

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국



(10) 국제공개번호

WO 2019/240355 A1

2019 년 12 월 19 일 (19.12.2019) WIPO | PCT

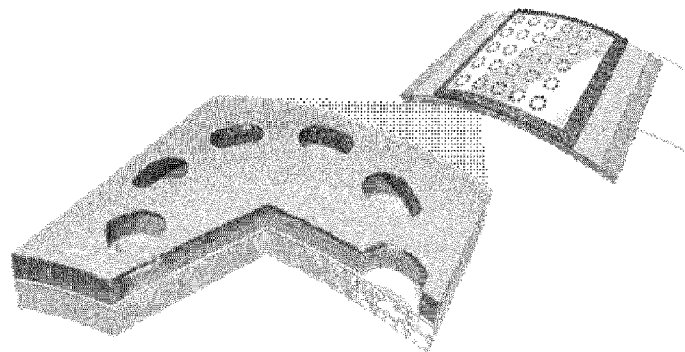
(51) 국제특허분류: *G01H 11/06* (2006.01) *H04R 1/08* (2006.01)
(21) 국제출원번호: PCT/KR2019/002750
(22) 국제출원일: 2019 년 3 월 8 일 (08.03.2019)
(25) 출원언어: 한국어
(26) 공개언어: 한국어
(30) 우선권정보: 10-2018-0067929 2018 년 6 월 14 일 (14.06.2018) KR
(71) 출원인: 재단법인 나노기반소프트일렉트로닉스연구단 (CENTER FOR ADVANCED SOFT ELECTRONICS) [KR/KR]; 37673 경상북도 포항시 남구 청암로 77 포스텍, Gyeongsangbuk-do (KR). 포항공과대학교 산학협력단 (POSTECH ACADEMY-INDUSTRY FOUNDATION) [KR/KR]; 37673 경상북도 포항시 남구 청암로 77, Gyeongsangbuk-do (KR).

(72) 발명자: 조길원 (CHO, Kilwon); 37673 경상북도 포항시 남구 지곡로 155, 4동904호, Gyeongsangbuk-do (KR). 이시영 (LEE, Siyoung); 37673 경상북도 포항시 남구 청암로 77, 4동 1502호, Gyeongsangbuk-do (KR). 정윤영 (CHUNG, Yoonyoung); 37673 경상북도 포항시 남구 청암로 77, 포항공과대학교 LG 연구동, Gyeongsangbuk-do (KR).
(74) 대리인: 이수열 (LEE, Soo Yeol); 06657 서울시 서초구 반포대로 23길 13, 아트스페이스빌딩 4층, Seoul (KR).
(81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD,

(54) Title: ATTACHABLE VIBRATION SENSOR AND METHOD FOR MANUFACTURING SAME

(54) 발명의 명칭: 부착형 진동센서 및 그의 제조방법

[도1a]



(57) Abstract: The present invention provides a vibration sensor comprising: a substrate; a first electrode positioned on the substrate; a support part positioned on the first electrode and comprising a cylindrical hollow space; and a diaphragm comprising a thin film positioned on the support part and a second electrode positioned on the thin film. The present invention can manufacture an ultrathin skin-attachable vocal cord microphone which is attached to the neck of a person so as to sense vibration acceleration of the neck skin when the person speaks and thus has constant and high voice recognition sensitivity in a voice frequency domain of the person. Further, the sensor sensitively senses a vibration, is not influenced by external noise or wind, and can sense a voice even when the mouth is covered. The skin-attachable vibration sensor having an ultrathin structure using an organic material has good skin attachability and thus can minimize a vibration signal distortion phenomenon when used on the curved skin, and provides an aesthetic appearance and an excellent wearing feeling on the skin.

(57) 요약서: 본 발명은 기관; 상기 기관 상에 위치하는 제1 전극; 상기 제1 전극 상에 위치하고, 통형 중공을 포함하는 지지부; 및 상기 지지부 상에 위치하는 박막 및 상기 박막 상에 위치하는 제2 전극을 포함하는 진동판(diaphragm);을 포함하는 진동 센서를 제공한다. 본 발명은 사람이 말할 때 사람의 목에 부착하여 목 피부의 진동 가속도를 감지함으로써, 사람의 목소리 주파수 영역 내에서 음성 인식 민감도가 일정하고 높은 특성이 있는 초박막의 피부부착형 성대 마이크로폰을 제조할 수 있다. 또한 진동을 민감하게 감지하여 외부 소음이나 바람에도 영향을 받지 않으며, 입을 가린 상황에서도 목소리를 감지할 수 있으며, 유기소재를 이용한 초박막 구조로 되어 있는 피부부착형 진동센서는 피부 적합성이 좋아 굴곡진 피부에서의 진동 신호 왜곡 현상을 최소화할 수 있으며, 피부에 대한 착용감이 우수하고 심미성이 있는 효과가 있다.

[다음 쪽 계속]

WO 2019/240355 A1



SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR,
TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역
내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE,
LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM,
ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유
럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI,
FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK,
MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI
(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML,
MR, NE, SN, TD, TG).

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제21조(3))

명세서

발명의 명칭: 부착형 진동센서 및 그의 제조방법

기술분야

- [1] 본 발명은 부착형 진동센서 및 그의 제조방법에 관한 것으로, 상세하게는 가교된 고분자 재료와 패터닝된 진동판 구조를 기반으로 목소리 주파수 영역 (80~3400 Hz) 내에서 높고 일정한 민감도를 가지는 피부부착형 초박막 진동센서 및 그의 제조방법에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 최근 들어 삼성, Apple, 구글, Amazon 등 많은 기업에서는 음성 인식 관련 사업에 주력하고 있다. 음성은 사람의 의사를 표현하는 가장 유용한 생체신호여서, Human-machine Interface (HMI) 와 Internet of Things (IoT) 분야에서 2022년까지 15%이상의 시장을 차지할 만큼 중요하기 때문이다. 하지만 현 음성 인식 기술에는 일상 생활 중에 소음이나 입을 가려야 될 때 등 외부 환경에 따라 목소리 왜곡이나 인식의 어려움이 있어 실용적이지 않다. 일부 기술은 외부 환경에 영향을 받지 않기 위해 목 피부를 통해 목소리를 인식은 하지만, 이것들은 플라스틱 목걸이로 피부를 압박하기 때문에 성능이 좋지 않고, 착용감과 심미성도 좋지 않은 문제점이 있다.
- [3] 기존의 마이크로폰은 시끄럽거나 바람이 부는 환경에서는 사람 목소리 외에도 소음과 바람을 같이 인식하여, 목소리만 따로 인식하기 어렵다. 또한 정숙해야 하는 분위기나 마스크를 써야 할 때, 입을 가린 상태로 말을 하게 되면 말하는 사람의 목소리 정보를 왜곡하여 받아들인다. 이는 기존의 마이크로폰이 공기의 미세한 압력 변화를 통해 사람의 목소리를 인식하기 때문인데, 이로 인해 소음, 바람 등 다른 공기압의 변화에도 영향을 받고, 입을 가리게 되면 목소리의 공기압이 차단되어 목소리가 잘 인식되지 않는 문제점이 있다. 이러한 문제점을 개선하기 위해 개발된 기존의 성대 마이크로폰 (Laryngophone, throat microphone)은 대부분 압전(Piezoelectric) 소재를 통해 피부 진동을 전압 신호로 변환하여 받아들이지만, 대부분의 상용화된 기기들은 센서로서 진동 세기나 주파수에 대해 일정한 민감도를 가지고 있지 않다. 또한 신축성 밴드나 길이가 조절 가능한 벨트로 목을 조여 소자부분을 목에 밀착시키는 형태이기 때문에, 피부를 압박하여 목소리 측정에 왜곡이 생길 수 있는 문제점이 있다.
- [4] 이를 해결하기 위해서는 전자피부 형태의 웨어러블 마이크로폰이 개발될 필요가 있으며, 여러 연구 기관들에서 다양한 재료와 방법으로 관련 기기를 제시하고 있다. 하지만 개발된 일부 센서들은 피부 진동에 의한 미세한 압력을 감지할 뿐 사람의 목소리를 구분할 만큼 주파수 해상도가 충분하지 않다. 또한, 음성 인식이 가능하더라도 대부분 센서의 감도가 충분하지 않아 인식한 음향 파형 결과와 음성의 양적 상관 관계를 제시하지 못했을 뿐만 아니라, 센서를

이루고 있는 고분자 재료의 높은 감쇠 효과와 구조적인 공진 및 감쇠 효과 인해 사람이 말하는 주파수 범위에서 균일한 감도를 거의 유지하지 못한다.

- [5] 따라서, 현재까지 개발된 전자피부 형태의 웨어러블 마이크로폰 및 진동센서는 음성 인식에 가장 중요한 음성 대역 주파수 범위(80~3,400Hz)에서 높고 균일한 민감도를 유지해야 되는 음성 인식 장치의 기본 요구 사항을 충족시키지 못하고 있는 문제점이 있다.

- [6] 또한 최근 들어, 인간의 편의에 맞게 주변의 각종 기기와 환경을 제어할 수 있는 Human-machine Interface (HMI) 와 Internet of Things (IoT) 관련 산업이 발달하고 있는데, 이를 위해 다양한 인간의 의도와 상태를 빠르게 전달하는 동적 기계적 생체 신호를 감지하는 기술이 개발되고 있다. 그리고 개발된 센서들은 헬스 모니터링과 같은 개인 용도뿐 아니라 홈 자동화 시스템, 제조 산업과 같은 주변 환경 제어까지 다양한 분야에 폭넓게 적용되고 있다. 이러한 센서들이 감지 목표로 삼고 있는 동적 기계적 생체 신호를 살펴보면 걷기, 뛰기, 앉기 등의 다양한 몸동작, 저작 운동 등의 얼굴 동작, 손을 이용한 동작이나 심장, 위, 장 등의 신체 기관의 진동 그리고 코골이와 목소리 등이 있다. 이러한 신호들을 감지하기 위해 지금까지 개발된 센서들은 대부분 실리콘 웨이퍼를 기반으로 하고 있는데, 이들은 높은 제조 단가 외에도 딱딱하고 깨지기 쉽고 굴곡진 면에 적용하기 어려운 단점이 있다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [7] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위하여 목에 부착하여 목피부의 진동을 감지함으로써, 사람의 목소리 주파수 영역 내에서 사람이 말하는 목소리에 대한 음성 민감도가 일정하고 높은 특성이 있는 피부부착형 진동센서를 제공할 수 있다.
- [8] 또한 성대의 진동을 민감하게 감지하여 외부 소음이나 바람에도 영향을 받지 않으며, 입을 가린 상황에서도 활용이 가능한 음성 인식 센서를 제공한다.
- [9] 또한 유기소재를 사용하고 초박막 형태의 구조의 진동센서를 제조함으로써, 피부적합성이 우수하며, 피부 진동 인식 시 진동 신호 왜곡 현상이 없고, 착용감이 우수하고 심미성이 있는 피부부착형 진동센서를 제공하는데 있다.

과제 해결 수단

- [10] 본 발명의 일 측면에 따르면, 기관; 상기 기관 상에 위치하는 제1 전극; 상기 제1 전극 상에 위치하고, 통형 중공을 포함하는 지지부; 및 상기 지지부 상에 위치하는 박막 및 상기 박막 상에 위치하는 제 2전극을 포함하는 진동판(diaphragm);을 포함하는 진동센서를 제공한다.
- [11] 상기 통형은 원통형, 타원통형, 다각통형 및 별통형 중에서 선택된 1종 이상을 포함할 수 있다.
- [12] 상기 통형 중공이 상기 진동판과 접하고, 상기 통형 중공의 길이방향이 제1

- 전극의 면 방향과 수직일 수 있다.
- [13] 상기 통형 중공이 상기 진동판과 접하고, 상기 진동판이 제 1전극의 표면과 평행일 수 있다.
- [14] 상기 제2 전극이 상기 박막 상에 위치하고, 상기 박막과 제2 전극은 서로 상응하는 다수의 관통 구멍이 형성되고, 상기 관통 구멍이 상기 통형 중공 상에 형성될 수 있다.
- [15] 상기 기판이 폴리파라자일릴렌(파릴렌, poly(p-xylylene)), 폴리에틸렌테레프탈레이트, 폴리부틸렌테레프탈레이트, 폴리에틸렌나프탈레이트, 폴리에틸렌, 폴리프로필렌, 폴리스티렌, 폴리카보네이트, 폴리아미드, 폴리이미드, 폴리우레아, 폴리우레탄, 폴리디메틸실록산, 폴리스티렌부타디엔스티렌, 폴리스티렌에틸렌부틸렌스티렌, 폴리메틸메타크릴레이트, 아크릴로나이트릴부타다이엔스타이렌 수지, 에폭시 수지, 아크릴 수지, 노불락수지 및 포름알데이드 수지 중에서 선택된 1종 이상을 포함할 수 있다.
- [16] 상기 제1 전극 및 제2 전극이 각각 독립적으로 금, 티타늄, 백금, 니켈, 팔라듐, 구리, 아연, 카드뮴, 철, 코발트, 이리듐, 주석, 갈륨, 알루미늄, 망간, 크롬, 몰리브덴, 텅스텐, 그래핀, 카본나노튜브 및 그래파이트 중에서 선택된 1종 이상을 포함할 수 있다.
- [17] 상기 상기 제1 전극 및 제2 전극이 각각 독립적으로 티타늄층 및 금층이 순서대로 적층된 티타늄층/금층이고, 상기 제1 전극의 티타늄층이 기판과 접하고, 상기 제2 전극의 티타늄층이 진동판과 접할 수 있다.
- [18] 상기 티타늄층의 두께가 2 내지 10 nm일 수 있다.
- [19] 상기 기둥 및 박막이 각각 독립적으로 에폭시 수지, 아크릴 수지, 노불락수지, 포름알데이드 수지, 폴리메틸메타크릴레이트, 폴리파라자일릴렌(파릴렌, poly(p-xylylene)), 폴리에틸렌테레프탈레이트, 폴리부틸렌테레프탈레이트, 폴리에틸렌나프탈레이트, 폴리에틸렌, 폴리프로필렌, 폴리스티렌, 폴리카보네이트, 폴리아미드, 폴리이미드, 폴리우레아, 폴리우레탄, 폴리디메틸실록산, 폴리스티렌부타디엔스티렌, 폴리스티렌에틸렌부틸렌스티렌 및 폴리아크릴로나이트릴부타다이엔스타이렌 중에서 선택된 1 종 이상을 포함할 수 있다.
- [20] 상기 진동센서의 전체 두께가 0.1 내지 10 μ m일 수 있다.
- [21] 상기 통형 중공의 직경은 50 내지 1000 μ m일 수 있다.
- [22] 상기 진동센서가 부착형일 수 있다.
- [23] 상기 진동센서가 성대 피부에 부착되어 진동을 통해 목소리를 인식할 수 있다.
- [24] 상기 진동센서는 발성체(성대 및 조음기관)에 의해 생성되어 공기 중으로 나오는 소리의 압력(Sound pressure)에 대해 선형 비례한 상기 발성체(성대 및 조음기관)피부 표면(목피부)의 진동가속도(Neck skin vibration acceleration)를 감지하여 소리를 인식할 수 있다.

