

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2025-0037951

(43) 공개일자 2025년03월19일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

H04R 25/00 (2006.01) A61N 1/05 (2006.01)

A61N 1/36 (2006.01) A61N 1/372 (2006.01)

C23C 16/44 (2006.01) H04R 9/08 (2006.01)

(52) CPC특허분류

H04R 25/65 (2013.01)

A61N 1/0541 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2023-0120415

(22) 출원일자 2023년09월11일

심사청구일자 2023년09월11일

(71) 출원인

원광대학교산학협력단

전라북도 익산시 익산대로 460 (신동)

서울대학교산학협력단

서울특별시 관악구 관악로 1 (신림동)

서강대학교산학협력단

서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)

(72) 발명자

정주용

서울특별시 서초구 바우피로 91, 105동 902호 (양재동, 우성아파트)

오승하

서울특별시 강남구 선릉로76길 5-13(대치동)
(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인다나

전체 청구항 수 : 총 15 항

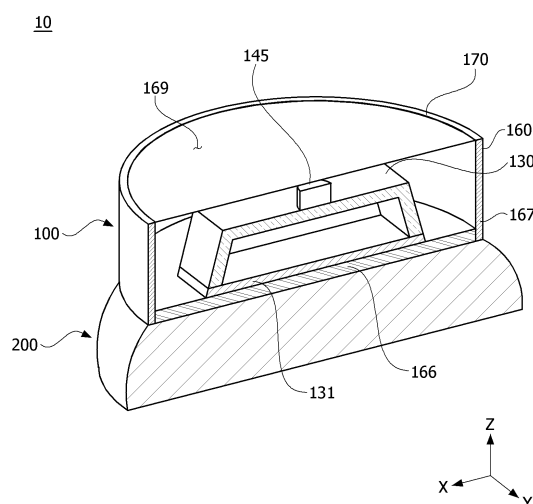
(54) 발명의 명칭 **센서 패키지 및 이를 포함하는 마이크로폰**

(57) 요약

본 발명의 일 실시예에 따른 센서 패키지는 케이스, 상기 케이스 내에 배치되는 센서, 상기 센서 상에 상기 센서와 접하며 배치되는 수직부재 및 상기 케이스를 메우는 수지를 포함하고, 상기 수지는 생체 적합성 소재로 형성되며 상기 수직부재를 감싼 채로 경화되어 있을 수 있다.

이에 따라, 귀바퀴와 고막의 집을 효과, 외이도의 공명 효과 등 외이와 중이의 생리적 증폭기전을 그대로 이용할 수 있다. 또한, 소리의 방향성도 획득될 수 있고, 수직부재가 배치되어 추돌병으로부터 전달되는 에너지를 모아 센서로 전달할 수 있어 증폭의 역할이 수행될 수 있는 장점이 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61N 1/36038 (2017.08)

A61N 1/36128 (2013.01)

A61N 1/37211 (2013.01)

C23C 16/44 (2013.01)

H04R 9/08 (2013.01)

(72) 발명자

구윤희

서울특별시 송파구 송파대로 345, 210동 2402호 (가락동, 헬리오시티)

김남근

서울특별시 서초구 서초중앙로 206, 101동 901호 (반포동, 디에이치 반포 라클라스)

심재훈

서울특별시 용산구 이촌로64길 15, 107동 1403호 (이촌동, 엘지한강자이아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711185049
과제번호	2020R1A2C2102660
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	개인기초연구(과기정통부)
연구과제명	완전이식형 청각 장치를 위한 생체 중이 마이크로폰 개발
기 여 율	1/1
과제수행기관명	원광대학교
연구기간	2020.09.01 ~ 2024.02.29

명세서

청구범위

청구항 1

케이스;

상기 케이스 내에 배치되는 센서;

상기 센서 상에 상기 센서와 접하며 배치되는 수직부재; 및

상기 케이스를 메우는 수지;를 포함하고,

상기 수지는 상기 수직부재를 감싼 채로 경화되어 있는, 센서 패키지.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 수지는 생체 적합성 소재로 형성되며, 실리콘계 물질을 포함하는, 센서 패키지.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 수지는 폴리다이메틸실록산(Polydimethylsiloxane, PDMS), 실록산(Siloxane)계 수지, 액상 실리콘 고무(Liquid Silicone Rubber, LSR), 플루오로실리콘(Fluorosilicone), 폴리우레탄(Polyurethane), 및 열가소성 엘라스토머(Thermo Plastic Elastomer, TPE)로 이루어지는 군에서 선택되는 적어도 하나를 포함하는, 센서 패키지.

청구항 4

제1 항에 있어서,

상기 케이스는,

하부면;

상기 하부면의 외측을 둘러싸는 측면; 및

상기 하부면과 상기 측면으로 둘러싸인 내부공간을 포함하고,

상기 센서는,

상기 하부면 상에 배치되어 상기 내부공간에 수납되는, 센서 패키지.

청구항 5

제4 항에 있어서,

상기 내부공간의 적어도 일부는 상기 수지에 의해 충전되며,

상기 수직부재의 적어도 일부는 상기 수지에 존재하는, 센서 패키지.

청구항 6

제5 항에 있어서,
상기 수직부재의 전부는 상기 수지에 존재하는, 센서 패키지.

청구항 7

제6 항에 있어서,
상기 수지는,
상기 센서 상에 배치되는 제1 수지층; 및
상기 제1 수지층을 제외한 나머지의 제2 수지층;을 포함하고,
상기 수직부재의 수직 방향 길이(d_2)는 상기 제1 수지층의 수직 방향 길이(d_1)의 2/3 이상인, 센서 패키지.

청구항 8

제7 항에 있어서,
상기 수직부재의 상부면부터 상기 제1 수지층의 상부면까지의 수직 방향 길이(d_3)는 상기 수직부재의 수직 방향 길이(d_2)의 1/3 이하인, 센서 패키지.

청구항 9

제5 항에 있어서,
상기 센서는 다이어프램 영역을 포함하고,
상기 수직부재와 상기 센서가 접하는 영역의 면적은 상기 다이어프램 영역의 면적의 80% 이하인, 센서 패키지.

청구항 10

제5 항에 있어서,
상기 수직부재의 적어도 일부는 상기 수지에 존재하지 않으며,
상기 수직부재는 생체 적합성 소재로 형성되는, 센서 패키지.

청구항 11

제10 항에 있어서,
상기 생체 적합성 소재는 폴리에틸렌(Polyethylene, PE), 폴리프로필렌(Polypropylene, PP), 폴리테트라플루오로에틸렌(Polytetrafluoroethylene, PTFE), 폴리메틸메타크릴레이트(Polymethylmethacrylate, PMMA), 폴리이미드(Polyimide, PI), 폴리에틸렌글라이콜(Polyethylene glycol, PEG), 폴리락틱산(Polylactic acid, PLA), 폴리우레탄(Polyurethane, PU), 폴리하이드록시알카노에이트(Polyhydroxyalkanoates, PHA) 및 폴리에테르에테르케톤(Polyether ether ketone, PEEK)로 이루어지는 군에서 선택되는 적어도 하나를 포함하는, 센서 패키지.

청구항 12

제1 항에 있어서,
상기 센서 패키지의 외측을 덮는 코팅층을 더 포함하는, 센서 패키지.

청구항 13

제12 항에 있어서,
상기 코팅층은 패럴린(Parylene) 코팅에 의해 형성되는, 센서 패키지.

청구항 14

제1 항 내지 제13 항에 따른 센서 패키지; 및
상기 센서 패키지의 하부를 지지하는 탄성 지지체;를 포함하는, 마이크로폰.

청구항 15

제14 항에 따른 마이크로폰; 및
상기 마이크로폰과 통신하는 자극기;를 포함하는, 인체 임플란트 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 센서 패키지 및 이를 포함하는 마이크로폰에 관한 것이다. 보다 자세하게는, 인체 내부에 삽입될 수 있는 센서 패키지 및 이를 포함하는 마이크로폰에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 정상적인 귀에서는 소리 에너지가 외이와 중이를 거치면서 기계적 진동으로 바뀌어 증폭된다. 이는 달팽이관의 림프에 전달되어 달팽이관에 있는 청각유모세포가 흔들린다. 이때, 이온이 유입됨에 따라 발생하는 전기에너지가 청신경을 자극하여 뇌로 전달되는 과정이 수행된다.

[0004] 인공와우는 달팽이관 안에 청각세포의 손상으로 전기적 신호를 발생하지 못해 달팽이관이 기능을 하지 못하는 고도 이상의 난청 환자들에게 달팽이관을 대체하는 기계이다. 인공와우는 달팽이관 안에 전극을 삽입하여 전기 자극을 가하여 청신경을 자극하여 소리를 감지하는 원리로 작동된다.

[0005] 현재 상용되는 인공와우는 다음과 같은 원리로 작동한다:

[0006] 소리는 외부장치에 있는 마이크로폰으로 받아들여지고, 이는 어음처리기에서 주파수별로 시간에 따라 분석된다. 이후, 이를 전기신호로 바꾸어 생체 내 이식한 자극기에 전달되도록 한다. 이후, 인공와우에 이식한 전극을 통하여 청신경이 자극된다.

[0007] 환언하면, 외부에 있는 마이크로폰과 어음분석기가 외이, 중이, 청각세포의 역할을 수행하도록 소리자극을 전기 에너지로 바꾼 후, 상기 전기에너지를 와우 내전극에 전달하는 것이다.

[0008] 그러나, 기존의 인공와우 및 중이이식기 등의 이식형 청각장치는 난청 환자들에게 외부 마이크로폰과 같은 외부 기기로 인해서 청각장애인이라는 사회적 낙인효과를 줄 수 있다. 또는, 수영과 같은 외부 신체 활동에서 제약이 있을 수 있다.

[0009] 상술한 바와 같은 기존의 인공와우와 관련한 문제점을 개선하기 위해 피하 마이크로폰이 사용될 수 있다.

- [0010] 그러나, 선행기술문헌 001에 소개된 바에 따르면 피하 마이크로폰은 피하에 있으므로 감도의 감쇄가 있고, 혈액 흐름, 근육 수축 및 사용자의 목소리 등 생체 소리로 인한 잡음의 문제가 있다.
- [0011] 선행기술문헌 002에 따르면, 같은 종류의 마이크로폰을 사용하는 카리나(Carina) 이식 환자의 경우, 다양한 피드백을 호소하였고 머리와 목 움직일 시 조직 두께가 변화하여 마이크로폰 위치를 바꿔야 했었다. 또한 시간이 경과함에 따라 피부의 변화가 피하 마이크로폰의 성능에 영향을 미치며 이식 6개월 후 청력 역치의 감소가 나타났다.
- [0012] 기존의 인공와우와 관련한 문제점을 개선하기 위한 또 다른 수단으로, 에스팀(ESTEEM)이 사용될 수 있다.
- [0013] 일반적인 중이 수술 시 발생하는 문제점들 외에 센서(sensor)나 드라이버(driver)의 끝을 침골이나 등골에 연결시킬 때 위치에 따라 기능이 제대로 작동하지 않거나 불충분한 반응을 일으킬 수 있다. 이소골(Ossicles)과 연결에 사용된 시멘트(cement)가 깨지거나 느슨해지면 재수술이 필요할 수 있다.
- [0014] 선행기술문헌 003에 따르면, 쇼헷(Shohet) 등은 에스팀(ESTEEM) 환자들을 5년간 관찰하였으며, 그들의 재수술 비율은 9.8%라고 하였다. 또한, 수술 후 감염으로 장치를 제거한 경우는 드물지만 약 2%라고 하였다. 선행기술문헌 004에 소개된 바와 같이, 중이 센서와 이소골(Ossicles) 사이의 접촉점(contact point)은 중요하며, 그 힘이 너무 크면 전음성 난청을, 너무 적으면 마이크로폰 감도의 저하를 일으키게 된다. 그래서 이런 커플링(coupling) 효율이 일정하도록 하기 위해 수술 중 로딩(load) 장치가 사용된다(선행기술문헌 005).
- [0015] 그 외 센서의 질량이 클 때 발생하는 감도의 문제(선행기술문헌 006), 지속적 힘 전달에 의한 골 흡수로 연결부가 느슨해지는 문제 등이 나타날 수 있다.

