
도면3



도면4



도면5



도면6