- [25] 상기 진동센서가 70 내지 3,500Hz 주파수를 감지할 수 있다.
- [26] 상기 제1 전극과 상기 지지부 사이에 접착층을 추가로 포함할 수 있다.
- [27] 상기 접착층이 에폭시 수지, 아크릴 수지, 노볼락수지, 포름알데이드 수지, 폴리메틸메타크릴레이트, 폴리스티렌, 폴리아미드, 폴리이미드, 폴리우레아, 폴리우레탄 및 폴리디메틸실록산 중에서 선택된 1종 이상을 포함할 수 있다.
- [28] 본 발명의 다른 측면에 따르면, 상기 진동센서를 다수 개 포함하는 진동센서 어레이를 제공한다.
- [29] 본 발명의 또 다른 측면에 따르면, (a) 기판 상에 제1 전극을 형성하여 제1 전극/기판을 포함하는 하판을 제조하는 단계; (b) 기재 상에 희생층을 형성하고, 상기 희생층 상에 제2 전극을 형성하는 단계; (c) 상기 제2 전극 상에 박막을 형성하여 상기 제2 전극 및 박막을 포함하는 진동판(diaphragm)을 형성하는 단계; (d) 상기 진동판 상에 통형 중공을 갖는 지지층을 형성하여 기재/희생층/제2 전극/진동판/지지층을 제조하는 단계; (e) 상기 기재/희생층/제2 전극/진동판/지지층의 희생층을 에칭하여 제2 전극/진동판/지지층을 포함하는 상판을 제조하는 단계; 및 (f) 상기 하판의 제1 전극 상에 상기 상판의 지지층을 위치시키는 단계;를 포함하는 센서의 제조방법을 제공한다.
- [30] 단계 (e)와 (f) 사이에, (d') 상기 하판의 제1 전극 상에 접착층을 형성하는 단계;를 추가로 포함할 수 있다.
- [31] 단계(b) 및 (c)에서, 상기 박막과 제2 전극은 서로 상응하는 다수의 관통 구멍이 형성되도록 패터닝될 수 있다.

발명의 효과

- [32] 본 발명은 사람의 목에 부착하여 목 피부의 진동 가속도를 감지함으로써, 사람의 목소리 주파수 영역 내에서 목소리에 대한 음성 민감도가 일정하고 높은 특성이 있는 피부부착형 성대 마이크로폰을 제조할 수 있다.
- [33] 또한 공기를 아닌 목피부의 진동을 매개로 목소리를 민감하게 감지하여 외부 소음이나 바람에도 영향을 받지 않으며, 입을 가린 상황에서도 목소리를 감지할 수 있다.
- [34] 또한 본 발명의 피부부착형 진동센서는 유기소재를 사용하고, 초박막 구조를 가지고 있어 피부적합성이 우수하므로, 피부 진동 인식 시 진동 신호 왜곡 현상이 없고 착용감이 우수하고 심미성이 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

- [35] 도 1a는 본 발명의 피부부착형 진동판의 구조 및 단면도를 나타낸 것이다.
- [36] 도 1b는 진동판의 어레이, 단위 개체, 관통 구멍 및 횡단면도의 Z-프로필을 나타낸 것이다.
- [37] 도 1c는 부착형 진동판을 포함하는 소자의 작동원리를 나타낸 개략도이다.
- [38] 도 2a는 홀이 구비된 경우(분홍색)나 구비되지 않은 경우(녹색)의 SU-8 진동판(diaphragm) 및 홀이 구비되지 않은 PMMA 진동판 (파란색)의 목소리

- 크기(dB_{SPL})에 따른 주파수 특성 결과를 나타낸 것이다.
- [39] 도 2b는 본 발명의 부착형 진동센서의 진동판 직경에 따른 민감도 분석 결과를 나타낸 것이다.
- [40] 도 2c는 본 발명의 부착형 진동센서의 진동판 두께에 따른 민감도 분석 결과를 나타낸 것이다.
- [41] 도 2d는 본 발명의 부착형 진동센서 지지층 두께에 따른 민감도 분석 결과를 나타낸 것이다.
- [42] 도 2e는 본 발명의 부착형 진동센서의 어레이 개수에 따른 민감도 분석 결과를 나타낸 것이다.
- [43] 도 2f는 본 발명의 부착형 진동센서의 진동 세기에 대한 응답 신호 결과를 나타낸 것이다.
- [44] 도 2g는 본 발명의 부착형 진동센서가 부착된 기반의 진동에 따른 센서의 주파수 응답 그래프를 나타낸 것이다.
- [45] 도 2h는 본 발명의 부착형 진동센서가 부착된 기반의 진동에 따른 센서의 진동한계를 나타낸 것이다.
- [46] 도 3a는 사람이 목소리를 낼 때의 소리압력과 피부 진동을 동시에 측정하는 방법을 촬영한 사진이다.
- [47] 도 3b는 측정 후에 소리 압력에 따른 피부 진동을 이동량(displacement), 속도 및 가속도로 나타낸 측정 결과를 나타낸 것이다.
- [48] 도 4는 본 발명의 부착형 진동센서 진동판의 편향(휨) 정도에 따른 전기용량의 값을 나타낸 그래프이다.
- [49] 도 5는 본 발명의 부착형 진동센서에 부착된 회로도를 나타낸 것이다.
- [50] 도 6a는 본 발명의 부착형 진동센서를 사람의 목에 부착하여 말하는 소리크기에 따른 아웃풋 전압 측정 결과를 나타낸 것이다.
- [51] 도 6b는 본 발명의 피부 적합성에 따른 진동 신호 왜곡 감소를 분석한 결과를 나타낸 것이다.
- [52] 도 7a는 본 발명의 부착형 진동센서의 진동 인식 테스트(Vibration recognition test) 결과를 나타낸 것이다.
- [53] 도 7b는 종래 진동센서 (PCB 352C33, 민감도: 100mV/g)의 진동 인식 테스트(Vibration recognition test) 결과를 나타낸 것이다.
- [54] 도 8은 본 발명의 부착형 진동센서의 제조방법을 나타낸 모식도이다.
- [55] 도 9는 본 발명의 부착형 진동센서의 피부 진동에 의해 측정된 음향 파형과 주파수 스펙트럼의 비교분석 결과를 나타낸 것이다.
- [56] 도 10은 본 발명의 부착형 진동센서와 종래 마이크로폰의 주변환경에 따른 음향 파형 및 주파수 스펙트럼 분석결과를 나타낸 것이다.
- [57] 도 11a는 보이스 선량측정과정을 전반적으로 설명하기 위한 과정을 나타낸 것이다.
- [58] 도 11b는 목에 부착된 진동 센서로 보컬정보를 바탕으로 목소리의 발생 유무를

구분해 나타낸 것이다.

[59] 도 11c는 목소리 세기 (dB_{SPL})의 분포를 다이어그램으로 나타낸 것이다.

[60] 도 11d는 목소리 주파수 분포를 다이어그램으로 나타낸 것이다.

[61] 도 11e 및 11f는 보이스 선량측정(dosimetry) 분석 결과를 나타낸 것이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

[62] 본 발명은 다양한 변환을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 예시하고 상세한 설명에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명을 특정한 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변환, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 본 발명을 설명함에 있어서 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다.

[63] 또한, 이하에서 사용될 제1, 제2 등과 같이 서수를 포함하는 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되지는 않는다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 예를 들어, 본 발명의 권리 범위를 벗어나지 않으면서 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소도 제1 구성요소로 명명될 수 있다.

[64] 또한, 어떤 구성요소가 다른 구성요소 상에 "형성되어" 있다거나 "적층되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소의 표면 상의 전면 또는 일면에 직접 부착되어 형성되어 있거나 적층되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 더 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다.

[65] 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 출원에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[66]

[67] 본 발명은 사람 목에 부착하여 목 피부의 진동을 감지하여 사람의 목소리를 감지하는 진동센서에 관한 것이다.

[68] 도 1a 내지 도 1c는 본 발명의 부착형 진동센서의 구조와 작동원리를 도식화 한 것이다.

[69] 이하, 도 1a 내지 도 1c를 이용하여 본 발명의 부착형 진동센서에 대해 설명하도록 한다.

[70]

[71] 본 발명은 기관; 상기 기관 상에 위치하는 제1 전극; 상기 제1 전극 상에

위치하고, 통형 중공을 포함하는 지지부; 및 상기 지지부 상에 위치하는 박막 및 상기 박막 상에 위치하는 제 2전극을 포함하는 진동판(diaphragm);을 포함하는 진동센서를 제공한다.

- [72] 도 1b 및 도 8을 참조하면, 상기 진동센서는 전체 두께가 $10\mu\text{m}$ 이하일 수 있다.
- [73] 상기 통형 중공은 상기 진동판과 접할 수 있으며, 상기 통형 중공의 길이방향이 제1 전극의 면 방향과 수직일 수 있다.
- [74] 상기 통형 중공이 상기 진동판과 접하고, 상기 진동판이 제 1전극의 표면과 평행일 수 있다.
- [75] 상기 통형 중공의 직경은 100 내지 $1000\mu\text{m}$ 이고, 바람직하게는 200 내지 $800\mu\text{m}$ 이고, 더욱 바람직하게는 300 내지 $500\mu\text{m}$ 일 수 있다.
- [76] 상기 통형 중공의 높이는 0.5 내지 $3.0\mu\text{m}$ 이고, 바람직하게는 0.8 내지 $2.0\mu\text{m}$ 이고, 더욱 바람직하게는 1.0 내지 $1.5\mu\text{m}$ 일 수 있다.
- [77]
- [78] 상기 통형은 원통형, 타원통형, 다각통형, 별통형 등을 포함할 수 있다.
- [79] 상기 제2 전극이 상기 박막 상에 위치하고, 상기 박막과 제2 전극이 서로 상응하도록 다수의 관통 구멍이 형성되고, 상기 관통 구멍이 상기 통형 중공 상에 형성될 수 있다.
- [80] 상기 박막의 두께는 200 내지 800nm, 바람직하게는 300 내지 700nm, 더욱 바람직하게는 350 내지 500nm일 수 있다.
- [81] 상기 관통 구멍의 수는 2 내지 20개, 바람직하게는 3 내지 16개, 더욱 바람직하게는 4 내지 10개일 수 있다.
- [82] 상기 관통 구멍의 직경은 10 내지 $150\mu\text{m}$, 바람직하게는 20 내지 $120\mu\text{m}$, 더욱 바람직하게는 40 내지 $100\mu\text{m}$ 일 수 있다.
- [83] 상기 기판은 폴리파라자일릴렌(파릴렌, poly(p-xylylene)), 폴리에틸렌테레프탈레이트, 폴리부틸렌테레프탈레이트, 폴리에틸렌나프탈레이트, 폴리에틸렌, 폴리프로필렌, 폴리스티렌, 폴리카보네이트, 폴리아미드, 폴리이미드, 폴리우레아, 폴리우레탄, 폴리디메틸실록산, 폴리스티렌부타디엔스티렌, 폴리스티렌에틸렌부틸렌스티렌, 폴리메틸메타크릴레이트, 아크릴로나이트릴뷰타다이엔스타이렌 수지, 에폭시 수지, 아크릴 수지, 노불락수지 및 포름알데이드 수지 등을 사용할 수 있으며, 바람직하게는 폴리파라자일릴렌(파릴렌, poly(p-xylylene))을 사용할 수 있다.
- [84] 상기 제1 전극 및 제2 전극은 각각 독립적으로 금, 티타늄, 백금, 니켈, 팔라듐, 구리, 아연, 카드뮴, 철, 코발트, 이리듐, 주석, 갈륨, 알루미늄, 망간, 크롬, 몰리브덴, 텅스텐, 그래핀, 카본나노튜브, 그래파이트 등을 포함할 수 있으며, 바람직하게는 금 및 티타늄일 수 있다.
- [85] 상기 제1 전극 및 제2 전극이 각각 독립적으로 티타늄층 및 금층이 순서대로 적층된 티타늄층/금층이고, 상기 제1 전극의 티타늄층이 기판과 접하고, 상기