선행기술문헌

비특허문헌

- [0017] (비특허문헌 0001) (선행기술문헌 001) Mitchell-Innes et al., 2018; Forli et al., 2021
- (비특허문헌 0002) (선행기술문헌 002) Roche et al., 2015
- (비특허문헌 0003) (선행기술문헌 003) Shohet et al., 2018
- (비특허문헌 0004) (선행기술문헌 004) Bruschini et al., 2010
- (비특허문헌 0005) (선행기술문헌 005) Jenkins and Uhler., 2014
- (비특허문헌 0006) (선행기술문헌 006) Nishihara et al. 1993

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0018] 상술한 피하 마이크로폰 및 에스팀(ESTEEM)과 관련한 여러가지 문제점을 고려하여, 본 발명은 인체 내부에 삽입될 수 있는 센서 패키지 및 이를 포함하는 마이크로폰을 제공하는 것을 일 과제로 한다.
- [0019] 본 발명의 과제는 이상에서 언급한 과제로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 과제들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

- [0021] 본 발명의 일 실시예에 따른 센서 패키지는 케이스, 상기 케이스 내에 배치되는 센서, 상기 센서 상에 상기 센서와 접하며 배치되는 수직부재 및 상기 케이스를 메우는 수지를 포함하고, 상기 수지는 상기 수직부재를 감싼 채로 경화되어 있을 수 있다.
- [0022] 일 실시예에 있어서, 상기 수지는 생체 적합성 소재로 형성되며, 실리콘계 물질을 포함할 수 있다.

- [0023] 일 실시예에 있어서, 상기 수지는 폴리다이메틸실록산(Polydimethylsiloxane, PDMS), 실록산(Siloxane)계 수지, 액상 실리콘 고무(Liquid Silicone Rubber, LSR), 플루오로실리콘(Fluorosilicone), 폴리우레탄(Polyurethane), 및 열가소성 엘라스토머(Thermo Plastic Elastomer, TPE)로 이루어지는 군에서 선택되는 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0024] 일 실시예에 있어서, 상기 케이스는 하부면, 상기 하부면의 외측을 둘러싸는 측면, 및 상기 하부면과 상기 측면으로 둘러싸인 내부공간을 포함하고, 상기 센서는 상기 하부면 상에 배치되어 상기 내부공간에 수납될 수 있다.
- [0025] 일 실시예에 있어서, 상기 내부공간의 적어도 일부는 상기 수지에 의해 충전되며, 상기 수직부재의 적어도 일부는 상기 수지에 존재할 수 있다.
- [0026] 일 실시예에 있어서, 상기 수직부재의 전부는 상기 수지에 존재할 수 있다.
- [0027] 일 실시예에 있어서, 상기 수지는 상기 센서 상에 배치되는 제1 수지층 및 상기 제1 수지층을 제외한 나머지의 제2 수지층을 포함하고, 상기 수직부재의 수직 방향 길이는 상기 제1 수지층의 수직 방향 길이의 2/3 이상일 수 있다.
- [0028] 일 실시예에 있어서, 상기 수직부재의 상부면부터 상기 제1 수지층의 상부면까지의 수직 방향 길이는 상기 수직부재의 수직 방향 길이의 1/3 이하일 수 있다.
- [0029] 일 실시예에 있어서, 상기 센서는 다이어프램 영역을 포함하고, 상기 수직부재와 상기 센서가 접하는 영역의 면적은 상기 다이어프램 영역의 면적의 80% 이하일 수 있다.
- [0030] 일 실시예에 있어서, 상기 수직부재의 적어도 일부는 상기 수지에 존재하지 않으며, 상기 수직부재는 생체 적합성 소재로 형성될 수 있다.
- [0031] 일 실시예에 있어서, 상기 생체 적합성 소재는 폴리염화비닐(Polyvinyl chloride, PVC), 아크릴로니트릴 부타다이엔 스타이렌(Acrylonitrile butadiene styrene, ABS), 폴리아세탈(Polyacetal)계 수지, 폴리프로필렌(Polypropylene, PP), 폴리에틸렌(Polyethylene, PE), 변성 폴리페닐옥사이드(Polyphenylene oxide, PPO), 폴리부틸렌 테레프탈레이트(Polybutylene terephthalate, PBT), 폴리에틸렌 테레프탈레이트(Polyethylene terephthalate, PET), 페놀계 수지, 불소계 수지, 에폭시계 수지, 불포화 폴리에스테르(Unsaturated polyester, UP)계 수지, 메타크릴 수지(Polymethylmethacrylate, PMMA), 폴리페닐렌설파이드(Polyphenylene sulfide, PPS), 폴리아마이드(Polyamide, PA), 폴리카보네이트(Polycarbonate, PC), 폴리이미드(Polyimide, PI), 폴리에틸렌글라이콜(Polyethylene glycol, PEG), 폴리락틱산(Polylactic acid, PLA), 폴리우레탄(Polyurethane, PU), 폴리하이드록시알카노에이트(Polyhydroxyalkanoates, PHA) 및 폴리테르에테르케톤(Polyether ether ketone, PEEK)로 이루어지는 군에서 선택되는 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0032] 일 실시예에 있어서, 상기 센서 패키지의 외측을 덮는 코팅층을 더 포함할 수 있다.
- [0033] 일 실시예에 있어서, 상기 코팅층은 패릴린(Parylene) 코팅에 의해 형성될 수 있다.
- [0034] 본 발명의 일 실시예에 따른 마이크로폰은 상술한 센서 패키지, 및 상기 센서 패키지의 하부를 지지하는 탄성 지지체를 포함할 수 있다.
- [0035] 본 발명의 일 실시예에 따른 인체 임플란트 장치는 상술한 마이크로폰 및 상기 마이크로폰과 통신하는 자극기를 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0037] 본 발명의 일 실시예에 따른 센서 패키지 및 이를 포함하는 마이크로폰에 따르면, 귀바퀴와 고막의 집음 효과, 외이도의 공명 효과 등 외이와 중이의 생리적 증폭기전을 그대로 이용할 수 있다.
- [0038] 또한, 소리의 방향성도 획득될 수 있다.
- [0039] 또한, 외부 소음이나 피부마찰과 같은 생리적 소음의 영향이 없이 고막의 버클링 효과(buckling effect)를 이용하여 잡음을 줄이면서도 감도가 높아지는 효과가 있다.
- [0040] 또한, 생체 내에서 적합한 소재로 제작되어 염증반응 없이 장기간 안정성을 갖는 기능이 수행될 수 있다.

- [0041] 또한, 개인마다 추골병과 와우갑각 사이 간격의 차이가 있기 때문에 탄성 지지체의 높이를 개인에 맞게 맞춤형으로 조절할 수 있는 장점이 있다. 따라서, 마이크로폰이 성능이 좋은 상태로 설치될 수 있다.
- [0042] 또한, 수직부재가 배치되어 추골병으로부터 전달되는 에너지를 모아 센서로 전달할 수 있어 증폭의 역할이 수행될 수 있는 장점이 있다.
- [0043] 또한, 일 실시예에 따른 마이크로폰은 내이 또는 중이 자극 장치의 입력부의 마이크로폰으로 활용될 수 있다.
- [0044] 본 발명의 다양하면서도 유익한 장점과 효과는 상술한 내용에 한정되지 않으며, 본 발명의 구체적인 실시형태를 설명하는 과정에서 보다 쉽게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

- [0046] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 마이크로폰의 부분 절개 사시도이다.
- 도 2a는 본 발명의 일 실시예에 따른 하부면의 제1 변형예를 나타내는 평면도이다.
- 도 2b는 본 발명의 일 실시예에 따른 하부면의 제2 변형예를 나타내는 평면도이다.
- 도 3a 내지 3c는 본 발명의 일 실시예에 따른 센서 패키지에 포함되는 구성을 설명하기 위한 종단면도이다.
- 도 3d는 본 발명의 일 실시예에 따른 수직부재의 종단면도이다.
- 도 3e는 본 발명의 일 실시예에 따른 수직부재의 횡단면도이다.
- 도 3f는 본 발명의 일 실시예에 따른 수직부재의 도입 유무에 따라 센서 감도를 비교한 그래프이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 센서 패키지의 종단면도이다.
- 도 5a는 도 4에서 I-I'선 상부의 일부확대도이다.
- 도 5b 및 5c는 본 발명의 일 실시예에 따른 수직부재의 높이에 따라 센서에 가해지는 힘을 비교한 그래프이다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 센서를 나타내는 평면도이다.
- 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 마이크로폰의 부분 절개 사시도이다.
- 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 센서 패키지에 포함되는 구성을 설명하기 위한 종단면도이다.
- 도 9는 도 8에서 I-I'선 상부의 일부확대도이다.
- 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 센서 패키지의 종단면도이다.
- 도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 마이크로폰이 인체에 적용된 예시도이다.
- 도 12는 본 발명의 일 실시예에 따른 인체 임플란트 장치의 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0047] 본 명세서에서 서술되는 용어의 의미는 다음과 같이 이해되어야 할 것이다.
- [0048] 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 정의하지 않는 한 복수의 표현을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.
- [0049] "제1", "제2" 등의 용어는 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하기 위한 것으로, 이들 용어들에 의해 권리범위가 한정되어서는 아니 된다.
- [0050] "포함하다" 또는 "가지다" 또는 "구비하다" 등의 용어는 하나 또는 그 이상의 다른 특징이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [0051] "적어도 하나"의 용어는 하나 이상의 관련 항목으로부터 제시 가능한 모든 조합을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 예를 들어, "제1 항목, 제2 항목 및 제3 항목 중에서 적어도 하나"의 의미는 제1 항목, 제2 항목 또는 제3 항목 각각 뿐만 아니라 제1 항목, 제2 항목 및 제3 항목 중에서 2개 이상으로부터 제시될 수 있는 모든 항목의 조합을 의미한다.