- 제2 전극의 티타늄층이 진동판과 접할 수 있다.
- [86] 상기 티타늄층은 2 내지 10 nm의 두께일 수 있으며, 상기 티타늄층이 제2 전극의 금과 상기 지지부 사이의 접촉성이 약한 것을 보완하는 역할을 하므로, 3 nm 이상의 두께를 가지고 있어야 한다.
- [87] 상기 기둥 및 박막이 각각 독립적으로 에폭시 수지, 아크릴 수지, 노불락수지, 포름알데이드 수지, 폴리메틸메타크릴레이트, 폴리파라자일릴렌(파릴렌, poly(p-xylylene)), 폴리에틸렌테레프탈레이트, 폴리부틸렌테레프탈레이트, 폴리에틸렌나프탈레이트, 폴리에틸렌, 폴리프로필렌, 폴리스티렌, 폴리카보네이트, 폴리아미드, 폴리이미드, 폴리우레아, 폴리우레탄, 폴리디메틸실록산, 폴리스티렌부타디엔스티렌, 폴리스티렌에틸렌부틸렌스티렌 및 폴리아크릴로나이트릴부타다이엔스타이렌 등을 사용할 수 있으며, 바람직하게는 에폭시 수지를 사용할 수 있으며, 더욱 바람직하게는 SU-8을 사용할 수 있다.
- [88] 상기 진동센서의 전체 두께가 0.1 내지 10 μm 일 수 있다.
- [89] 상기 통형 중공의 직경은 50 내지 1000 μm 일 수 있다.
- [90] 상기 진동센서가 부착형일 수 있으며, 피부에 부착가능하고, 성대피부(목피부)에 부착되어 진동을 통해 목소리를 인식할 수 있다.
- [91] 상기 진동센서는 발성체(성대 및 조음기관)에 의해 생성되어 공기중으로 나오는 소리의 압력(Sound pressure)에 대해 선형 비례한 상기 발성체(성대 및 조음기관)피부 표면(목피부)의 진동가속도(Neck skin vibration acceleration)를 감지하여 소리를 인식할 수 있다.
- [92] 진동판은 탄성이 있는 얇은 막의 판을 말한다. 천연 고무, 합성 고무, 금속판 등으로 만든다. 외력에 의해 휘는 특성을 이용해서 여러 기기 부품에 이용되고 있다.
- [93] 상기 진동판은 하드베이킹(hard baking)된 에폭시 유도체를 포함하는 포토레지스트일 수 있다. 하드베이킹하여 포토레지스트를 완전히 크로스링크시켜 재료에 의해 발생하는 감쇠현상을 줄일 수 있다.
- [94] 상기 진동센서는 70 내지 3,500 Hz 주파수를 감지할 수 있어 사람의 목소리를 효과적으로 감지할 수 있다.
- [95] 상기 제1 전극과 상기 지지부 사이에 접착층을 추가로 포함할 수 있으며, 상기 접착층은 에폭시 수지, 아크릴 수지, 노불락수지, 포름알데이드 수지, 폴리메틸메타크릴레이트, 폴리스티렌, 폴리아미드, 폴리이미드, 폴리우레아, 폴리우레탄 및 폴리디메틸실록산 등을 사용할 수 있으며, 바람직하게는 에폭시 수지를 사용할 수 있으며, 더욱 바람직하게는 SU-8을 사용할 수 있다.
- [96] 본 발명은 상기 진동센서를 다수 개 포함하는 진동센서 어레이를 제공한다.
- [97] 사람이 말할 때 목소리는 성대 주변이 피부를 통해 진동과 형태로 전달된다. 본 발명의 진동센서는 기반 진동에 대한 관성력에 의해 진동판이 역동적으로 움직이며, 위 아래 전극의 거리 변화에 의해 커패시턴스가 변화하게 된다. 일정

전압에서 커패시턴스 변화에 의해 전하가 흘러 어레이 구조에 의해 모이게 되며, Charge/voltage amplifier를 이용해 민감도를 좋게 한다.

[98] 본 발명의 부착형 진동센서는 사람이 말할 때의 소리 압력과 목 피부 진동의 가속도가 비례하는 사실을 반영하여 디자인되었다. 따라서 부착된 기반의 진동 가속도에 대해 센서는 주파수에 따라 높고 일정한 민감도를 지니게 설계되었고, 피부 부착 시에는 사람이 말할 때 소리압력에 대해 주파수에 따라 높고 일정한 민감도를 지닌다.

[99] 또한, 일정한 민감도를 가지기 위해서 진동센서는 부착된 기반의 진동 가속도에 비례하게 진동판이 떨리고, 그 떨림에 대해 비례하게 정전용량이 변하며, 연결된 Charge/voltage amplifier를 이용해 정전용량이 일정한 비율로 전압신호로 바뀌도록 설계되었다.

[100] 본 발명의 부착형 진동센서는 넓고 (너비 400 μm), 매우 얇은 (두께 400 nm) 유기 진동판이 1.2 μm 의 얇은 동그란 패턴 구멍 위에 얹혀 있다. 진동판이 넓거나, 진동판이 얹혀 있는 부분의 두께가 얇을 수록 진동판이 움직임에 따라 Capacitance 변화가 커 민감도의 변화가 크며, 진동판이 얇고, 진동판에 8개의 구멍이 있으면 진동판의 강성(Stiffness)이 줄어들어 관성력에 의해 더 역동적으로 움직이기 쉬운 조건을 가진다. 진동판이 전기적으로 병렬로 연결된 어레이 구조 (400 개)로 되어 있어 각 진동판 구조에서 진동에 의해 발생된 정전용량의 변화량이 합쳐질 수 있다.

[101] 상기 진동센서는 마이크로폰, 성대마이크로폰, 전자피부, 음성인식기기 등에 활용할 수 있다.

[102]

[103] 도 8은 본 발명의 부착형 진동센서의 제조방법을 개략적으로 나타낸 것이다.

[104] 이하, 도 8을 참조하여 본 발명의 부착형 진동센서의 제조방법에 대해 설명하도록 한다.

[105]

[106] 먼저, 기판 상에 제1 전극을 형성하여 제1 전극/기판을 포함하는 하판을 제조한다(단계 a).

[107] 상기 기판과 제1 전극에 대한 설명은 상술한 본 발명의 진동센서에서의 설명과 동일하므로 구체적인 내용은 그 부분을 참조하기로 한다.

[108] 단계 (a) 이전에, (a') 기재 상에 희생층을 형성시키는 단계;를 수행할 수 있다.

[109] 상기 하판은 기재/희생층/기판/제1 전극 순으로 적층된 구조를 포함할 수 있다.

[110] 상기 기재는 유리 기판, 실리콘 웨이퍼 등을 포함할 수 있으며, 희생층은 구리, 알루미늄, 니켈, 실리콘옥사이드 등을 사용할 수 있다.

[111] 다음으로, 기재 상에 희생층을 형성하고, 상기 희생층 상에 제2 전극을 형성한다(단계 b).

[112] 상기 기재는 유리 기판, 실리콘 웨이퍼 등을 포함할 수 있으며, 희생층은 구리, 알루미늄, 니켈, 실리콘옥사이드 등을 사용할 수 있다.

- [113] 상기 기체는 제2 전극을 형성하기 위한 지지대 역할을 하는 것으로, 상기 희생층과 함께 나중에 제거될 수 있다.
- [114] 제2 전극을 포함하는 기체의 구성은 순차적으로 기관 상에 희생층이 위치하고, 희생층 상에 제2 전극을 포함할 수 있다.
- [115] 상기 제2 전극에 대한 설명은 상술한 본 발명의 부착형 진동센서에서의 설명과 동일하므로 구체적인 내용은 그 부분을 참조하기로 한다.
- [116] 다음으로, 상기 제2 전극 상에 박막을 형성하여 상기 제2 전극 및 박막을 포함하는 진동판(diaphragm)을 형성한다(단계 c).
- [117] 단계 (c) 이후, 하드베이킹(hard baking)하여 크로스링킹(cross-linking)시키는 단계;를 추가로 수행할 수 있다. 이는 진동판에 사용된 에폭시 수지(SU-8)를 완전히 크로스링킹시켜 물질에 의한 감쇠현상을 줄이기 위한 것이다.
- [118] 상기 진동판의 너비는 100 내지 2500 μm 일 수 있으며, 바람직하게는 150 내지 850 μm 일 수 있다.
- [119] 상기 진동판에 대한 설명은 상술한 본 발명의 진동센서에서의 설명과 동일하므로 구체적인 내용은 그 부분을 참조하기로 한다.
- [120] 단계 (b) 및 (c)에서, 상기 박막과 제2 전극은 서로 상응하는 다수의 관통 구멍이 형성되도록 패터닝될 수 있다.
- [121] 다음으로, 상기 진동판 상에 통형 중공을 갖는 지지층을 형성하여 기체/희생층/제2 전극/진동판/지지층을 제조한다(단계 d).
- [122] 상기 지지층에 대한 설명은 상술한 본 발명의 진동센서에서의 설명과 동일하므로 구체적인 내용은 그 부분을 참조하기로 한다.
- [123] 상기 기체/희생층/제2 전극/진동판/지지층의 희생층을 에칭하여 제2 전극/진동판/지지층을 포함하는 상판을 제조한다(단계 e).
- [124] 다음으로, 상기 하판의 제1 전극 상에 상기 상판의 지지층을 위치한다(단계 f).
- [125] 상기 제1 전극에 대한 설명은 상술한 본 발명의 진동센서에서의 설명과 동일하므로 구체적인 내용은 그 부분을 참조하기로 한다.
- [126] 상기 기관에 대한 설명은 상술한 본 발명의 진동센서에서의 설명과 동일하므로 구체적인 내용은 그 부분을 참조하기로 한다.
- [127] 상기 하판의 제1 전극 상에 접착층을 형성하는 단계(d');를 추가로 포함할 수 있다.
- [128] 단계 (f)는 두 단계로 나누어 수행될 수 있다. 먼저, 상기 상판을 홀(hole)이 형성된 홀더에 위치시킨다(단계 f-1). 마지막으로, 상기 상판의 지지층이 상기 제1 전극과 접촉하도록 하판에 위치시켜 진동판 적층체를 전사한다(단계 f-2).
- [129] 상기 단계 (f-2) 이후, (f-3) 상기 하판에 포함된 희생층을 제거하는 단계;를 추가로 수행할 수 있다.
- [130] 상기 홀더는 고분자 필름을 포함할 수 있으며, 바람직하게는 폴리아릴레이트, 폴리에틸렌테레프탈레이트, 폴리이미드 등을 사용할 수 있고, 더욱 바람직하게는 폴리아릴레이트일 수 있다.

[131] 홀더의 두께는 25 내지 300 μm 일 수 있으며, 바람직하게는 50 내지 250 μm 일 수 있다.

[132] 상기 홀더로 사용되는 고분자 필름은 내열성이 우수한 특성을 갖는다.

발명의 실시를 위한 형태

[133] 이하, 실시예를 통하여 본 발명을 더욱 상세하게 설명한다. 그러나 이는 예시를 위한 것으로서 이에 의하여 본 발명의 범위가 한정되는 것은 아니다.

[134]

[135] [실시예]

[136]

[137] 실시예 1: 부착형 진동센서의 제조

[138] (진동판 및 진동판 어레이 제작)

[139] 먼저 유리 기판 위에 희생층 역할을 할 Cu/Ti(150/10 nm)를 증착한 후, Positive PR을 이용하여 제2 전극에 해당하는 Ti/Au/Ti(4/30/7nm)를 포함하는 금속을 패터닝하여 전극패턴을 증착하였다. 그 후에 Negative PR인 SU-8(370 nm)을 이용해 패터닝된 8개의 관통 구멍을 포함하는 진동판을 만들고 하드베이킹(Hardbaking)을 수행하였다. 이때 관통 구멍의 직경은 약 80 μm 이다. 이후, SU-8을 한 번 더 사용하여 패터닝하여 통형 중공을 포함하는 지지층(1.2 μm)을 제작한다. 이때, 통형 중공의 직경은 400 μm 이다. 진동판 패터닝 시 단일 진동판의 패턴이 아닌 어레이 형태의 패턴을 이용할 경우 진동판 어레이를 제조할 수 있다.

[140] (하판 제작)

[141] 먼저 유리 기판 위에 희생층 역할을 할 Al(100 nm)를 증착한 후, 파릴렌(3 μm)을 증착하고, 제1 전극인 Ti/Au(4/30 nm)를 증착한다.

[142] (진동판 어레이를 포함하는 진동센서)

[143] 상기 어레이에서 희생층으로 사용한 구리를 에칭용액을 이용해 지우고 린싱과정을 통해 에칭용액을 깨끗이 닦아낸다. 이때 어레이(진동판 적층체)가 손상되기 쉽기 때문에 이를 방지하기 위해 물 베이스인 Cu etchant에 IPA를 섞고, 그 위에는 Hexane을 얹은 에칭용액을 사용하여 구리를 제거하였다.

[144] 이후, 내열성이 강한 폴리아릴레이트 필름을 뜯쳐 모양으로 만들어 희생층인 구리가 제거된 어레이를 건져서 건조한다. 그 후에 제조된 상기 하판에 SU-8 접착층(50nm)을 코팅하고 어레이를 위에 전사하였다. 이 때 UV에 노출시켜서 전사될 진동판 적층체의 지지층과 하판의 접착층을 화학적으로 결합시킨다.

[145] 결합 후에는 하판의 파릴렌(Parylene)아래에 위치하는 Al(희생층)을 에칭시키고 린싱과정을 거친 뒤, 회로와 연결하여 부착형 진동센서를 제조하였다.

[146]

[147] 비교예 1: 일반 마이크로폰

- [148] Bruel & Kjaer사의 pressure-field ½ microphone type 4192를 사용하였다.
- [149]
- [150] 비교예 2: 종래 진동 센서
- [151] piezotronics 사의 PCB Model 352C33를 사용하였다.
- [152]
- [153] [시험예]
- [154]
- [155] 시험예 1: 민감도 및 주파수 응답에 대해 진동판(diaphragm) 재질 및 기하학적 구조가 미치는 영향
- [156] 도 2a는 홀이 구비된 경우(분홍색)나 구비되지 않은 경우(녹색)의 SU-8 진동판(diaphragm) 및 홀이 구비되지 않은 PMMA 진동판 (파란색)의 목소리 크기(dB_{SPL})에 따른 주파수 특성 결과이고, 도 2b는 진동판 직경, 도 2c는 진동판 두께, 도 2d는 지지층 두께, 도 2e 및 2f는 어레이 양에 따른 민감도 분석 결과와 진동응답곡선 분석 결과를 각각 나타낸 것이다.
- [157] 도 2a를 살펴보면, 홀이 구비된 SU-8 진동판을 포함하는 진동판(분홍색)은 주파수가 증가함에 따라, 민감도가 유지되는 것을 확인할 수 있었다. 그러나, 홀이 구비되지 않은 SU-8 진동판을 포함하는 진동판(녹색)과 홀이 구비되지 않은 PMMA 진동판을 포함하는 진동판(파란색)의 경우 900 Hz까지 일정하게 유지되나 그 이후로 민감도가 떨어지는 것을 확인할 수 있었다.
- [158] 이는 재료 및 구조에 대한 감쇠(Damping)로 인해 높은 주파수에서 일정한 민감도를 유지하지 못하기 때문인 것으로 판단된다. 먼저 완전히 가교된 SU-8을 진동판 재료로 사용할 경우 유기물질의 재료적 한계인 큰 감쇠 효과를 극복한 것으로 판단된다. PMMA를 진동판으로 사용할 경우 고분자 체인 및 작용기가 진동판 떨림 시 움직임으로 인해 감쇠현상이 발생하지만, SU-8은 완전히 가교된 고분자 구조로 인해 체인 움직임에 의한 감쇠현상을 크게 낮출 수 있기 때문이다. 또한 홀을 포함하지 않은 진동판의 경우 진동판 아래의 Air가 작을수록 주파수에 따른 감쇠 효과가 커서 진동판의 움직임을 제한한다. 이러한 경향성은 주파수가 커질수록 감쇠 효과가 커지며, 재료에 대한 감쇠를 줄이더라도 구조적 감쇠에 의해 주파수에 따라 일정한 민감도를 유지할 수 없다. 따라서, 진동판에 홀이 존재하면 진동판 아래의 Air에 의한 감쇠 효과를 줄일 수 있다. 뿐만 아니라 홀은 진동판의 강도(Stiffness)를 낮추어 민감도를 증가시킬 수 있다.
- [159] 따라서, 실시예 1에 따라 제조된 홀이 구비된 SU-8을 포함하는 진동판 센서가 주파수에 따라 일정한 민감도를 가질 수 있다.
- [160] 한편 도 2b를 살펴보면, 진동판의 직경이 커질수록 민감도가 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 이는 직경이 증가함에 따라 면적이 증가하고, 같은 휨(Deflection)에 대해 늘어난 면적만큼 정전용량의 변화가 커져, 민감도가 증가하기 때문이다. 하지만 면적이 넓어질수록 진동판 아래 Air의 저항으로 인해

민감도의 증가 현상을 방해하게 된다.

[161] 이에 따라, 진동판의 직경이 증가할수록 민감도는 증가하지만 그 증가 폭은 줄어드는 것으로 분석되었다.

[162] 도 2c를 살펴보면, 진동판의 두께가 증가할수록 강성이 커지기 때문에 민감도가 감소하는 것으로 나타났다. SU-8 진동판의 두께가 증가하는 만큼 무게가 비례해서 커져 민감도를 증가시키는 요인이 되지만 16배 큰 밀도를 같은 금 전극이 이미 있어 그 영향이 크지 않다. 또한, SU-8 진동판의 두께가 증가할수록 전기용량은 작아지기 때문에 변화율 또한 작아진다. 하지만 정전용량으로 인한 변화율의 감소폭은 두께의 변화에 비해서는 크지 않은 것으로 분석된다.

[163] 결과적으로 진동판의 두께가 증가할수록 강성에 크게 영향을 주게 되어 민감도를 낮추는 것으로 분석되었다.

[164] 도 2d를 참조하면, 지지부(Support) 두께가 증가함에 따라 민감도가 감소하는 것으로 나타났다. 이는 진동판 아래에 있는 에어필름(Air film)의 두께가 늘어나면서, 초기의 전기용량 값이 크게 줄어들어 진동판 휨에 의한 전기용량 변화 값이 크게 작아지며 민감도가 줄어들기 때문인 것으로 분석된다. 한편, 에어 필름의 저항이 줄어들고 진동판이 더 잘 움직일 수 있도록 한다. 이러한 경향은 초기 두께 변화 비율이 상대적으로 클 때, 민감도의 감소 효과를 억제한다. 결과적으로, 지지층 두께가 커질수록 민감도는 작아지며, 감소율은 커지는 경향이 있는 것으로 분석되었다.

[165] 도 2e를 참조하면, 진동판 어레이는 진동판의 개수가 증가함에 따라 민감도가 증가하는 것으로 나타났다. 진동판 어레이는 정전용량 구조로 수평적 연결이 되어 있기 때문에 민감도는 진동판 개수에 비례한다. 목 피부에 부착할 수 있는 센서의 면적은 한계가 있으므로, 같은 면적 내에 제작될 수 있는 최대 진동판 개수는 진동판의 반지름의 제곱에 대해 반비례한다. 이를 바탕으로 반지름이 400 μm 일 때의 민감도는 200 μm 및 800 μm 일 때 보다 더 큰 것으로 나타났다.

[166] 따라서, 우수한 민감도를 갖는 센서를 제조하기 위해서 적절한 수의 진동판 어레이를 제조해야 하는 것으로 판단된다.

[167] 도 2f를 참조하면, 진동판 직경이 400 μm 이고, 각각 25, 100, 400개 어레이 개수를 가질 때, 진동 가속에 따른 전압의 크기가 주파수에 관계없이 일정하고, 민감도가 진동 크기에 관계없이 일정한 것을 알 수 있다. 가해진 진동 크기 (~2 g)는 사람이 말할 때 목 피부 진동의 가속도 범위를 반영한 것으로, 본 발명의 부착형 진동센서가 목 피부 진동을 통해 사람의 모든 목소리를 감지할 수 있음을 간접적으로 보여 준다.

[168] 도 2g는 본 발명의 부착형 진동센서가 진동판 직경이 400 μm 이고, 400개 어레이 개수를 가질 때 부착된 기반의 진동에 따른 센서의 주파수 응답 그래프를 나타낸 것이고, 도 2h는 부착된 기반의 진동에 따른 센서의 진동한계를 분석한 결과를 나타낸 것이다.

- [169] 도 2g를 참조하면, 실시예 1의 진동센서의 전압 아웃풋 민감도 측정 결과 일반적으로 음성 인식기기에서 보이스 밴드 주파수 범위 (80~ 3400 Hz)에 대해 270 mV/g으로 일정한 진동 민감도를 유지하는 것을 확인할 수 있었다.
- [170] 도 2h를 참조하면, 센서의 측정 한계를 분석하기 위해 센서가 부착된 기반의 진동을 0.02 g으로 주었을 때, 센서는 각 주파수에 대해 10 dB 정도의 신호대 잡음비를 보이는 것으로 나타났다. 0.02 g은 사람이 말할 때 떨리는 목 피부의 최소 진동 (0.03 g) 보다 작으므로 사람이 성대를 떨어 말하는 것을 거의 모두 감지할 수 있는 것을 확인할 수 있었다.
- [171] 따라서, 본 발명의 부착형 진동센서는 주파수에 관계없이 일정한 높은 민감도를 가지며, 사람이 갖는 최소 목소리 진동까지 감지할 수 있어 민감도가 우수한 것을 확인할 수 있었다.
- [172]
- [173] 시험예 2: 소리크기에 따른 피부의 진동 폭, 속도 및 가속도 측정
- [174] 도 3a는 본 발명은 피부 진동의 어떤 요소를 센서가 받아들여야 피부 진동을 통해 사람의 목소리를 정량적으로 인식할 수 있는 지를 알기 위해서, 사람이 목소리를 낼 때의 피부 진동을 측정하는 방법을 촬영한 사진이고, 도 3b는 측정 후에 소리 압력에 따른 피부 진동을 이동량(displacement), 속도 및 가속도로 나타낸 측정 결과를 나타낸 것이다.
- [175] 도 3b를 참조하면, 소리압력을 피부 진동의 어떤 진동 요소로 나타내더라도 특정 주파수에 대해서는 압력과 진동요소가 선형관계에 있음을 알 수 있다. 하지만 모든 주파수에 대해서 일정한 선형관계를 가지는 것은 진동 가속도라는 것을 확인할 수 있었다.
- [176] 그리고, 목 피부 진동의 가속도를 측정할 수 있는 센서를 제작하면, 피부 진동을 통해 사람의 목소리를 정량적으로 인식할 수 있음을 확인할 수 있었다.
- [177] 참고로, 하기 식 1은 소자 작동 원리에 관한 것으로, 하기 식 1을 참조하면, 사람이 말하는 목소리의 크기와 목 피부 진동의 가속도는 주파수와 관계없이 비례하고, 진동의 가속도의 크기와 하부 전극-진동판 거리 변화는 선형적으로 비례한다. 이러한 경향성은 감쇠 계수(Damping Coefficient)를 조절함에 따라 공명 진동수(Resonance Frequency)때까지 유지하나, 본 발명의 소자는 > 80 kHz이므로, 목소리 주파수 범위에서 민감도를 유지할 조건 지니고 있다.
- [178] 따라서 원형 진동판이 움직일 때, 진동판이 처진 정도와 그에 따라 변하는 커패시턴스(Capacitance) 값은 비례 관계를 가지며, 변화된 커패시턴스는 일정 비율로 Voltage로 변환되는 것을 확인할 수 있다.

[179]

[180] [식 1]

[181]

$$V_{out} \propto 0.223(P_{voice}) \times \frac{1}{\omega_n^2 \sqrt{(1 - \Omega^2)^2 + \tan^2 \phi_r}} \times \frac{\partial C_d}{\partial w_d} \times \frac{V_{bias} R_f}{C_f R_{in}}$$

[182]

[183] 상기 식 1에서,

[184] P_{voice} 은 목피부 진동 가속도로, 음성 압력(the spoken voice pressure)이고,[185] ω_n 은 지지된 진동판(diaphragms) ($\sqrt{\frac{k}{m}}$ 와 동등하며, 여기서 k는 진동판 및

진동판 아래 에어 필름의 강성이고, m은 진동판의 질량)의 고유 진동수이고,

[186] Ω 은 고유진동수에 대한 상대적 인가 주파수이고,[187] $\frac{\partial C_d}{\partial w_d}$ 은 진동판의 중심 편향에 대한 용량 변화의 비율이고,[188] V_{bias} 은 센서에 바이어스(biased)된 정전압이고,[189] C_f , R_f 및 R_{in} 은 각각 증폭 회로 (amplifier circuit)에 대한 피드백
커패시턴스, 피드백 저항 및 입력 저항을 의미한다.

[190]

[191] 시험예 3: 부착형 진동센서의 휨 정도에 따른 전기용량(CAPACITANCE) 분석[192] 도 4는 본 발명의 부착형 진동센서 진동판의 편향(휨) 정도에 따른 전기용량의
값을 나타낸 것이다.[193] 도 4를 참조하면, 휨 정도가 증가함에 따라 전기용량 값이 증가하여 휨 정도와
전기용량 값은 비례관계인 것을 확인할 수 있었다.[194] 이와 같은 결과는 본 발명의 부착형 진동센서가 소리압력을 정량적으로 인식할
수 있다는 논리를 뒷받침하는 논거 중 하나이다. 사람이 말할 때의 소리압력은
피부 진동의 가속도와 비례하며, 기계적으로 피부 진동 가속도의 크기에 따라
진동 판의 휨 정도는 비례하고, 도 4와 같이 휨 정도에 따른 전기용량 값은
비례하다.[195] 도 5의 회로를 참고하면, 회로를 통해서 그 전기용량은 전압신호로 비례하여
변환되며, 결과적으로 부착형 진동센서는 소리압력을 전압신호로 비례하게
전환해 인식하기 때문에 소리 크기와 주파수 변화에도 불구하고 일정한
민감도로 소리압력을 인식할 수 있다.

[196]

[197] 시험예 4: 부착형 진동센서의 사람 목소리 크기에 따른 아웃풋 전압 분석[198] 도 6a는 본 발명의 부착형 진동센서를 사람의 목에 부착하여 말하는
소리크기에 따른 아웃풋 전압 측정 결과를 나타낸 것이고, 도 6b는 본 발명의
피부 적합성에 따른 진동 신호 왜곡 감소를 분석한 결과를 나타낸 것이다.[199] 도 6a를 살펴보면, 남성의 대표 기본 주파수에 해당하는 100, 150, 200 Hz와
일반적인 목소리 범위인 40~70dB_{SPL}에서의 목소리를 대상으로 실험하여 실시예
1의 진동센서는 사람이 말하는 모든 목소리에 대해 소리 음압 크기와 주파수에
관계없이 높고 일정한 음성 민감도 (5.5 V/Pa)를 가지는 것을 확인할 수 있었다.