- [0052] "적어도 일부"의 용어는 대상물의 일 부(部)부터 전 부(部)에 있어, 최소한의 부(部) 부터 최대한의 부(部)를 모두 지칭할 수 있는 것으로 해석되어야 한다.
- [0053] "상에"라는 용어는 어떤 구성이 다른 구성의 바로 상면에 형성되는 경우 뿐 아니라 이들 구성들 사이에 제3의 구성이 개재되는 경우까지 포함하는 것을 의미한다.
- [0054] 이하에서는 본 발명의 일 실시예에 따른 센서 패키지 및 이를 포함하는 마이크로폰을 첨부된 도면을 참조하여 상세히 설명한다.
- [0055] 각 도면의 구성요소들에 참조부호를 부가함에 있어서, 동일한 구성요소들에 대해서는 비록 다른 도면상에 표시되더라도 가능한 한 동일한 부호를 가질 수 있다. 또한, 본 발명을 설명함에 있어, 관련된 공지 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명은 생략할 수 있다.
- [0056] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 일 실시예를 상세히 설명하기로 한다.
- [0057] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 마이크로폰(10)의 부분 절개 사시도이다.
- [0058] 도 1의 좌표계를 참조하면, x 방향은 가로 또는 너비 방향, y 방향은 세로 또는 길이 방향, z 방향은 높이, 두께 또는 수직 방향으로 정의될 수 있다.
- [0059] xy 평면과 평행한 임의의 평면들을 +z 또는 -z 방향으로 바라보는 방향은 일 실시예에 따른 마이크로폰(10)의 평면 또는 횡단면 방향일 수 있다.
- [0060] yz평면과 평행한 임의의 평면들을 +x 또는 -x 방향으로 바라보는 방향은 일 실시예에 따른 마이크로폰(10)의 종단면 방향일 수 있다.
- [0061] xz평면과 평행한 임의의 평면들을 +y 또는 -y 방향으로 바라보는 방향은 일 실시예에 따른 마이크로폰(10)의 종단면 방향일 수 있다.
- [0062] 도 1을 참조하면, 마이크로폰(10)은 센서 패키지(100) 및 센서 패키지(100)의 하부를 지지하는 탄성 지지체(200)를 포함할 수 있다.
- [0063] 센서 패키지(100)는 수술에 의해 인체에 삽입될 수 있으며, 탄성 지지체(200)는 센서 패키지(100)가 인체 내에 밀착되도록 배치될 수 있다.
- [0064] 센서 패키지(100)는 케이스(160), 케이스(160) 내에 배치되는 센서(130), 센서(130) 상에 센서(130)와 접하며 배치되는 수직부재(145) 및 케이스(160)를 메우는 수지(170)를 포함할 수 있다. 센서 패키지(100)는 센서(130)를 지지하며 케이스(160) 내에 배치되는 지지대(131)를 더 포함할 수 있다.
- [0065] 케이스(160)는 하부면(166), 하부면(166)의 외측을 둘러싸는 측면(167) 및 상기 하부면(166)과 상기 측면(167)으로 둘러싸인 내부공간(169)을 포함할 수 있다.
- [0066] 도 2a 및 2b는 본 발명의 일 실시예에 따른 하부면의 변형된 실시예들을 나타내는 평면도이다. 하부면(166)은 케이스(160) 중에서 탄성 지지체(200)와 실질적으로 접하는 면을 포함할 수 있다.
- [0067] 하부면(166)은, 이에 제한되는 것은 아니지만, 다각형 형상이거나(예를 들면, 도 2a) 원형 형상일 수 있다(예를 들면, 도 2b). 바람직하게는, 센서 패키지(100)를 지지하는 탄성 지지체(200)의 상면과 실질적으로 동일한 형상일 수 있다. 이에, 센서 패키지(100)가 탄성 지지체(200)에 안정적으로 고정될 수 있다.
- [0068] 하부면(166)은 탄성 지지체(200)와 실질적으로 접하므로, 탄성 지지체(200)에 고정될 수 있는 모든 구조를 포함할 수 있다. 예시적으로, 상기 마이크로폰(10)의 사용 과정에서 센서 패키지(100)가 탄성 지지체(200)로부터 미끄러지지 않도록 리세스 구조를 포함하거나 복수 개의 홈(groove)을 포함할 수 있다.
- [0069] 예를 들면, 하부면(166)의 종단면을 보았을 때, 하부면(166)의 상면과 하면 중 적어도 일면은 +z 및/또는 -z 방향으로 오목할 수 있다. 이 경우, 센서 패키지(100)에 접촉하는 탄성 지지체(200)의 면은 상기 리세스 구조에 대응되도록 볼록한 면을 가질 수 있다.
- [0070] 반대로, 하부면(166)은 볼록하고 탄성 지지체(200)는 오목할 수도 있다.
- [0071] 도 2a 및 2b는 하부면(166)의 평면도를 도시한 것이므로, 도 2에서는 하부면(166)의 전부가 xy 평면과 평행한 것처럼 보일 수 있다. 그러나, 하부면(166)은 xy 평면과 평행한 평면만을 포함하는 것이 아닐 수 있다. 예를

들면, 하부면(166)은 곡면으로 형성될 수 있다.

- [0072] 하부면(166)은 제1 하부면 영역(166a) 및 제2 하부면 영역(166b)을 포함할 수 있다. 예를 들면, 제1 하부면 영역(166a)은 제2 하부면 영역(166b)의 외측을 둘러싸고 있는 영역일 수 있다.
- [0073] 일 실시예에 따른 링 구조의 하부면(166)에 있어서, 제1 하부면 영역(166a)과 제2 하부면 영역(166b)은 서로 같은 재질로 형성되거나 서로 다른 재질로 형성될 수 있다. 예를 들면, 하부면 영역(166a, 166b)은 모두 리지드(Rigid) 재질로 형성되거나, 한 영역은 리지드 재질로 형성되고 다른 한 영역은 상기 리지드 재질과 다른 재질로 형성될 수 있다.
- [0074] 하부면 영역(166a, 166b)을 형성하는 재질은 생체 적합성 재질일 수 있다. 이에 제한되는 것은 아니지만, 상기 생체 적합성 재질은 유리 에폭시, 유리종이 에폭시, 폴리테트라플루오로에틸렌(polytetrafluoroethylene, PTFE), 세라믹, 폴리염화비닐(Polyvinyl chloride, PVC), 아크릴로니트릴 부타다이엔 스타이렌(Acrylonitrile butadiene styrene, ABS), 폴리아세탈(Polyacetal)계 수지, 폴리프로필렌(Polypropylene, PP), 폴리에틸렌(Polyethylene, PE), 변성 폴리페닐옥사이드(Polyphenylene oxide, PPO), 폴리부틸렌 테레프탈레이트(Polybutylene terephthalate, PBT), 폴리에틸렌 테레프탈레이트(Polyethylene terephthalate, PET), 페놀계 수지, 불소계 수지, 에폭시계 수지, 불포화 폴리에스테르(Unsaturated polyester, UP)계 수지, 메타크릴 수지(Polymethylmethacrylate, PMMA), 폴리페닐렌설파이드(Polyphenylene sulfide, PPS), 폴리아마이드(Polyamide, PA), 폴리카보네이트(Polycarbonate, PC), 폴리디메틸실록산(Polydimethylsiloxane, PDMS), 열가소성 폴리우레탄(Thermoplastic Polyurethane, TPU), 폴리우레탄(Polyurethane), 실리콘(Silicone)계 수지, 티타늄(Titanium) 및 폴리에테르에테르케톤(Polyetheretherketone, PEEK)로 이루어지는 군에서 선택되는 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0075] 하부면(166)은 하부면 영역(166a, 166b)이 모두 같은 재질로 형성되는 막구조를 갖거나 서로 다른 재질로 형성되는 링구조를 가질 수 있다.
- [0076] 하부면(166)은 센서를 지지하는 지지기관의 역할을 수행할 수 있다. 따라서, 센서(130)는 추골병(malleus handle, T1)의 진동을 안정적으로 수신할 수 있다.
- [0077] 일 실시예에 따른 마이크로폰(10)이 인체 내에 삽입된 경우를 고려하면, 하부면(166)의 두께는 개인 차가 있는 추골병(T1)과 와우갑각(Promontory, T2) 사이의 z 방향 높이를 고려하여 적절히 조절될 수 있다.
- [0078] 바람직한 일 실시예에 있어서, 하부면(166)의 두께는 0.1mm 이상 및 2.0mm 이하일 수 있다. 상기 범위에서 센서 패키지(100)가 탄성 지지체(200)에 적절히 고정되면서 추골병(T1)에 밀착될 수 있다. 또한, 추골병(T1)과 와우갑각(T2) 사이에 마이크로폰(10)이 안정적으로 안착될 수 있다.
- [0079] 제1 하부면 영역(166a)과 제2 하부면 영역(166b)은 서로 두께가 같거나 다를 수 있다. 상기 두께는 도 2의 좌표계에서 하부면(166)의 두께 방향(+z 또는 -z)의 길이일 수 있다.
- [0080] 예를 들면, 제2 하부면 영역(166b)의 두께는 제1 하부면 영역(166a)의 두께보다 클 수 있다. 제2 하부면 영역(166b)은 하부면(166)의 메인 지지기관 역할을 수행할 수 있다.
- [0081] 다시 도 1을 참조하면, 반드시 이에 제한되는 것은 아니나, 센서(130)는 제2 하부면 영역(166b) 상에 배치될 수 있다. 하부면(166) 중 제2 하부면 영역(166b)의 비중이 커지면서, 제2 하부면 영역(166b)은 적절한 힘으로 센서(130)를 받칠 수 있다. 이에, 이소골의 진동 신호는 센서(130)에 효과적으로 전달될 수 있다.
- [0082] 도 3 및 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 센서 패키지에 포함되는 구성을 설명하기 위한 종단면도이다.
- [0083] 도 3a는 일 실시예에 따른 하부면(166), 측면(167) 및 내부공간(169)을 포함하는 센서 패키지(100)의 종단면도이다.
- [0084] 도 3a를 참조하면, 측면(167)은 하부면(166)의 외측을 둘러싸거나 감쌀 수 있다. 측면(167)은 생체 적합성 소재로 형성될 수 있다. 상기 생체 적합성 소재는 리지드(Rigid) 재질로 제작될 수 있다. 이에 제한되는 것은 아니지만, 예시적으로 측면(167)은 유리 에폭시(Epoxy), 유리종이 에폭시(Epoxy), 폴리테트라플루오로에틸렌(polytetrafluoroethylene, PTFE), 세라믹, 폴리염화비닐(Polyvinyl chloride, PVC), 아크릴로니트릴 부타다이엔 스타이렌(Acrylonitrile butadiene styrene, ABS), 폴리아세탈(Polyacetal)계 수지, 폴리프로필렌(Polypropylene, PP), 폴리에틸렌(Polyethylene, PE), 변성 폴리페닐옥사이드(Polyphenylene oxide, PPO), 폴리부틸렌 테레프탈레이트(Polybutylene terephthalate, PBT), 폴리에틸렌 테레프탈레이트(Polyethylene

terephthalate, PET), 페놀계 수지, 불소계 수지, 에폭시계 수지, 불포화 폴리에스테르(Unsaturated polyester, UP)계 수지, 메타크릴 수지(Polymethylmethacrylate, PMMA), 폴리페닐렌설파이드(Polyphenylene sulfide, PPS), 폴리아마이드(Polyamide, PA), 폴리카보네이트(Polycarbonate, PC), 폴리디메틸실록산(Polydimethylsiloxane, PDMS), 열가소성 폴리우레탄(Thermoplastic Polyurethane, TPU), 폴리우레탄(Polyurethane), 실리콘(Silicone)계 수지, 티타늄(Titanium) 및 폴리에테르에테르케톤(Polyetheretherketone, PEEK)로 이루어지는 군에서 선택되는 적어도 하나를 포함할 수 있다.

- [0085] 측면(167)과 하부면(166)은 서로 같은 재질로 형성되거나 서로 다른 재질로 형성될 수 있다. 서로 같은 재질로 형성되는 경우, 제조 비용이 절감되는 이점이 있다.
- [0086] 측면(167)의 높이는 마이크로폰(10)이 장착될 인체 내 추골병(T1)과 와우갑각(T2)사이의 z 방향 거리를 고려하여 적절히 조절될 수 있다. 즉, 상기 거리는 개인마다 편차가 있을 수 있어 이를 고려하여 설정될 수 있다.
- [0087] 바람직한 일 실시예에 있어서, 측면(167)의 높이는 0.1mm 이상 및 2.0mm 이하일 수 있다. 상기 범위에서 추골병(T1)과 탄성 지지체(200)의 밀착력이 향상될 수 있다.
- [0088] 측면(167)의 x 방향 너비는 z 방향으로 갈수록 일정하지 않을 수 있다. 예를 들면, 측면(167)의 종단면은 하부면(166) 측으로 갈수록 x 방향 너비가 점점 증가하는 형상일 수 있다.
- [0089] 마이크로폰(10)이 추골병(T1)과 와우갑각(T2) 사이에 배치되는 경우, 탄성 지지체(200)에 의해 센서 패키지(100)는 z 방향으로 고정력을 받는다. 측면(167)의 종단면이 상술한 예시적인 형상을 갖는 경우, z 방향의 내부 저항력(예를 들면, 압축응력)의 한도가 증가될 수 있다. 일 실시예에 따른 센서 패키지(100)는 결과적으로 증가된 고정력에도 변형되지 않는 이점이 있다.
- [0090] 케이스(160)는 하부면(166)과 측면(167)으로 둘러싸인 내부공간(169)을 포함할 수 있다.
- [0091] 도 3b는 일부 실시예들에 따른 센서(130) 및 지지대(131)를 포함하는 센서 패키지(100)의 종단면도이다. 상술한 구성(예를 들면, 하부면(160) 또는 측면(167))과 실질적으로 동일한 구성에 대한 설명은 생략된다.
- [0092] 도 3b를 참조하면, 센서(130)는 케이스(160) 내에 배치될 수 있다. 센서(130)는 하부면(166) 상에 배치되어 내부공간(169)에 수납될 수 있다.
- [0093] 또한, 센서(130) 상에는 수직부재 및 수지가 배치되어 추골병(T1)의 진동은 센서(130)에 전달될 수 있다. 센서(130)는 지지대(131) 상에 배치될 수 있다.
- [0094] 지지대(131)는 센서(130)에 있어서 하부면(166)과 접촉하는 부분을 밀봉하는 역할을 수행할 수 있다. 일 실시예에 있어서, 지지대(131)는 센서(130)와 동일한 소재로 형성될 수 있다. 예를 들면, 지지대(131)는 실리콘계 반도체 및/또는 금속을 포함하여 형성될 수 있다.
- [0095] 센서(130)는 추골병(T1) 즉 이소골(Ossicles) 돌기의 진동을 감지할 수 있는 다양한 센서가 채택될 수 있다. 센서(130)는 진동 신호를 전기 신호로 변환할 수 있다. 예시적으로 센서(130)는 4개의 지점에서 압력 변화를 측정할 수 있는 압력 센서(Piezoelectric 센서), 또는 압전 센서일 수 있다.
- [0096] 이외에도 변위 센서 혹은 가속도 센서 등이 적용될 수 있으며 센서(130)의 종류는 제한되지 않는다.
- [0097] 센서(130)가 추골병(T1)의 진동을 감지하여 이를 전기 신호로 변환하므로, 귀바퀴의 짐음 효과, 외이도의 공명 효과 등 외이와 중이의 생리적 증폭기전을 그대로 이용할 수 있었다. 또한, 소리의 방향성도 획득될 수 있는 장점이 있다.
- [0098] 실시예에 있어서, 센서 패키지는 센서가 배치되는 구역에 센서로 둘러싸인 공간(132)을 포함할 수 있다. 상기 공간(132)은 후술할 다이어프램 영역(133) 내 다이어프램이 진동을 위한 공간일 수 있다. 상기 공간(132)은 공기, 질소 및 헬륨 등의 기체로 채워지거나, 진공상태일 수 있다.
- [0099] 도 3c는 본 발명의 일 실시예에 따른 센서 패키지에 포함되는 구성을 설명하기 위한 종단면도이다. 상술한 구성들과 실질적으로 동일한 구성(예를 들면, 센서(130) 또는 지지대(131))에 대한 설명은 생략된다.
- [0100] 도 3c를 참조하면, 일 실시예에 따른 센서 패키지(100)는 케이스(160)를 메우는 수지(170)를 포함할 수 있다. 환언하면, 내부공간(169)의 적어도 일부는 수지(170)에 의해 충전될 수 있다.
- [0101] 일부 실시예들에 있어서, 수지(170)는 센서(130) 및/또는 수직부재(145)를 감싼 채로 경화되어 있는 상태일 수

있다. 경화된 수지(170)에 의해 센서(130)와 접하고 있는 수직부재(145)는 고정된 상태일 수 있다.

- [0102] 따라서, 추돌병(T1)의 진동이 센서 패키지(100)에 전달되어도 수직부재(145)는 센서(130)로부터 이탈하지 않고 센서(130)와 접촉한 상태로 유지될 수 있다. 이에, 마이크로폰(10)의 사용 수명특성이 향상될 수 있다. 또한, 수직부재(145)는 센서(130) 상에서 기울어지지 않을 수 있으며, 마이크로폰(10)의 실시자가 실시하고자 하는 수직 부재(145)의 위치에 정확히 배치될 수 있다.
- [0103] 일 실시예에 있어서, 수지(170)는 생체 적합성(biocompatible) 소재로 형성될 수 있다.
- [0104] 센서 패키지(100)가 인체 내에 삽입되는 경우, 상기 생체는 인간의 몸체를 의미할 수 있다. 이 경우, 생체 적합성은 인체에 이식된 보철물이 인체에 유해한 변화를 일으키지 않고 인체 조직과 조화롭게 존재할 수 있는 능력으로 정의될 수 있다.
- [0105] 일부 실시예들에 있어서, 상기 수지(170)는 실리콘계 물질을 포함할 수 있다.
- [0106] 수지(170)는 폴리다이메틸실록산(Polydimethylsiloxane, PDMS), 실록산(Siloxane)계 수지, 액상 실리콘 고무(Liquid Silicone Rubber, LSR), 플루오로실리콘(Fluorosilicone), 폴리우레탄(Polyurethane), 및 열경화성 엘라스토머(Thermo Plastic Elastomer, TPE)로 이루어지는 군에서 선택되는 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0107] 상술한 소재들을 포함하는 수지(170)에 의해 메워진 케이스(160)가 인체 내에 도입되는 경우, 장기적인 관점에서 수지(170)의 섬유화에 의한 손상이 방지될 수 있다. 이에, 상기 케이스(160)를 포함하는 마이크로폰(10)은 그 감도가 시간이 지나도 유지될 수 있는 장점이 있다.
- [0108] 수지(170)는 추돌병(T1)의 진동을 전달받아 수직부재(145)에 전달하는 기능을 수행할 수 있다. 이에, 추돌병(T1)의 진동이 곧바로 센서(130)에 전달되지 않을 수 있으며, 센서(130)는 손상되지 않을 수 있다.
- [0109] 다시 말하면, 추돌병(T1)의 진동은 수지(170)에 의해 감쇠(damping)될 수 있으며, 센서 패키지(100)의 안정성이 증진될 수 있다. 이에, 마이크로폰(10)의 사용 수명이 길어질 수 있는 이점이 있다.
- [0110] 보다 자세하게는, 센서(130)는 감도가 높은 동시에 강도가 약하기 때문에, 삽입 수술 등 센서(130)를 사용하는 과정에서 센서(130)가 손상될 수 있다. 이에, 수지(170)가 사용됨에 따라, 센서(130)가 파손될 위험성이 더 적을 수 있으며, 이는 반복적인 실험을 통해 확인되었다.
- [0111] 또한, 수지(170)를 충전시키는 방식에 의해 센서 패키지(100)의 제조공정은 단순화될 수 있으며, 이에 공정 수율이 증가할 수 있다.
- [0112] 일 실시예에 있어서, 센서(130) 상에는 센서(130)와 접하는 수직부재(145)가 배치될 수 있다.
- [0113] 수직부재(145)는 센서 패키지(100)의 수직 방향으로 길이가 있는 부재로 정의될 수 있다.
- [0114] 수직부재(145)는 감광물질을 사용하는 공정에 의해 형성될 수 있다. 상기 공정은 다음과 같은 단계에 의해서 수행될 수 있다:
- [0115] 1) 센서(130) 표면 상에 감광물질 층을 도포한다.
- [0116] 2) 감광물질의 표면을 마스크링 한다.
- [0117] 3) 감광물질의 비마스크링 부분을 자외선 광 또는 전자 빔과 같은 복사선에 노출시킨다.
- [0118] 4) 감광물질의 일부(예, 비마스크링 또는 마스크링 부분)를 제거하면서 감광물질의 일부(예, 비마스크링 또는 마스크링 부분의 다른 부분)를 센서(130) 표면 상에 남기는 것에 의해서, 감광물질 패턴이 형성될 수 있다.
- [0119] 수직부재(145)는 포지티브 PR(positive PR) 또는 네거티브 PR(negative PR)에 의해 형성되는 감광물질 패턴의 일부일 수 있다.
- [0120] 상술한 마스크에 사용되는 포토마스크(Photomask)는 수직부재(145)의 높이에 따라 다양한 종류의 것이 사용될 수 있다. 예시적으로, 한 층의 마스크만을 마스크링하거나, 여러 층의 마스크를 이용해 마스크링할 수 있다.
- [0121] 도 3d를 참조하면, 수직부재(145)의 종단면 형상은 추돌병(T1)의 진동을 감지할 수 있는 것이라면 특별히 제한되지는 않는다. 수직부재(145)의 종단면은 직사각형 형상, 사다리꼴 형상, 또는 상부(또는, 하부)에서 하부(또는, 상부)로 갈수록 단차가 형성된 구조일 수 있다.
- [0122] 도 3e를 참조하면, 수직부재(145)의 횡단면의 형상은 특별히 제한되지 않는다. 예를 들면, 상기 횡단면은 원형

또는 다각형의 형상일 수 있다.