- [200] 이러한 결과는 말할 때 소리의 크기와 피부 진동의 가속도가 비례 한다는 것을 이용하여, 본 발명의 진동센서가 높고 일정한 진동 민감도를 가질 수 있도록 설계하였기 때문이다.
- [201] 도 6b를 살펴보면, 사람이 말할 때 피부 적합성 유무에 따른 본 발명의 부착형 진동센서와 비교예 2의 종래 진동 센서(PCB 352C33)의 진동 신호 왜곡 정도를 판단할 수 있다. 어떤 센서이든 피부에 부착할 경우 피부를 압박하기 때문에, 진동 신호의 왜곡이 필연적으로 발생해, 사람이 말할 때 실제 목 피부 진동값(검은색, 레이저(Laser dopper vibrometer, LDV)로 측정)에 비해 감소된 진동 신호를 얻을 수 밖에 없다. 예를 들어, 종래 진동센서를 피부에 부착 시 받아들이는 진동값(파란색)은 실제의 40% 밖에 되지 않는데, 그 이유는 센서가 무기 물질로 되어 있고 무거워 피부 부착 시에 Tape을 사용해 피부를 압박하기 때문이다. 하지만 본 발명의 부착형 진동센서는 유기물질로 되어 있고, 총 두께가 5 μ m가 되지 않는 초박막 구조를 가지고 있어 피부 적합성이 높아 피부 부착 시 받아들이는 진동(빨간색)을 실제 값과 매우 근접하게 받아들일 수 있다(90% 이상). 따라서 본 발명의 부착형 진동센서는 피부 진동 감지 시에 진동 왜곡 현상을 최소화 할 수 있으며, 착용감이 우수하고 심미성이 있는 효과가 있다.
- [202]
- [203] 시험예 5: 부착형 진동센서의 진동 인식 테스트
- [204] 도 7a은 본 발명의 부착형 진동센서의 진동 인식 테스트(Vibration recognition test) 결과를 나타낸 것이고, 도 7b는 비교예 2의 종래 진동센서(PCB 352C33)의 진동 인식 테스트(Vibration recognition test) 결과를 나타낸 것이다.
- [205] 소자의 Performance를 선보이기 위해, 진동 스피커로 음악을 튼 후에 이를 감지하였다. 본 발명의 부착형 진동센서의 녹음 품질(Recording quality)은 비교예 2의 종래 진동센서(reference accelerometer; PCB 352C33)와 비교하여 나타낸 것이다.
- [206] 도 7a 및 7b를 참조하면, 본 발명의 부착형 진동센서의 민감도가 비교예 2의 종래 진동센서(기준 가속도계)에 대비하여 약 3배 높은 것으로 나타났다. 또한, 일정한 주파수 응답을 (Flat frequency response)을 가지며, 주파수 해상도(Resolution)가 우수하고, 1/16도 안 되는 박자를 구분할 수 있을 정도로 반응 속도가 높은 것을 알 수 있었다. 또한, 다양한 주파수 스펙트럼(Frequency spectrum)을 왜곡 없이 인식하는 것으로 나타났다.
- [207]
- [208] 시험예 6: 음성 인증 시스템 응용 및 음성 인식을 이용한 근거리/원격 기기 조정 가능성 분석
- [209] 도 9는 본 발명의 부착형 진동판 적층체를 포함하는 센서를 사용하여 다른 두 사람이 동일한 단어(Siyoung-login)을 말한 것을 인식하여, 음향과 주파수 스펙트럼으로 나타낸 것이다.

- [210] 이를 측정하기 위하여 컴퓨터에 음성 로그인 프로그램을 깔고 이를 센서와 연결하여, SIYOUNG LOG-IN로 비밀번호 지정한 후, 서로 다른 두 사람이 비밀번호를 말하여 로그인을 시도하였다.
- [211] 그 결과 프로그램에 목소리가 등록되지 않은 사람은 같은 단어를 말해도 로그인하지 못했다.
- [212] 도 9를 참조하면, 본 발명의 부착형 진동센서는 동일한 단어를 말하더라도 개개인의 목소리에 따라 Voice sound waveform과 frequency spectrum이 다른 것을 구분할 수 있기 때문에 이러한 결과가 나타난 것으로 확인되었다. 또한, 입을 가리고 말을 하더라도, 본 발명의 부착형 진동센서는 사람 목 피부의 진동을 감지하여, 목소리를 인식할 수 있으므로 음성 인식 비밀번호 또한 다른 사람에게 노출할 가능성을 낮출 수 있다는 장점을 가지고 있다.
- [213] 도 10은 본 발명의 부착형 진동센서와 비교예 1의 종래 마이크로폰의 주변환경에 따른 음향 파형 및 주파수 스펙트럼 분석결과를 나타낸 것이다.
- [214] 도 10은 참조하면, 비교예 1의 마이크로폰(오른쪽)은 65dB의 노이즈가 있는 환경에서 노이즈 사운드를 필터하지 못해 노이즈가 없는 분위기에서 목소리를 측정한 결과, 다른 음향과 주파수 스펙트럼을 보였다. 반면에 본 발명의 부착형 진동센서는 주변 환경에 관계없이 일정한 음향과 주파수 스펙트럼을 유지하는 것을 확인할 수 있었다.
- [215] 비교예 1의 종래 마이크로폰은 공기를 매개로 하기 때문에 노이즈가 있는 환경에서 사용이 어려우나, 본 발명의 부착형 진동센서는 부착된 목의 진동을 감지하기 때문에 주변환경에 영향을 받지 않는다.
- [216]
- [217] 시험예 7: 보이스 선량측정을 이용한 성대 건강 상태 모니터링
- [218] 도 11a는 보이스 선량측정과정을 전반적으로 설명하기 위한 과정을 나타낸 것이고, 도 11b는 목에 부착된 진동 센서로 보컬정보를 바탕으로 목소리의 발생 유무를 구분해 나타낸 것이고, 도 11c는 목소리 세기 (dB_{SPL})의 분포를 다이어그램으로 나타낸 것이고, 도 11d는 목소리 주파수 분포를 다이어그램으로 나타낸 것이고, 도 11e 및 11f는 보이스 선량측정(dosimetry) 분석 결과를 나타낸 것이다.
- [219] 도 11a의 상단을 참조하면, 보이스 선량측정이란 사람의 목소리를 통해서 평소 발화 습관을 점검할 뿐 아니라, 성대의 사용량을 간접적으로 측정하여 성대 건강 진단을 하는 것이다. 사람의 목소리 정보를 바탕으로 말한 시간, 발화 주파수, 소리음량 등을 파악하면 평소 얼마나 '크고 작고/높고 낮게/자주 말하는 지' 등의 발화 습관을 알 수 있다. 더욱이 이를 바탕으로 성대가 얼마나 움직였는지를 알고, 성대 조직을 필요 이상으로 사용하지 않았는지 확인할 수 있다. 결과적으로 보이스 선량측정과정을 통해 성대 건강을 지속적으로 체크하고 관리할 수 있다.
- [220] 성대를 많이 사용하는 직장인의 특성 때문에 목 관리를 하는 직장인의 비율이

전세계적으로 20%에 가깝다. 그들 중 일부는 성대 건강을 위해 의학적인 도움을 받고자 하지만 그들의 성대 사용에 대한 정확한 진단 자료가 없는 한계가 있다. 보이스 선량측정은 이들에게 정확한 진단 자료를 제공해 성대 건강 관리에 도움을 제공하는 것이다.

- [221] 보이스 선량측정은 사람의 목소리 정보를 기반으로 하기 때문에 공기를 매개로 인식해 외부 소음/환경에 영향을 받는 기존 마이크로폰 시스템은 한계가 있다.
- [222] 또한 민감도가 크지 않고, 주파수에 따라 일정하지 않는 기존 성대 마이크로폰과 개발 중인 웨어러블 마이크로폰은 왜곡된 목소리 정보를 얻기 때문에 보이스 선량 측정에 어울리지 않는다. 하지만 본 발명의 부착된 진동센서는 외부 소음/환경에 영향을 받지 않고 오로지 착용자의 목소리 정보만을 감지하며, 높고 일정한 민감도로 인해 목소리 정보의 왜곡이 없기 때문에 보이스 선량측정에 적합하다고 판단된다.
- [223] 도 11b의 하단을 참조하면, 한 참가자에 대해 4분의 보컬 정보를 본 발명의 부착된 진동 센서를 사용하여 얻을 수 있다. 피실험자는 의도적으로 큰 소리로 자주 소리를 내도록 하여 측정하였고, 피실험자의 보컬 정보를 바탕으로 발생 유무를 확인하였다.
- [224] 도 11c 및 도 11d는 피실험자가 말했을 때의 기본 주파수와 음압 레벨 (SPL)의 분포를 히스토그램으로 나타낸 것으로, 피실험자는 주로 60~72 dB_{SPL} 및 110~120 Hz의 목소리를 내는 것을 확인할 수 있었다. 보통 사람이 대화할 때의 목소리 크기는 40~60 dB_{SPL} 이고, 보통 남성의 목소리 주파수가 130Hz임을 감안할 때, 피실험자는 크고 낮은 목소리로 말한 것을 확인할 수 있었다.
- [225] 도 11e와 11f를 참조하여, 피실험자의 성대의 진동 총 거리(distance dose)는 ~120m로, 성대 조직을 보호하기 위한 의료 안전 제한치인 520 m의 25% 미만인 것으로 나타났다. 이러한 결과는 피실험자가 동일한 목소리 상태에서 20분 이상 말할 경우, 성대 조직이 손상되었을 수 있음을 의미한다.
- [226] 참고로, 상기 원거리 복용량 계산은 Titze I. R., Jettvec J. G., & Popolo P. S. (2003). Vocal dose measures: Quantifying accumulated vibration exposure in vocal fold tissues. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 46, 919-932. 을 참조하였으며, 도 11e의 빨간 점선의 원은 피실험자의 가장 빈번한 발화 주파수와 소리 음압을 보여준다.
- [227] 따라서, 본 발명의 부착형 진동센서를 사용하여 목소리 사용에 대한 정량적 측정 및 성대 건강 진단이 가능할 것으로 판단된다.
- [228]
- [229] 본 발명의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

산업상 이용가능성

- [230] 본 발명은 사람의 목에 부착하여 목 피부의 진동 가속도를 감지함으로써, 사람의 목소리 주파수 영역 내에서 목소리에 대한 음성 민감도가 일정하고 높은 특성이 있는 피부부착형 성대 마이크로폰을 제조할 수 있다.
- [231] 또한 공기를 아닌 목피부의 진동을 매개로 목소리를 민감하게 감지하여 외부 소음이나 바람에도 영향을 받지 않으며, 입을 가린 상황에서도 목소리를 감지할 수 있다.
- [232] 또한 본 발명의 피부부착형 진동센서는 유기소재를 사용하고, 초박막 구조를 가지고 있어 피부적합성이 우수하므로, 피부 진동 인식 시 진동 신호 왜곡 현상이 없고 착용감이 우수하고 심미성이 있는 효과가 있다.

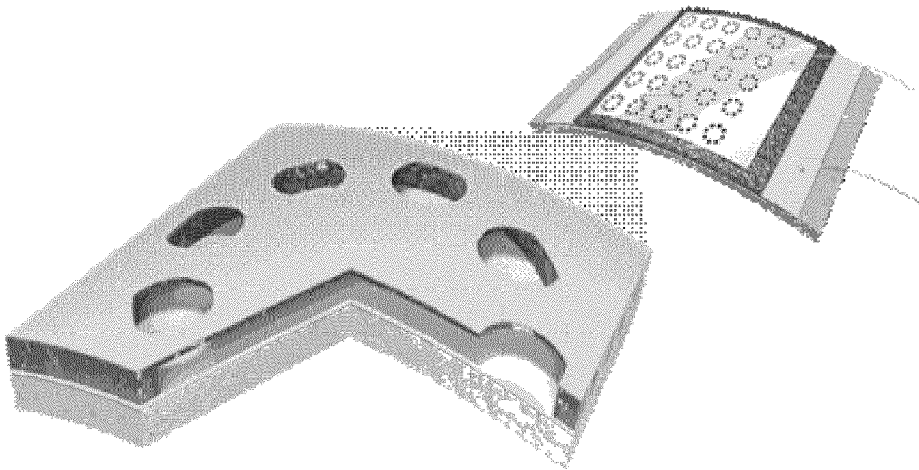
청구범위

- [청구항 1] 기관;
 상기 기관 상에 위치하는 제1 전극;
 상기 제1 전극 상에 위치하고, 통형 중공을 포함하는 지지부; 및
 상기 지지부 상에 위치하는 박막 및 상기 박막 상에 위치하는 제 2전극을 포함하는 진동판(diaphragm);을
 포함하는 진동센서.
- [청구항 2] 제1항에 있어서,
 상기 통형은 원통형, 타원통형, 다각통형 및 별통형 중에서 선택된 1종 이상을 포함하는 것을 특징으로 하는 진동센서.
- [청구항 3] 제1항에 있어서,
 상기 통형 중공이 상기 진동판과 접하고, 상기 진동판이 제 1전극의 표면과 평행인 것을 특징으로 하는 진동센서.
- [청구항 4] 제1항에 있어서,
 상기 제2 전극이 상기 박막 상에 위치하고,
 상기 박막과 제2 전극은 서로 상응하는 다수의 관통 구멍이 형성되고,
 상기 관통 구멍이 상기 통형 중공 상에 형성되는 것을 특징으로 하는 진동센서.
- [청구항 5] 제1항에 있어서,
 상기 기관이 폴리파라자일릴렌(파릴렌, poly(p-xylylene)),
 폴리에틸렌테레프탈레이트, 폴리부틸렌테레프탈레이트,
 폴리에틸렌나프탈레이트, 폴리에틸렌, 폴리프로필렌, 폴리스티렌,
 폴리카보네이트, 폴리아미드, 폴리이미드, 폴리우레아, 폴리우레탄,
 폴리디메틸실록산, 폴리스티렌부타디엔스티렌,
 폴리스티렌에틸렌부틸렌스티렌, 폴리메틸메타크릴레이트,
 아크릴로나이트릴뷰타다이엔스타이렌 수지, 에폭시 수지, 아크릴 수지,
 노블락수지 및 포름알데이드 수지 중에서 선택된 1종 이상을 포함하는 것을 특징으로 하는 진동센서.
- [청구항 6] 제1항에 있어서,
 상기 제1 전극 및 제2 전극이 각각 독립적으로 금, 티타늄, 백금, 니켈,
 팔라듐, 구리, 아연, 카드뮴, 철, 코발트, 이리듐, 주석, 갈륨, 알루미늄,
 망간, 크로뮴, 몰리브덴, 텅스텐, 그래핀, 카본나노튜브 및 그래파이트
 중에서 선택된 1종 이상을 포함하는 것을 특징으로 하는 진동센서.
- [청구항 7] 제1항에 있어서,
 상기 제1 전극 및 제2 전극이 각각 독립적으로 티타늄층 및 금층이
 순서대로 적층된 티타늄층/금층이고,
 상기 제1 전극의 티타늄층이 기관과 접하고, 상기 제2 전극의 티타늄층이

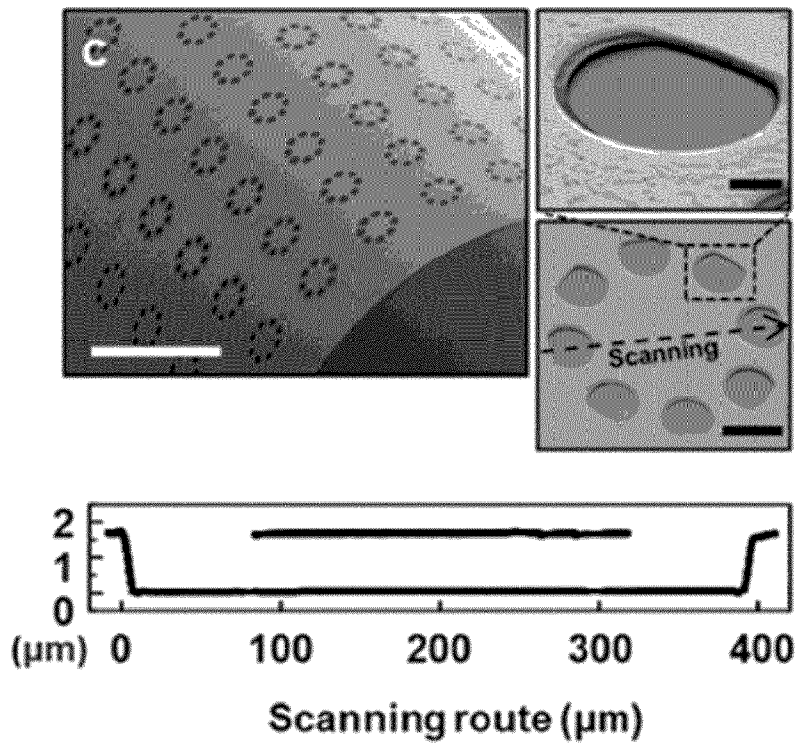
- 진동판과 접하는 것을 특징으로 하는 진동센서.
- [청구항 8] 제1항에 있어서,
 상기 기둥 및 박막이 각각 독립적으로 에폭시 수지, 아크릴 수지,
 노볼락수지, 포름알데이드 수지, 폴리메틸메타크릴레이트,
 폴리파라자일릴렌(파릴렌, poly(p-xylylene)), 폴리에틸렌테레프탈레이트,
 폴리부틸렌테레프탈레이트, 폴리에틸렌나프탈레이트, 폴리에틸렌,
 폴리프로필렌, 폴리스티렌, 폴리카보네이트, 폴리아미드, 폴리이미드,
 폴리우레아, 폴리우레탄, 폴리디메틸실록산, 폴리스티렌부타디엔스티렌,
 폴리스티렌에틸렌부틸렌스티렌 및
 폴리아크릴로나이트릴부타다이엔스타이렌 중에서 선택된 1 종 이상을
 포함하는 것을 특징으로 하는 진동센서.
- [청구항 9] 제1항에 있어서,
 상기 진동센서의 전체 두께가 0.1 내지 10 μm 인 것을 특징으로 하는
 진동센서.
- [청구항 10] 제1항에 있어서,
 상기 통형 중공의 직경은 50 내지 1000 μm 인 것을 특징으로 하는 진동센서.
- [청구항 11] 제1항에 있어서,
 상기 진동센서가 부착형인 것을 특징으로 하는 진동센서.
- [청구항 12] 제1항에 있어서,
 상기 진동센서가 인체의 목 피부에 부착되어 진동을 통해 목소리를
 인식하는 것을 특징으로 하는 진동센서.
- [청구항 13] 제1항에 있어서,
 상기 진동센서는 발성체(성대 및 조음기관)에 의해 생성되어 공기중으로
 나오는 소리의 압력(Sound pressure)에 대해 선형 비례한 상기 발성체(성대
 및 조음기관) 피부 표면(목피부)의 진동가속도(Neck skin vibration
 acceleration)를 감지하여 소리를 인식하는 것을 특징으로 하는 진동 센서.
- [청구항 14] 제1항에 있어서,
 상기 진동센서가 70 내지 3,500Hz 주파수를 감지하는 것을 특징으로 하는
 진동센서.
- [청구항 15] 제1항에 있어서,
 상기 제1 전극과 상기 지지부 사이에 접착층을 추가로 포함하는 것을
 특징으로 하는 진동센서.
- [청구항 16] 제15항에 있어서,
 상기 접착층이 에폭시 수지, 아크릴 수지, 노볼락수지, 포름알데이드
 수지, 폴리메틸메타크릴레이트, 폴리스티렌, 폴리아미드, 폴리이미드,
 폴리우레아, 폴리우레탄 및 폴리디메틸실록산 중에서 선택된 1종 이상을
 포함하는 것을 특징으로 하는 진동센서.
- [청구항 17] 제1항에 따른 진동센서를 다수개 포함하는 진동센서 어레이.

- [청구항 18] (a) 기판 상에 제1 전극을 형성하여 제1 전극/기판을 포함하는 하판을 제조하는 단계;
 (b) 기재 상에 희생층을 형성하고, 상기 희생층 상에 제2 전극을 형성하는 단계;
 (c) 상기 제2 전극 상에 박막을 형성하여 상기 제2 전극 및 박막을 포함하는 진동판(diaphragm)을 형성하는 단계;
 (d) 상기 진동판 상에 통형 중공을 갖는 지지층을 형성하여 기재/희생층/제2 전극/진동판/지지층을 제조하는 단계;
 (e) 상기 기재/희생층/제2 전극/진동판/지지층의 희생층을 에칭하여 제2 전극/진동판/지지층을 포함하는 상판을 제조하는 단계; 및
 (f) 상기 하판의 제1 전극 상에 상기 상판의 지지층을 위치시키는 단계;를 포함하는 진동센서의 제조방법.
- [청구항 19] 제18항에 있어서,
 단계 (e)와 (f) 사이에,
 (d') 상기 하판의 제1 전극 상에 접착층을 형성하는 단계;를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 진동센서의 제조방법.
- [청구항 20] 제18항에 있어서, 단계(b) 및 (c)에서
 상기 박막과 제2 전극은 서로 상응하는 다수의 관통 구멍이 형성되도록 패터닝되는 것을 특징으로 하는 진동센서 제조방법.

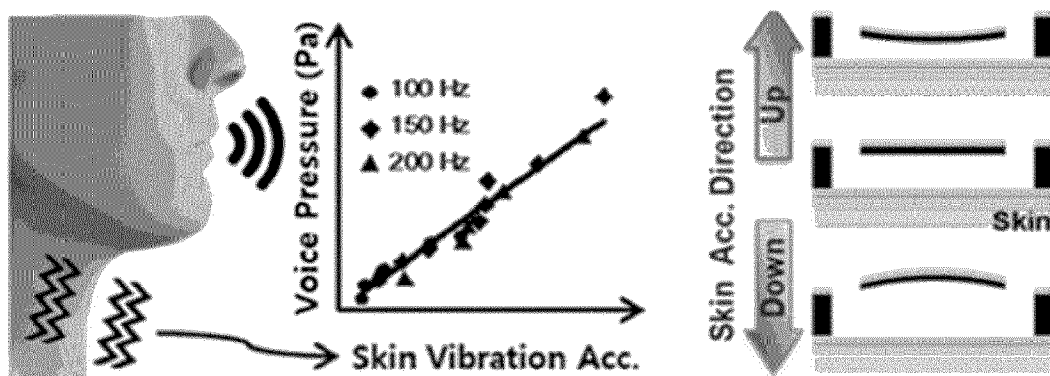
[도 1a]



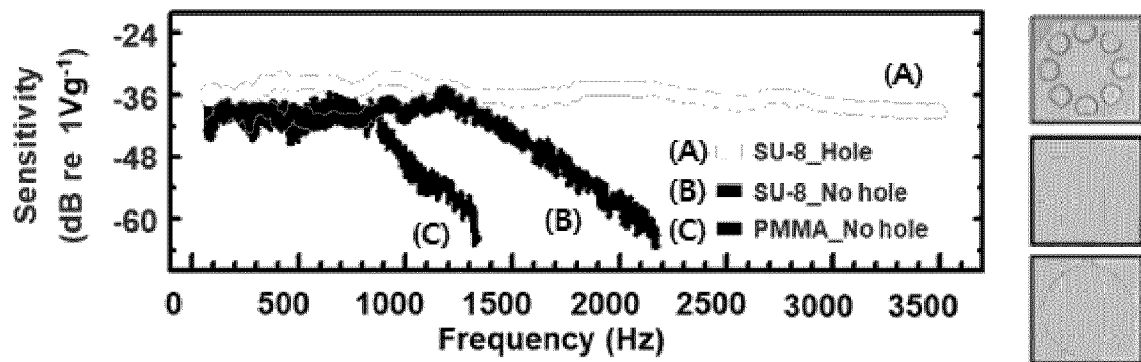
[도 1b]



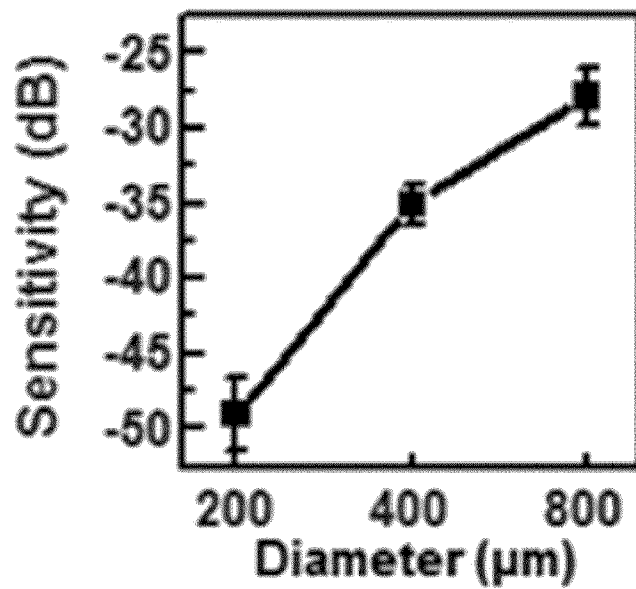
[도 1c]



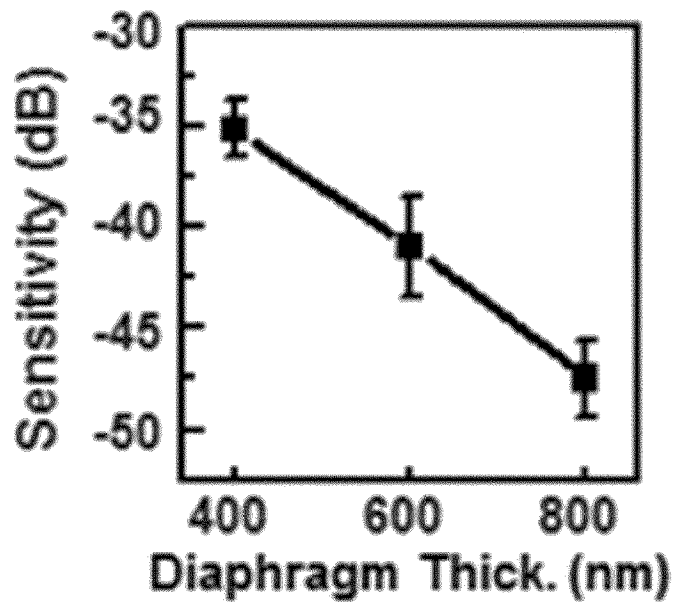
[도2a]



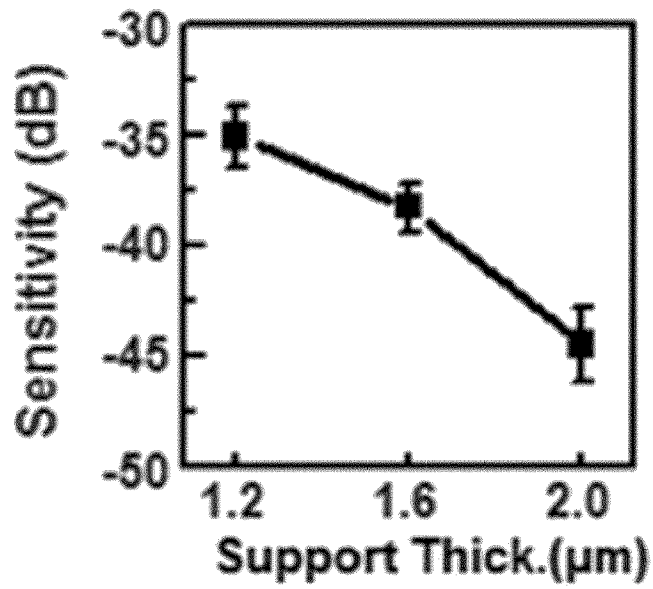
[도2b]