- [0123] 일 실시예에 있어서, 수직부재(145)는 폴리염화비닐(Polyvinyl chloride, PVC), 아크릴로니트릴 부타다이엔 스타이렌(Acrylonitrile butadiene styrene, ABS), 폴리아세탈(Polyacetal)계 수지, 폴리프로필렌(Polypropylene, PP), 폴리에틸렌(Polyethylene, PE), 변성 폴리페닐옥사이드(Polyphenylene oxide, PPO), 폴리부틸렌 테레프탈레이트(Polybutylene terephthalate, PBT), 폴리에틸렌 테레프탈레이트(Polyethylene terephthalate, PET), 페놀계 수지, 불소계 수지, 에폭시계 수지, 불포화 폴리에스테르(Unsaturated polyester, UP)계 수지, 메타크릴 수지(Polymethylmethacrylate, PMMA), 폴리페닐렌설파이드(Polyphenylene sulfide, PPS), 폴리아마이드(Polyamide, PA), 폴리카보네이트(Polycarbonate, PC), 폴리이미드(Polyimide, PI), 폴리에틸렌글라이콜(Polyethylene glycol, PEG), 폴리락틱산(Polylactic acid, PLA), 폴리우레탄(Polyurethane, PU), 폴리하이드록시알카노에이트(Polyhydroxyalkanoates, PHA) 및 폴리에테르에테르케톤(Polyether ether ketone, PEEK)로 이루어지는 군에서 선택되는 적어도 하나를 포함하여 형성될 수 있다.
- [0124] 도 3f는 본 발명의 일 실시예에 따른 수직부재의 도입 유무에 따라 센서(130)의 감도를 비교한 그래프이다.
- [0125] 도 3f에서, x축(Modulus of Molding Material)은 충전된 수지(170)의 강도(Pa)를 나타내고, y축(Expected Singal Ratio)은 종래의 센서 패키지와 본 발명에 따른 센서 패키지의 센서 응답 성능 비(본 발명에 따른 센서 패키지의 센서 응답 성능 / 종래의 센서 패키지의 센서 응답 성능)를 나타낸다.
- [0126] 빨간색 선(Mold with SU8 Post)은 수직부재(145)의 존재 하에 측정된 실험 결과가, 검은색 선(Molded Package)은 수직부재 없이 측정된 실험 결과가 도시된 것이다.
- [0127] 빨간색 선과 검은색 선은 모두 센서 보호와 센서 패키지의 내구성 향상을 위해 수지(170)가 채워진 채로 측정된 실험 결과가 도시된 것이다.
- [0128] 충전된 수지(170)의 강도가 1MPa인 경우, 종래의 센서 패키지에 비해 약 35% 수준의 성능이 측정된 실선에 따른 실험 결과와 달리, 빨간색 선에 따른 실험 결과에서는 약 58% 수준의 성능이 측정되었다.
- [0129] 이에 따라, 수직부재(145)가 도입된 빨간색 선에 따른 실험 결과에서 센서(130)의 감도가 향상된 것을 확인할 수 있다.
- [0130] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 센서 패키지(100)의 종단면도이다. 도 5a는 도 4에서 I-I'선 상부의 일부확대도이다. 상술한 구성들과 실질적으로 동일한 구성(예를 들면, 센서(130) 또는 지지대(131))에 대한 설명은 생략된다.
- [0131] 도 4 및 도 5a를 참조하면, 일 실시예에 따른 센서 패키지(100)에 있어서, 수지(170)는 센서(130) 상에 배치되는 제1 수지층(175) 및 제1 수지층(175)을 제외한 나머지의 제2 수지층(177)을 포함할 수 있다.
- [0132] 일 실시예에 있어서, 수직부재(145)는 센서(130)와 접하고 센서(130)는 케이스(160)의 내부공간(169)에 배치되므로 수직부재(145)의 적어도 일부는 수지(170)에 존재할 수 있다.
- [0133] 일부 실시예들에 있어서, 수직부재(145)의 전부는 수지(170)에 존재할 수 있다. 이 경우, 제1 수지층(175)의 수직 방향 길이(d1)는 수직부재(145)의 수직 방향 길이(d2)보다 클 수 있다. 또한, 이 경우 수직부재(145)의 상부면부터 제1 수지층(175)의 상부면까지의 수직 방향 길이(d3)가 정의될 수 있다.
- [0134] 수직부재(145)의 재질은 특별히 한정되지 않는다. 센서 패키지(100)는 인체에 삽입될 수 있으므로 생체 적합성 재질이 포함될 수 있다. "생체 적합성"은 수지(170)의 소재를 기재하며 정의된 바와 같이 인체에 이식된 보철물이 인체에 유해한 변화를 일으키지 않고 인체 조직과 조화롭게 존재할 수 있는 능력으로 정의될 수 있다.
- [0135] 예를 들면, 수직부재(145)는 폴리이미드(Polyimide, PI), 폴리에틸렌글라이콜(Polyethylene glycol, PEG), 폴리락틱산(Polylactic acid, PLA), 폴리우레탄(Polyurethane, PU), 폴리하이드록시알카노에이트(Polyhydroxyalkanoates, PHA) 및 폴리에테르에테르케톤(Polyetheretherketone, PEEK)로 이루어지는 군에서 선택되는 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0136] 도 5b 및 5c는 본 발명의 일 실시예에 따른 수직부재의 높이에 따라 센서에 가해지는 힘을 비교한 그래프이다.
- [0137] 도 5b를 참조하면, x축(Post Height)은 수직부재(145)의 높이를, y축(Max. Stress in Sensor Membrane)은 센서(130)의 출력(예를 들면, 감도 등)과 관련된 파라미터를 의미한다. 상기 파라미터는 센서의 출력과 양의 상관관계가 있다.

- [0138] 제1 수지층(175)의 높이(d1)는 200 μ m로 고정되었고, 수직부재의 높이(d2)의 강도에 따른 센서 출력의 향상은 d2가 100 μ m 전후인 경우 포화되는 경향을 보였다.
- [0139] 일 실시예에 따른 센서 패키지는 수지(170)의 강도가 1MPa이하인 경우이거나, 수직부재(145)의 높이(d2)는 d1의 1/2 이상인 경우에 센서의 출력이 향상될 수 있다. 일 실시예에 있어서, 수직부재(145)의 수직 방향 길이(d2)는 제1 수지층(175)의 수직 방향 길이(d1)의 2/3 이상일 수 있다. 상기 범위에서, 수직부재(145)가 존재하며 센서(130)의 감도가 증가될 수 있다.
- [0140] 일 실시예에 있어서, 수직부재(145)의 상부면부터 제1 수지층(175)의 상부면까지의 수직 방향 길이(d3)는 상기 수직부재(145)의 수직 방향 길이(d2)의 1/3 이하일 수 있다. 상기 범위에서, 수직부재(145)의 존재 하에 추골병(T1)의 진동이 센서(130)로 전달되는 효과가 향상될 수 있다.
- [0141] 도 5c를 참조하면, x축(Post Height)은 상기 첫번째 그래프의 x축과 같은 수직부재(145)의 높이를, y축(Post Diameter)은 수직부재(145)의 직경을, z축(Max. Stress)은 상기 첫번째 그래프의 y축과 같은 파라미터를 의미한다. 따라서, z축의 파라미터는 센서의 출력(예를 들면, 감도 등)과 양의 상관관계가 있다.
- [0142] 후술하는 바와 같이, 수직부재(145)와 센서(130)가 접하는 영역의 면적이 센서(130)의 상면 면적의 일정 비율 이상인 경우, 일 실시예에 따른 센서 패키지의 센서 출력이 향상될 수 있다.
- [0143] 일 실시예에 있어서, 수직부재(145)의 상부면부터 제1 수지층(175)의 상부면까지의 수직 방향 길이(d3)는 상기 수직부재(145)의 수직 방향 길이(d2)의 1/3 이하일 수 있다. 상기 범위에서, 수직부재(145)의 존재 하에 추골병(T1)의 진동이 센서(130)로 전달되는 효과가 향상될 수 있다.
- [0144] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 센서를 나타내는 평면도이다.
- [0145] 도 6을 참조하면, 센서(130)는 수직부재(145)와 접하는 영역(146)을 포함할 수 있다. 일 실시예에 따른 센서(130)는 다이어프램 영역(133)을 포함할 수 있다.
- [0146] 다이어프램 영역(133)은 센서(130)의 실제 작동에 주요한 기능을 수행하는 센서(130)의 영역으로 정의될 수 있다. 이는 센서(130)의 중앙부 중 z 방향의 두께가 얇으면서 추골병(T1)에 의한 외부 자극에 진동하는 곳일 수 있다. 일 실시예에 따른 센서(130)의 목적은 다이어프램 영역(133)의 움직임을 감지하는 것일 수 있다.
- [0147] 일부 실시예들에 있어서, 수직부재(145)와 센서(130)가 접하는 영역(146)의 면적은 다이어프램 영역(133)의 면적의 80% 이하일 수 있다. 상기 범위에서, 추골병(T1)의 진동에 대한 센서(130)의 감도가 향상될 수 있다.
- [0148] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 마이크로폰(10)의 부분 절개 사시도이다. 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 센서 패키지에 포함되는 구성을 설명하기 위한 종단면도이다. 도 9는 도 8에서 I-I'선 상부의 일부확대도이다.
- [0149] 상술한 구성들과 실질적으로 동일한 구성(예를 들면, 케이스(160), 센서(130), 또는 수지(170))에 대한 설명은 생략된다.
- [0150] 도 7, 8 및 9를 참조하면, 수직부재(145)의 적어도 일부는 수지(170)에 존재하지 않을 수 있다. 이 경우, 수직부재(145)의 수직 방향 길이(d2)는 제1 수지층(175)의 수직 방향 길이(d1)보다 작지 않을 수 있다.
- [0151] 수직부재(145)의 재질은 특별히 한정되지 않을 수 있다. 다만, 센서 패키지(100)가 생체 내에 포함되는 경우, 수지(170)에 존재하지 않는 수직부재(145)의 일부는 추골병(T1)과 실질적으로 접할 수 있다. 따라서, 수직부재(145)는 생체 적합성 재질을 포함할 수 있다. 예를 들면, 폴리에틸렌(Polyethylene, PE), 폴리프로필렌(Polypropylene, PP), 폴리테트라플루오로에틸렌(Polytetrafluoroethylene, PTFE), 폴리메틸메타크릴레이트(Polymethylmethacrylate, PMMA), 폴리이미드(Polyimide, PI), 폴리에틸렌글라이콜(Polyethylene glycol, PEG), 폴리락틱산(Polylactic acid, PLA), 폴리우레탄(Polyurethane, PU), 폴리하이드록시알카노에이트(Polyhydroxyalkanoates, PHA) 및 폴리에테르에테르케톤(Polyether ether ketone, PEEK)로 이루어지는 군에서 선택되는 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0152] "생체 적합성"은 수지(170)의 소재를 기재하며 정의된 바와 같이 인체에 이식된 보철물이 인체에 유해한 변화를 일으키지 않고 인체 조직과 조화롭게 존재할 수 있는 능력으로 정의될 수 있다.
- [0153] 일 실시예에 있어서, 제1 수지층(175)의 상부면부터 수직부재(145)의 상부면까지의 수직 방향 길이(d4)는 수직부재(145)의 수직 방향 길이(d2)의 1/10을 초과하지 않을 수 있다. 1/10을 초과하는 경우, 추골병(T1)의 진동

이 수지(170)에 의해 감쇠(damping)되는 효과가 저하될 수 있다. 이에, 센서(130)로 전달되는 진동이 커져 센서(130)가 파손될 수 있으며, 마이크로폰(10)의 수명 특성이 저하될 수 있다.

- [0154] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 센서 패키지의 종단면도이다.
- [0155] 도 10을 참조하면, 실시예에 따른 센서 패키지(100)는 센서 패키지(100)의 외측을 둘러싸는 코팅층(180)을 포함할 수 있다. 실시예에 따른 코팅층(180)은 생체 적합성 소재로 형성될 수 있다. 이는 센서 패키지(100)에 포함된 수지 및/또는 케이스는 생체 적합성 소재로 형성되지 않도록 할 수 있는 장점이 있다.
- [0156] 코팅층(180)이 생체 적합성 소재로 형성되어 인체 내부에 삽입됨에 따라 센서 패키지(100)는 숙주인 인체에 유해한 변화를 일으키지 않고 인체 조직과 조화롭게 존재할 수 있다.
- [0157] 코팅층(180)은 균일한 코팅막으로서, 열적 또는 기계적 변형이 이루어지지 않을 수 있다. 또한, 코팅층(180)은 수분 침투 저항성, 내부식성 및 가스 차단 특성 중 적어도 하나의 특성을 포함할 수 있다.
- [0158] 일 실시예에 있어서, 코팅층(180)은 패럴린 코팅에 의해 형성될 수 있다. 패럴린 코팅은 진공 상태에서 분말 상태의 원료를 기화시켜 폴리머 형태의 필름막을 형성시키는 기술로써 화학 증착법(CVD: Chmical-Vapor Deposition)을 이용하는 코팅 기술이다. 상기 원료는 당 분야에서 주지된 것을 사용할 수 있다.
- [0159] 도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 마이크로폰(10)이 인체에 적용된 예시도이다.
- [0160] 일 실시예에 따른 마이크로폰(10)은 상술한 실시예들에 따른 센서 패키지(100) 및 센서 패키지(100)의 하부를 지지하는 탄성 지지체(200)를 포함할 수 있다.
- [0161] 센서 패키지(100)는 고막(T3)의 하부에 배치되는 이소골의 돌기인 추골병(T1)과 와우갑각(T2) 사이에 배치될 수 있다. 이소골의 진동 신호를 효과적으로 수신하기 위해서는 센서 패키지(100)가 추골병(T1)과 밀착되는 것이 유리할 수 있다. 따라서, 실시예에 따르면, 탄성 지지체(200)에 의해 센서 패키지(100)를 추골병(T1)과 와우갑각(T2) 사이에 밀착시킬 수 있다.
- [0162] 탄성 지지체(200)는 생체적합성 소재이며 탄성을 갖는 다양한 재질을 포함할 수 있다. 예시적으로 탄성 지지체(200)는 PDMS, TPU, PU, 실리콘 등의 재질을 포함할 수 있다.
- [0163] 탄성 지지체(200)의 두께는 추골병(T1)과 와우갑각(T2) 사이의 간격에 따라 조절될 수 있다. 즉, 환자의 추골병(T1)과 와우갑각(T2) 사이의 간격을 미리 측정하고 간격을 산출해서 센서 패키지(100)를 밀착시킬 수 있도록 탄성 지지체(200)의 두께가 조절될 수 있다. 또는, 다양한 두께의 탄성 지지체(200)가 미리 준비되고 수술 시 적당한 두께의 탄성 지지체(200)가 삽입될 수 있다.
- [0164] 일 실시예에 있어서, 탄성 지지체(200)에 의해 센서 패키지(100)의 높이가 조절될 수 있으므로 센서(130)의 감도가 상승하는 장점이 있으며, 수술 시 설치가 편리한 장점이 있다.
- [0165] 필요에 따라 수지(170)의 상부면 또는 수직부재(145)의 상부면과 추골병(T1)의 사이는 접착제로 접착될 수 있으며, 탄성 지지체(200)의 상면 및/또는 하면에 접착제가 도포될 수도 있다.
- [0166] 예를 들면, 상기 하부에 폴리다이메틸실록산(Polydimethylsiloxane, PDMS)이 코팅될 수 있다. 코팅된 센서 패키지(100) 하부와 탄성 지지체(200)는 O₂ 플라즈마가 적용되어 서로 접착될 수 있다.
- [0167] 탄성 지지체(200)는 단면이 사각형, 사다리꼴, 타원형 중 어느 하나의 형상을 가질 수 있다. 즉, 센서 패키지(100)의 높이를 조절할 수 있는 다양한 형상을 가질 수 있다.
- [0168] 탄성 지지체(200)의 상면은 센서 패키지(100)를 지지하기 용이하도록 평탄면을 갖고 하부면(201)은 볼록한 와우갑각(T2)에 밀착되도록 오목한 형상을 가질 수 있다. 이러한 구성에 의하면, 볼록한 와우갑각 영역에서 고정력이 우수해질 수 있다.
- [0169] 상술한 바와 같이, 센서 패키지(100)가 탄성 지지체(200)로부터 미끄러지지 않기 위해 케이스(160)의 하부면(166)은, 상술한 바와 같이, 리세스 구조를 포함하거나 복수 개의 홈(groove)을 포함할 수 있다.
- [0170] 탄성 지지체(200)는 센서 패키지(100)를 크래들 방식에 의해 지지할 수 있다. 탄성 지지체(200)는 홈(groove)을 포함할 수 있으며, 센서 패키지(100)는 상기 홈에 안착될 수 있다.
- [0171] 도 12는 본 발명의 일 실시예에 따른 인체 임플란트 장치의 블록도이다.
- [0172] 도 12를 참조하면, 실시예에 따른 임플란트 장치(1)는 마이크로폰(10), 어음처리기(11) 및 자극기(12)를 포함할

수 있다.

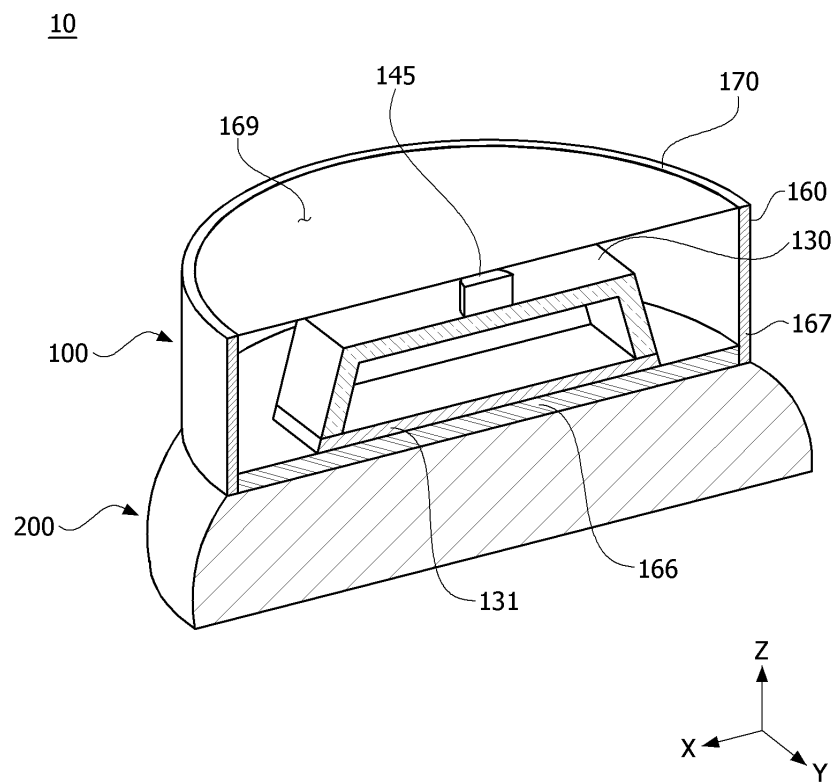
- [0173] 마이크로폰(10)은 전술한 바와 같이 추골병(T1)의 진동을 감지하여 진동 신호를 전기 신호로 변환할 수 있다. 실시예에 따르면, 센서가 추골병(T1)의 진동을 감지하여 전기 신호로 변환하므로 귀바퀴의 집음 효과, 외이도의 공명 효과 등 외이와 중이의 생리적 증폭기전을 그대로 이용할 수 있고, 소리의 방향성도 획득할 수 있는 장점이 있다.
- [0174] 어음처리기(11)는 주파수별로 시간에 따라 신호를 분석한 후 이를 전기신호로 바꾸어 생체 내 이식한 자극기에 전달할 수 있다. 이러한 어음 처리기는 기존의 공지 구성이 제한 없이 적용될 수 있다.
- [0175] 자극기(12)는 입력된 신호에 따라 전극을 통하여 청신경이 자극할 수 있다. 이러한 자극기의 구조는 일반적으로 인공 와우에 사용되는 다양한 형태의 자극기가 제한 없이 적용될 수 있다.
- [0176] 이상, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 더욱 상세하게 설명하였으나, 본 발명은 반드시 이러한 실시예로 국한되는 것은 아니고, 본 발명의 기술사상을 벗어나지 않는 범위 내에서 다양하게 변형 실시될 수 있다.
- [0177] 따라서, 본 발명에 개시된 실시예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다.
- [0178] 그러므로, 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.
- [0179] 본 발명의 보호 범위는 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

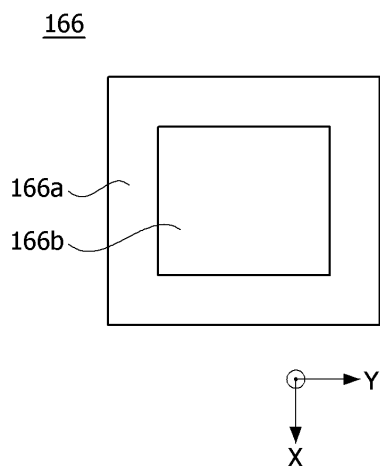
- [0181] 1: 인체 임플란트 장치 10: 마이크로폰
11: 어음처리기 12: 자극기
100: 센서 패키지 130: 센서
131: 지지대 132: 센서로 둘러싸인 공간
133: 다이어프램 영역 145: 수직부재
146: 수직부재와 센서가 접하는 영역 160: 케이스
166: 하부면 166a: 제1 하부면 영역
166b: 제2 하부면 영역 167: 측면
169: 내부공간 170: 수지
175: 제1 수지층 177: 제2 수지층
180: 코팅층 200: 탄성 지지체
T1: 추골병 T2: 와우갑각
T3: 고막