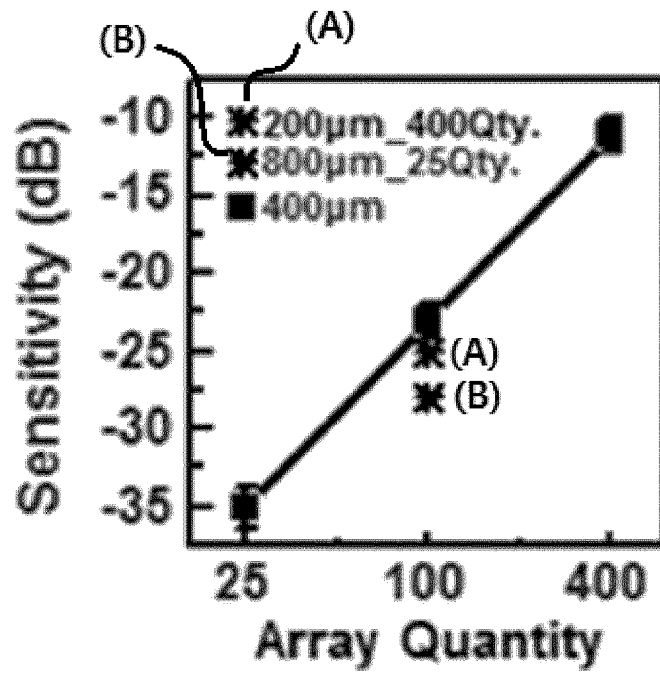
[도2c]



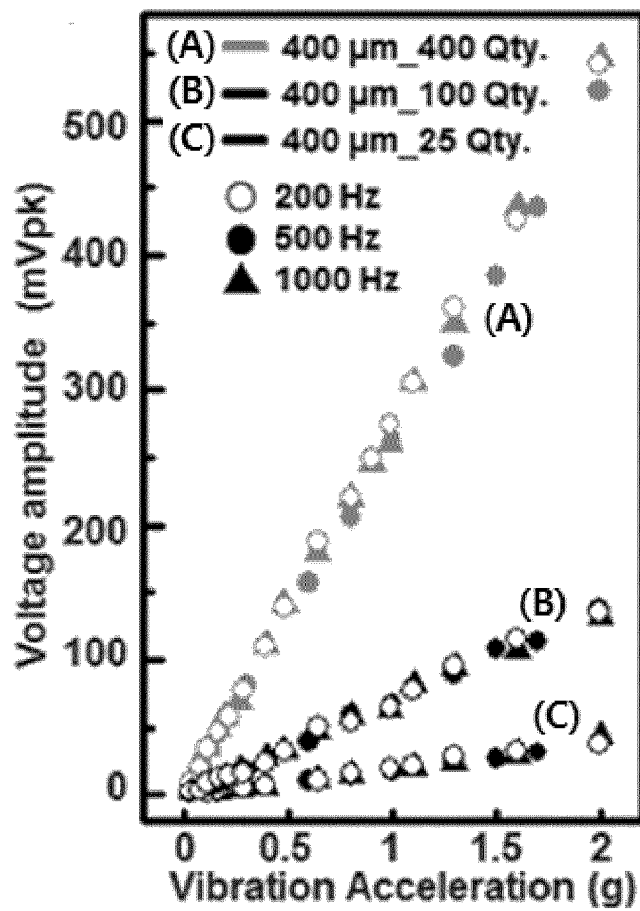
[도2d]



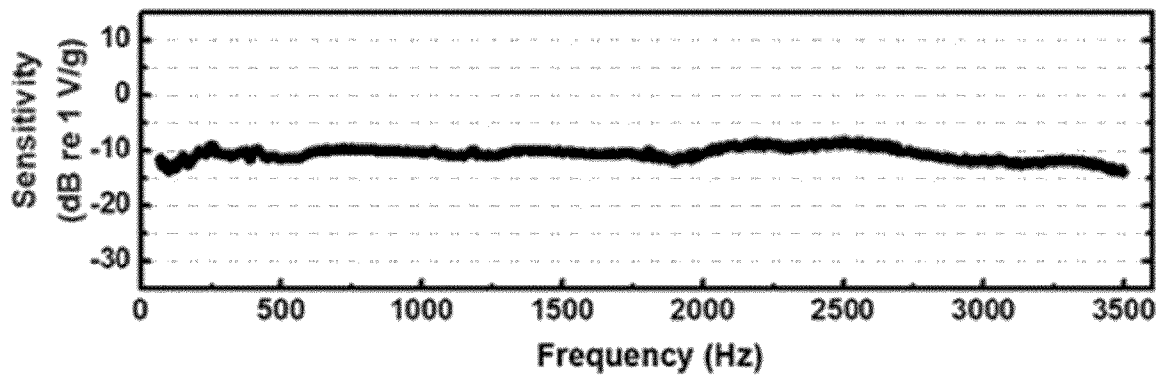
[도2e]



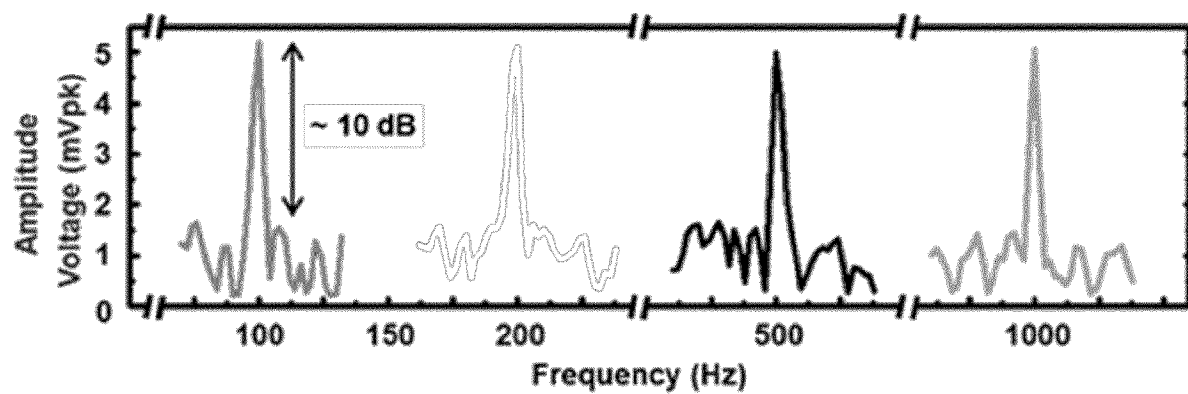
[도2f]



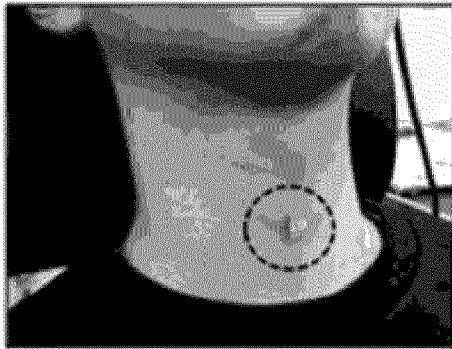
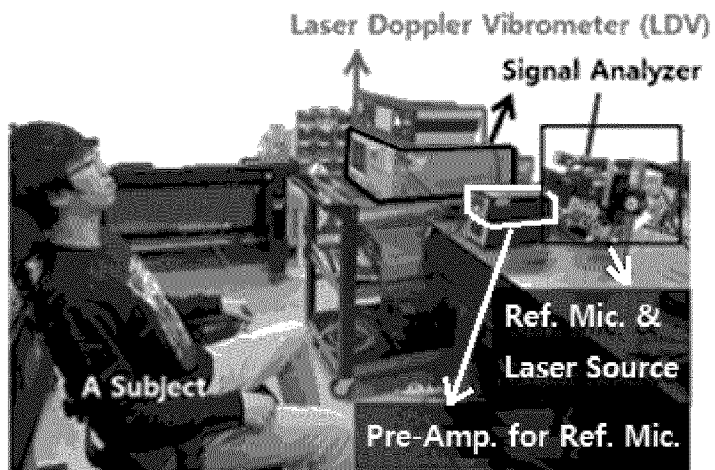
[도2g]



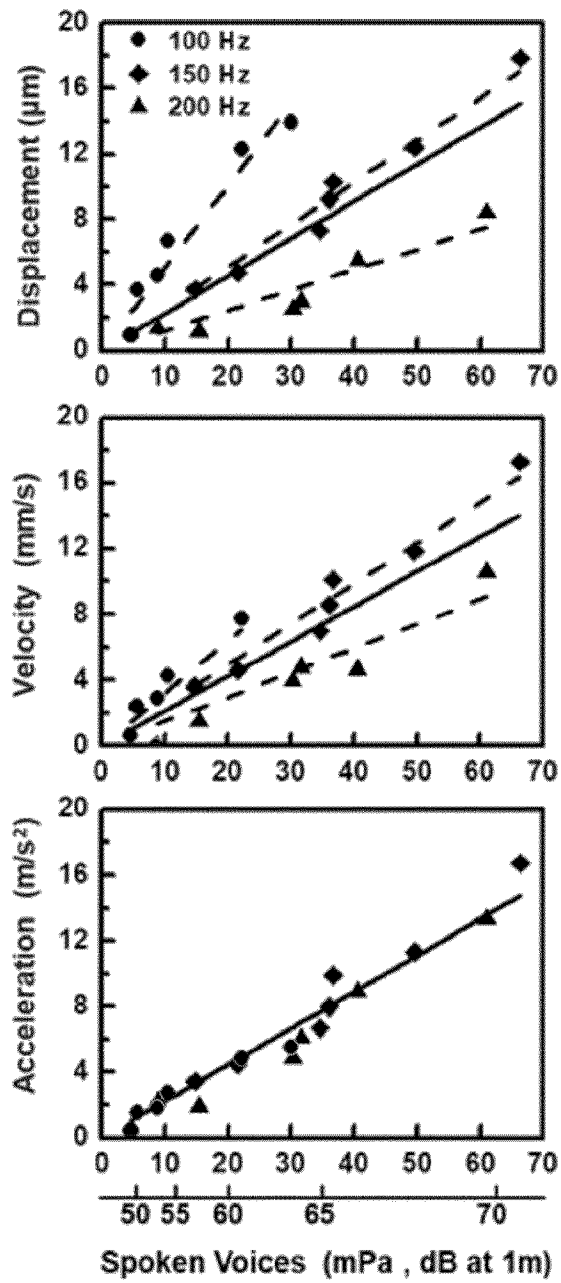
[도2h]



[도3a]

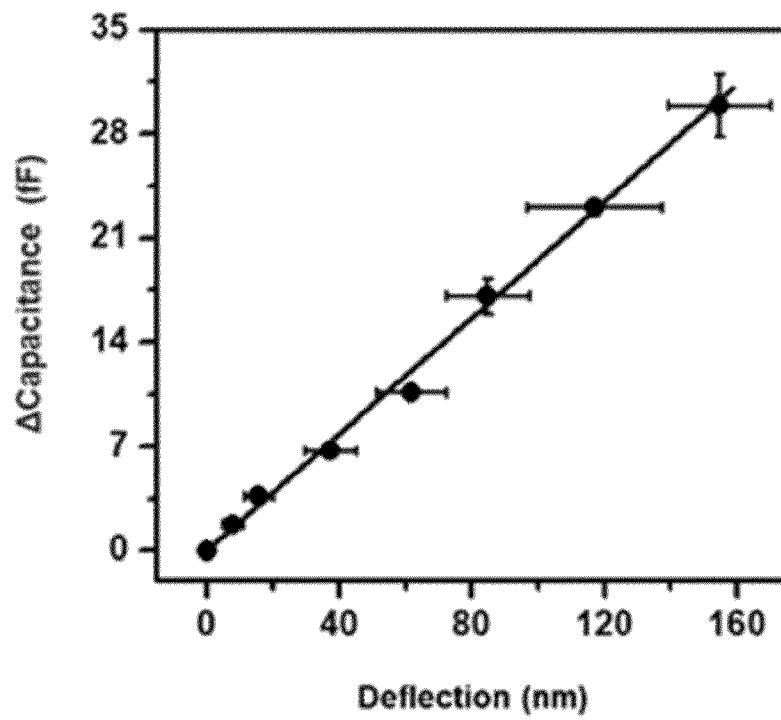


[도3b]

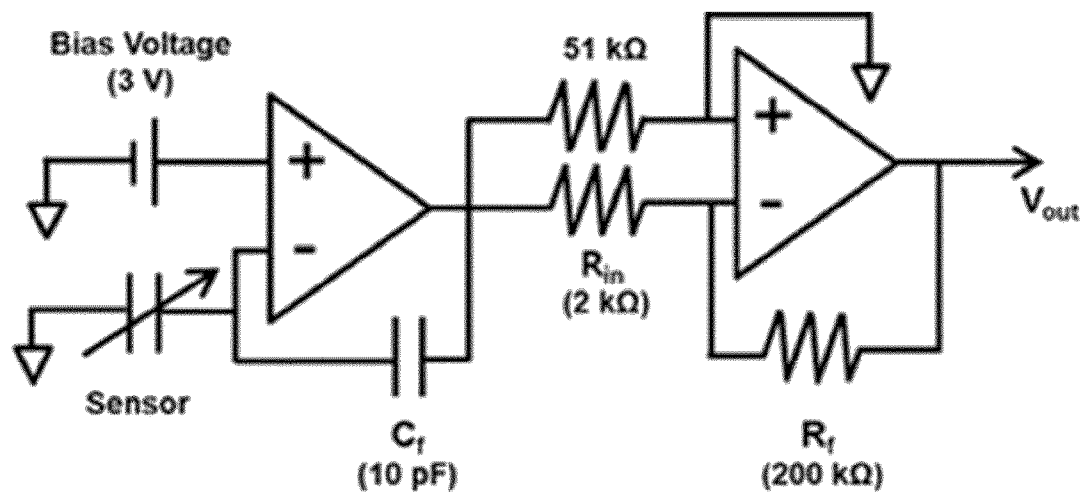


	Coefficient of determination (R^2) for all data
Displacement	0.81019
Velocity	0.91708
Acceleration	0.98283