도면

도면1

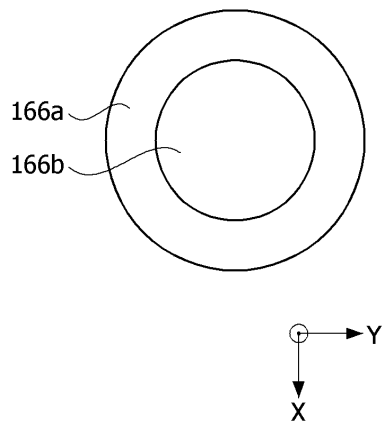


도면2a

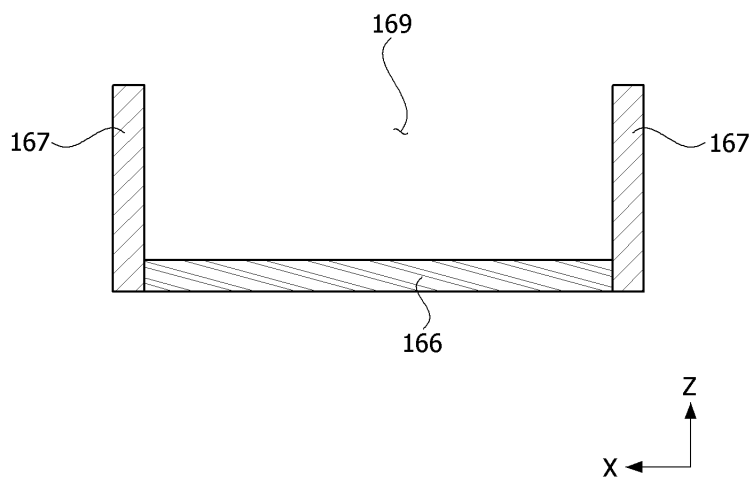


도면2b

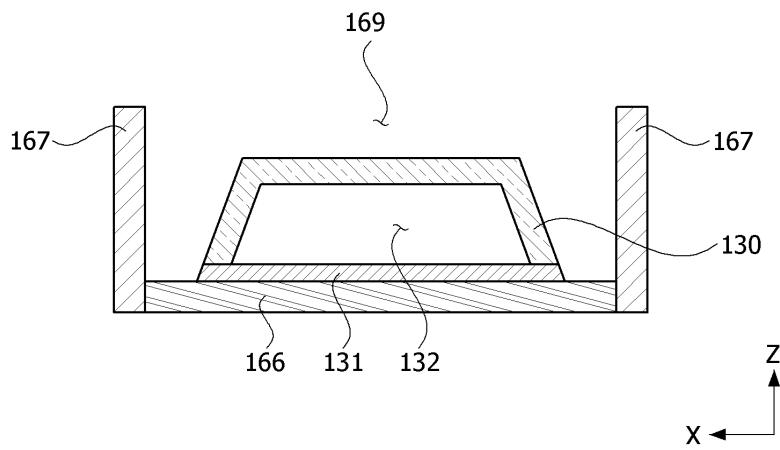
166



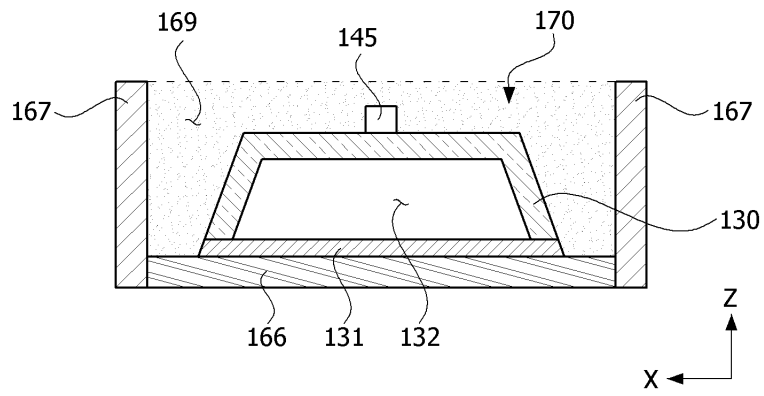
도면3a



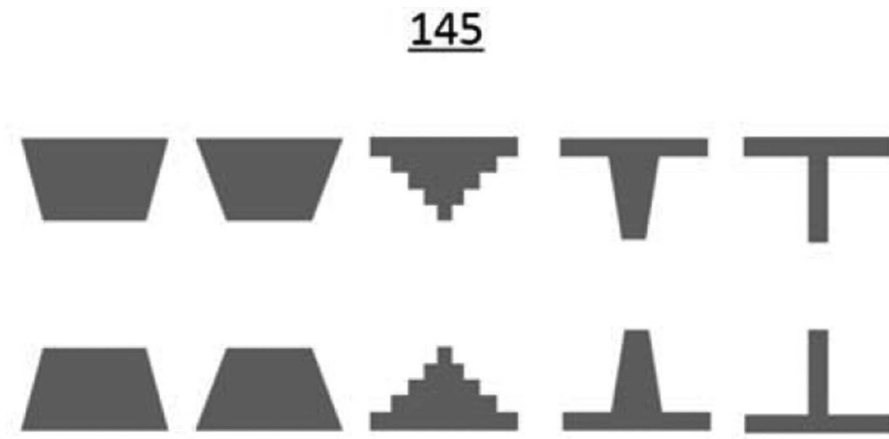
도면3b



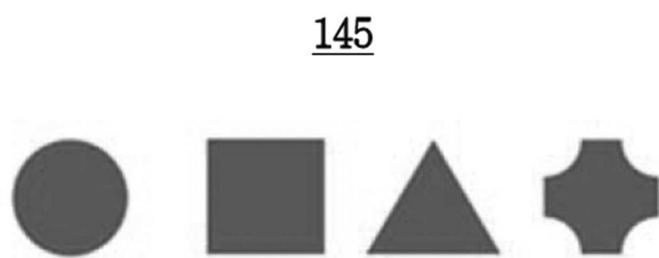
도면3c



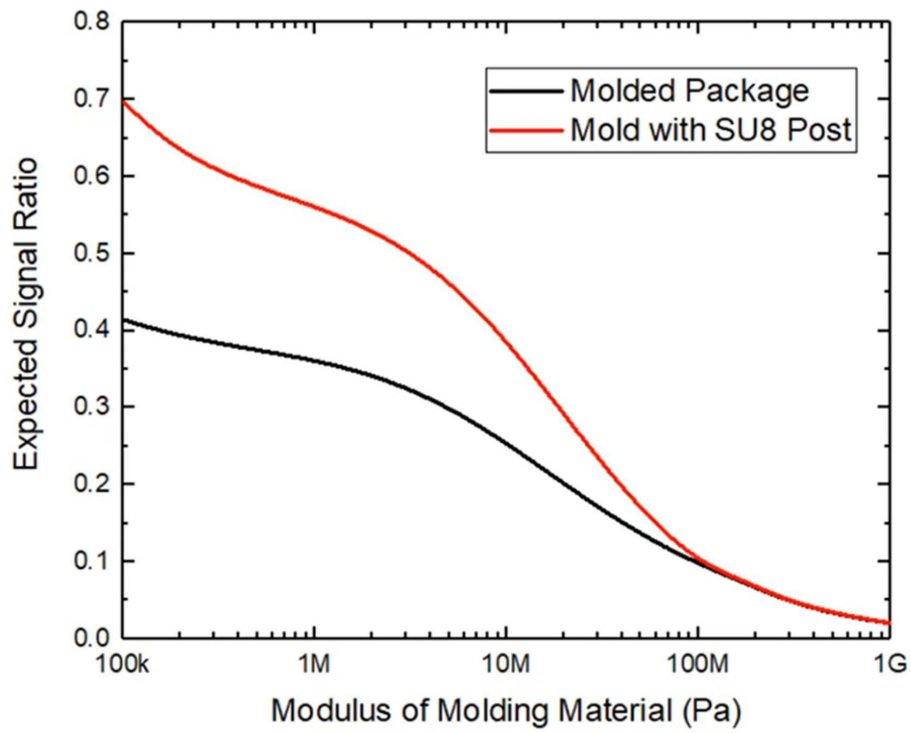
도면3d



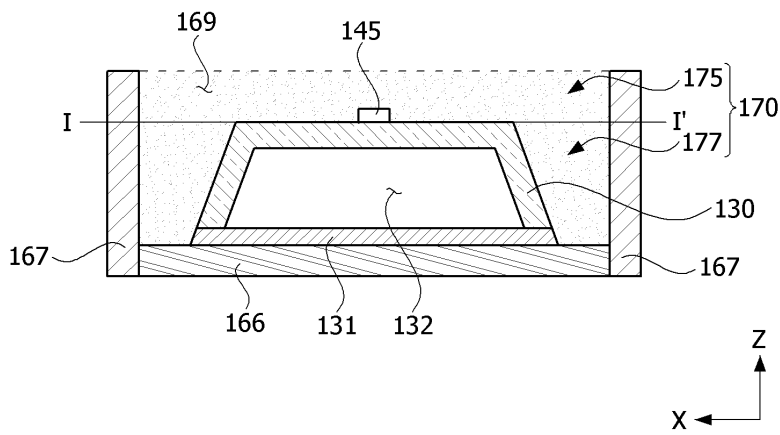
도면3e



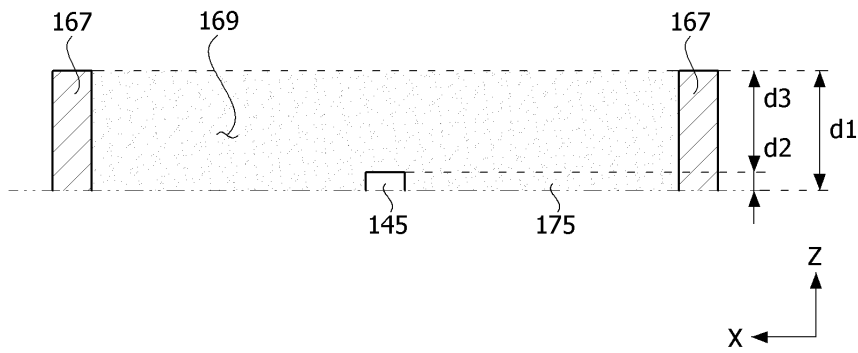
도면3f



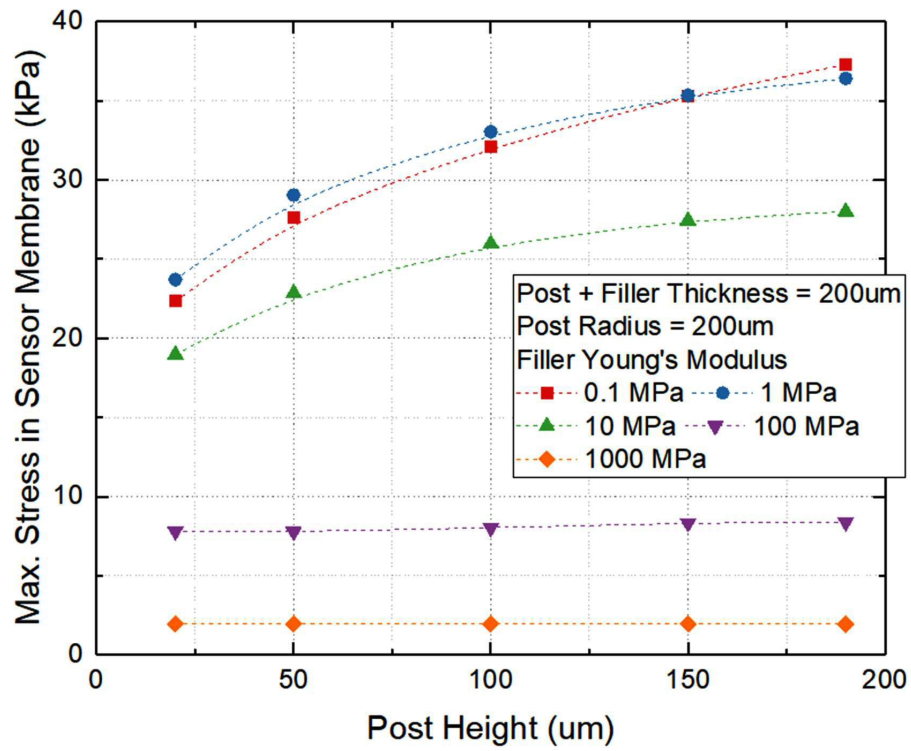
도면4



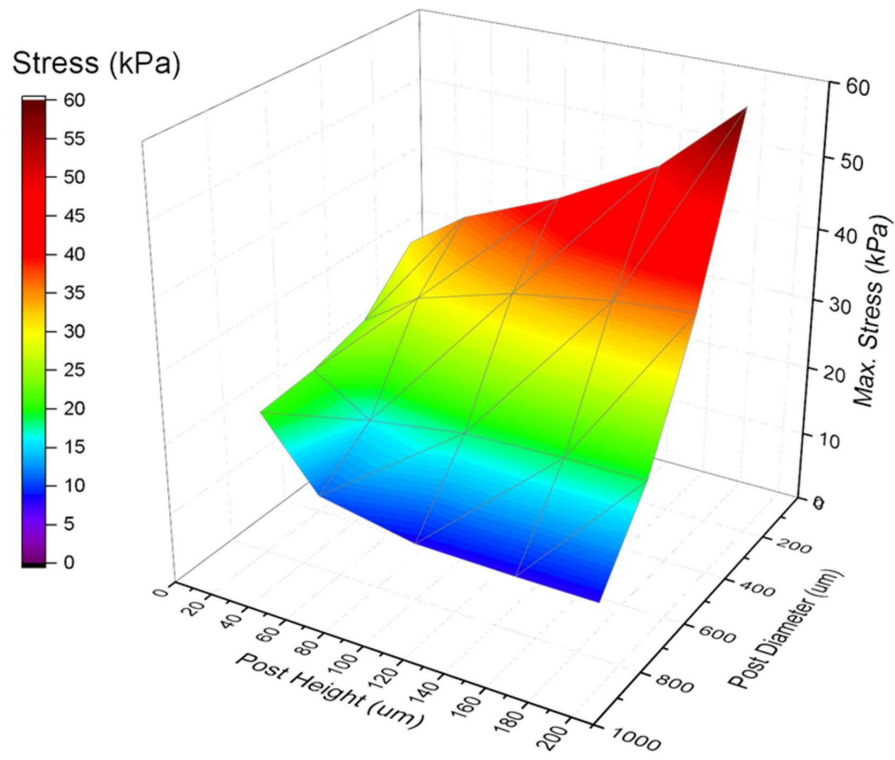
도면5a



도면5b

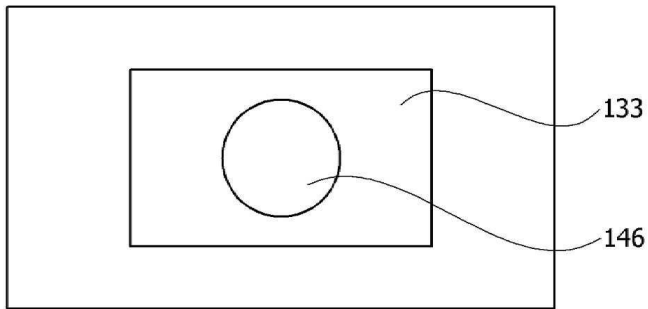


도면5c

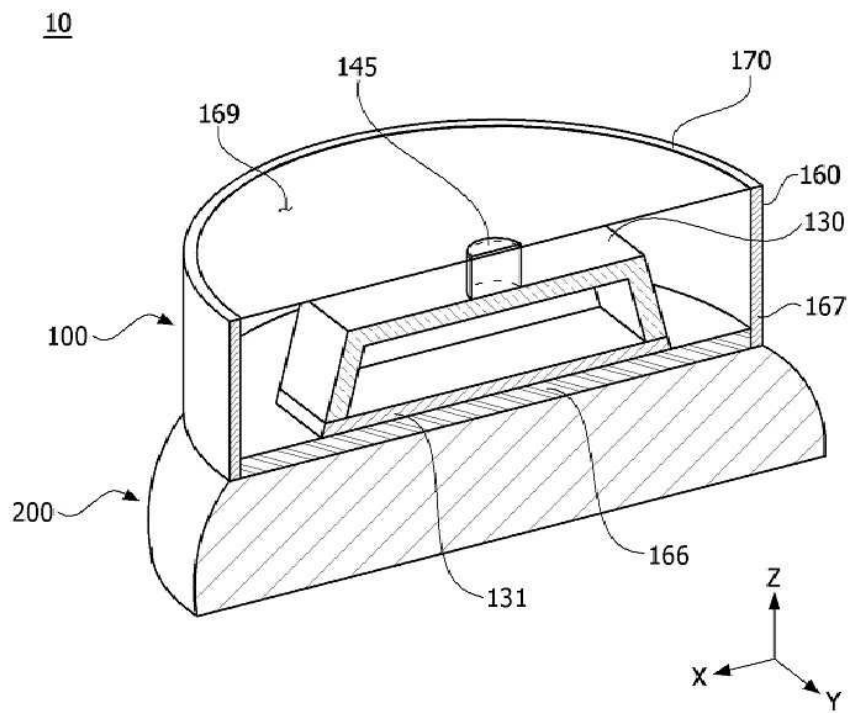


도면6

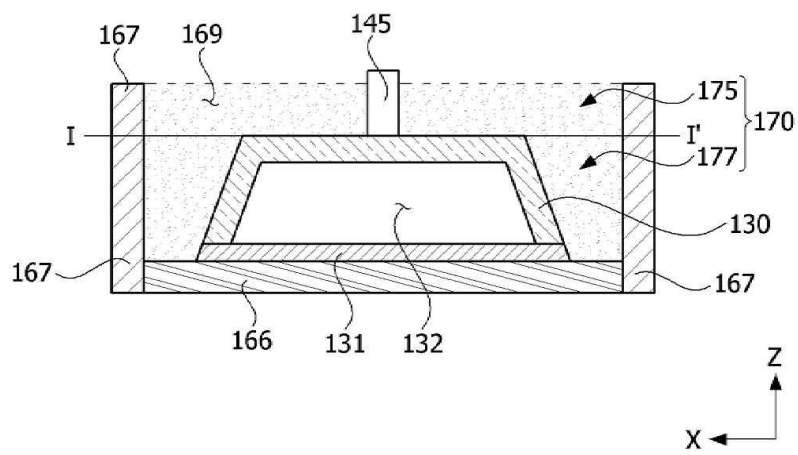
130



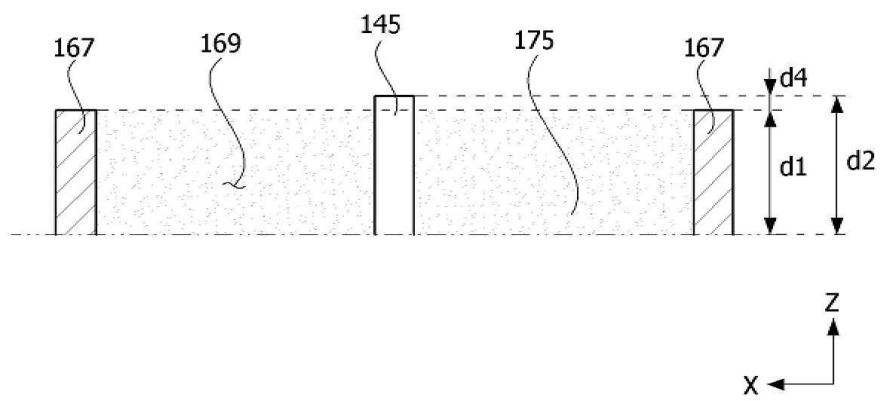
도면7



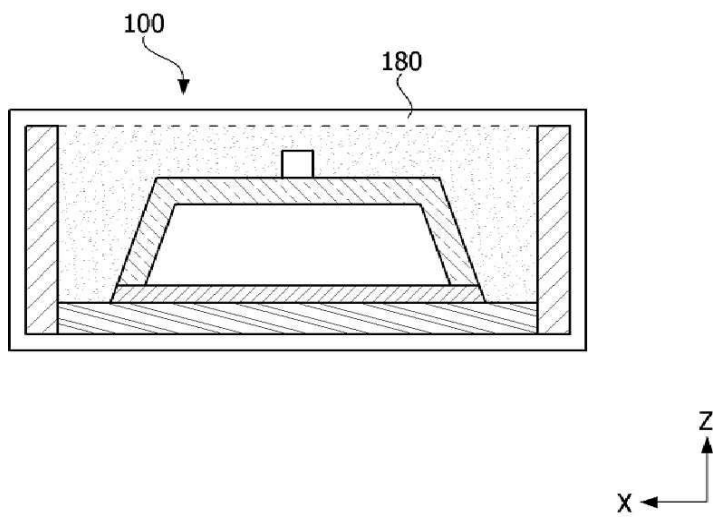
도면8



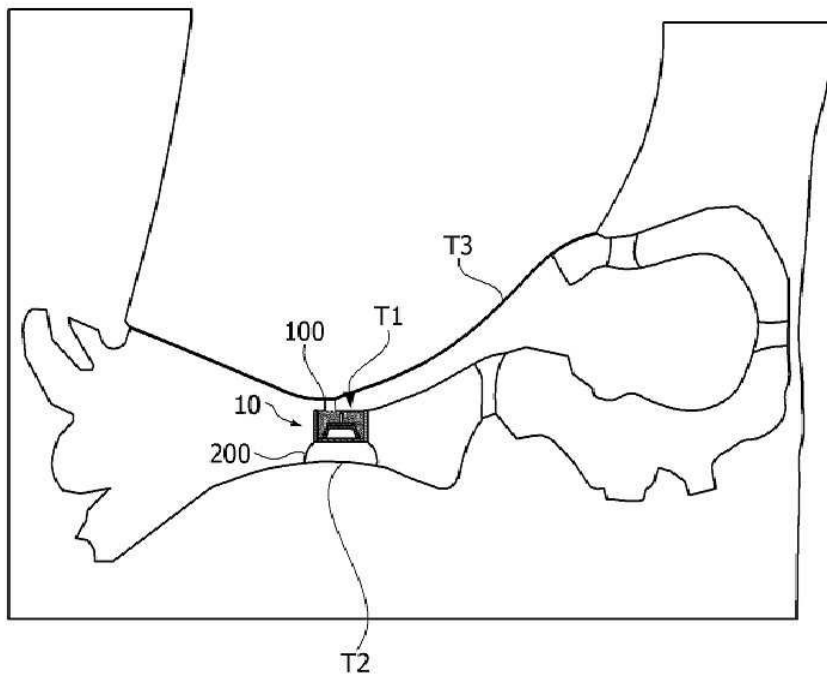
도면9



도면10



도면11



도면12