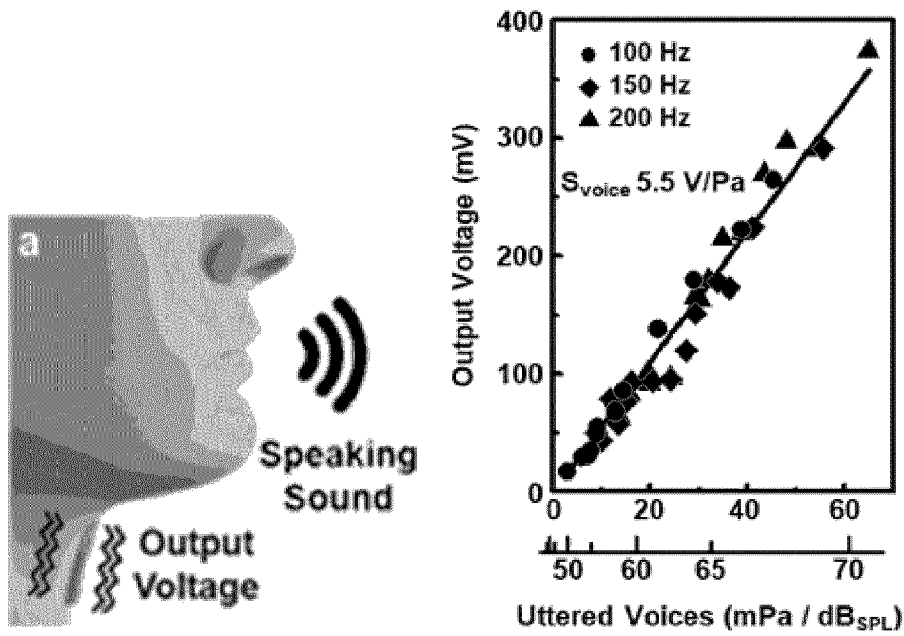
[도4]



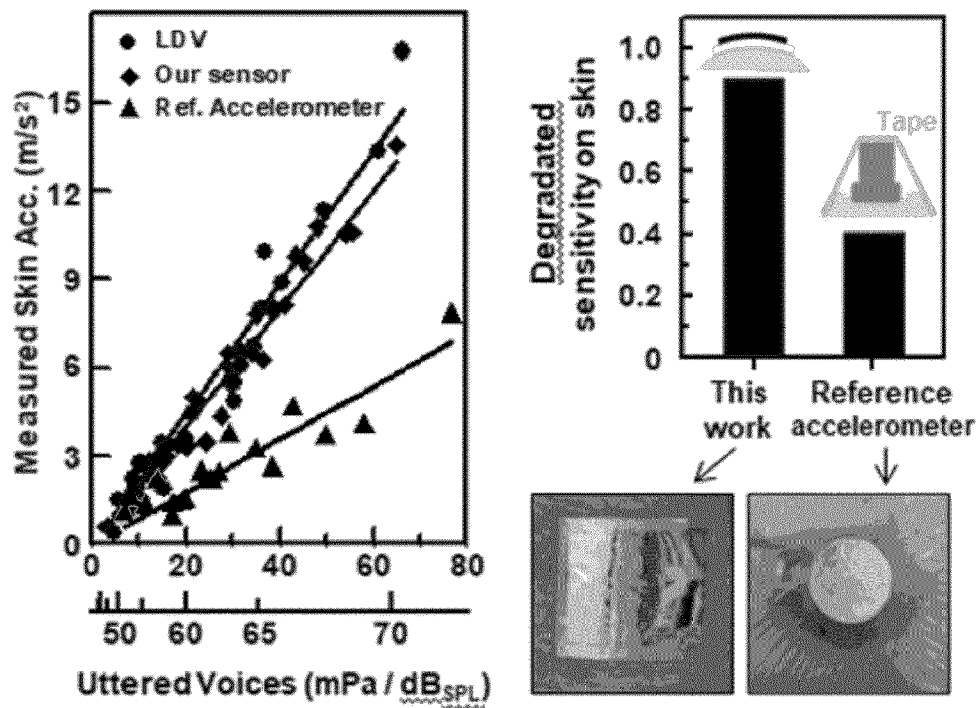
[도5]



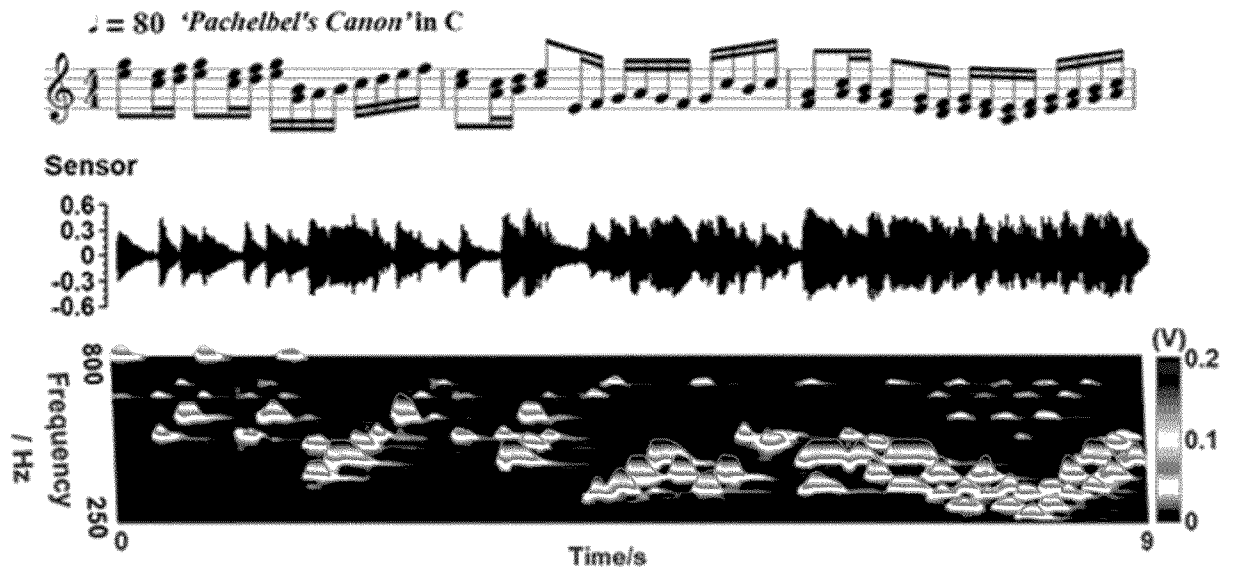
[도6a]



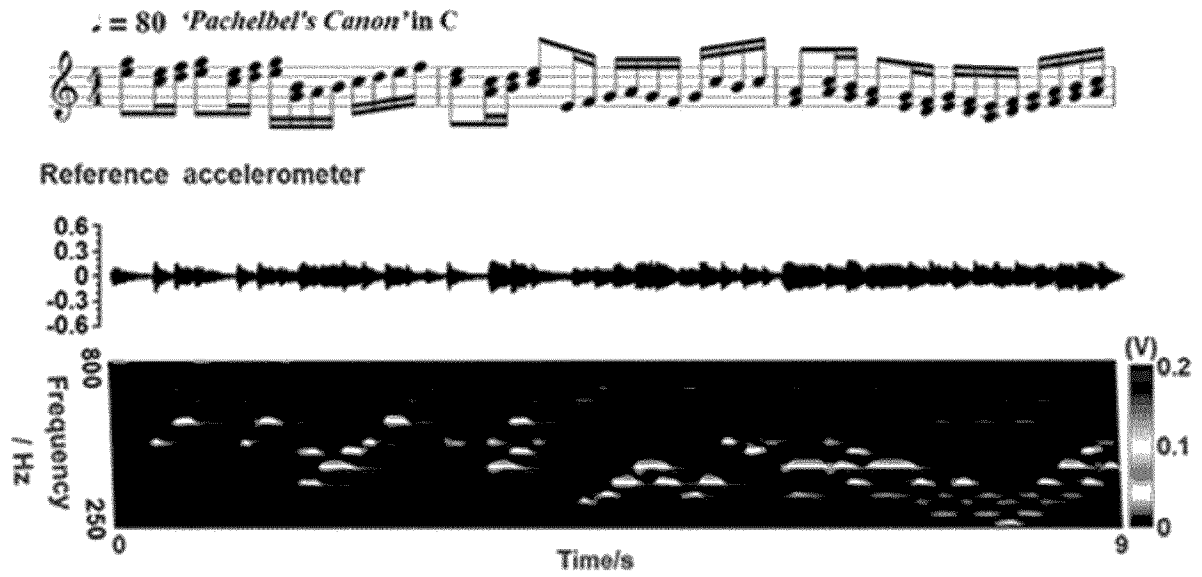
[도6b]



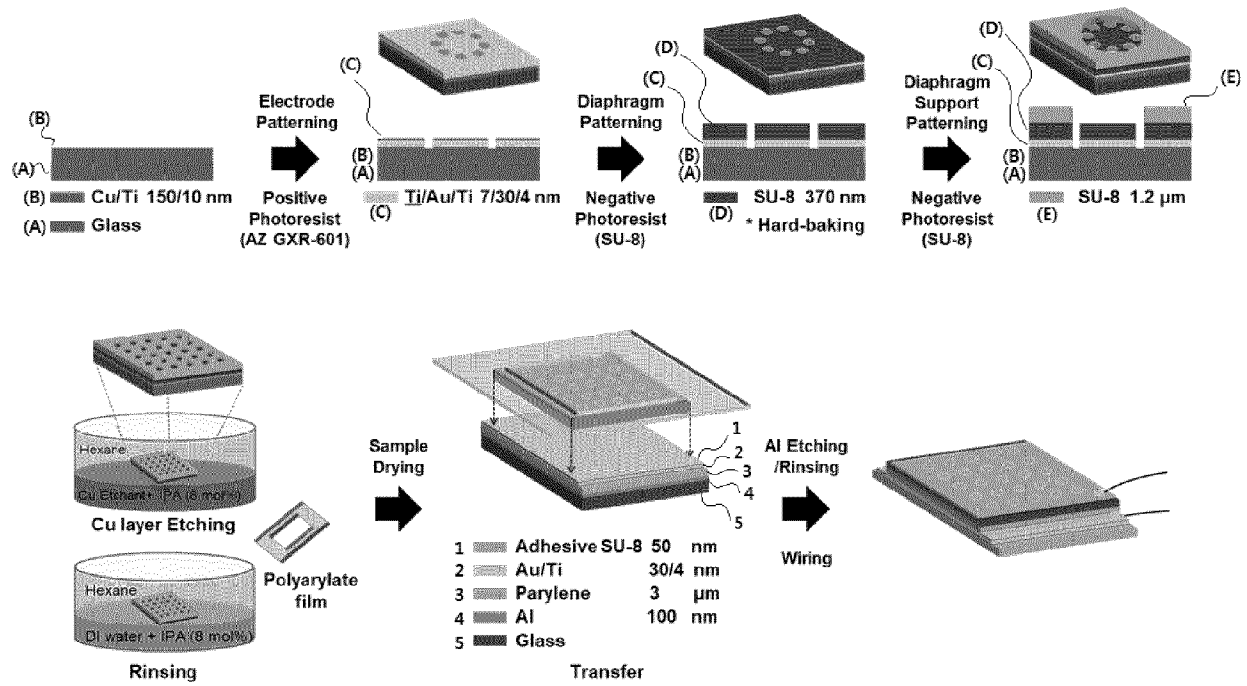
[도7a]



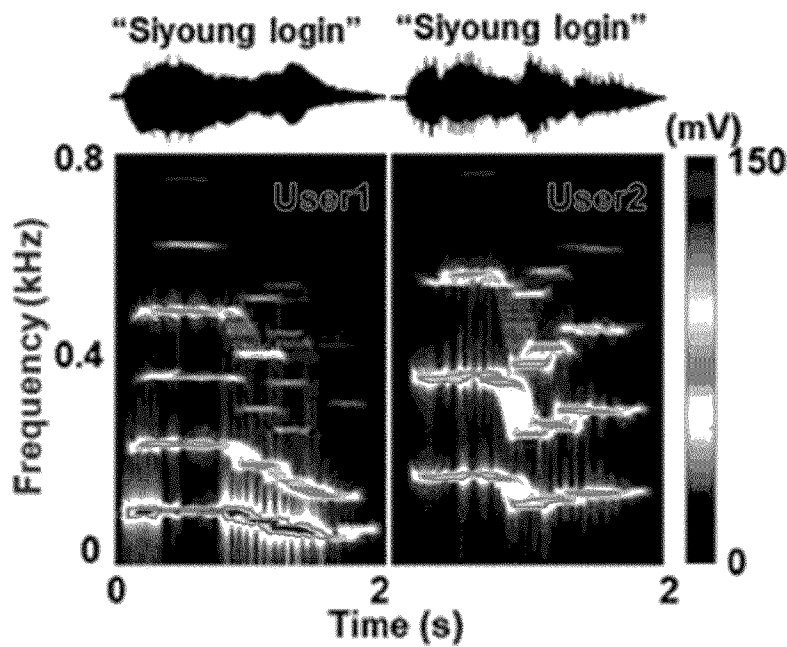
[도7b]



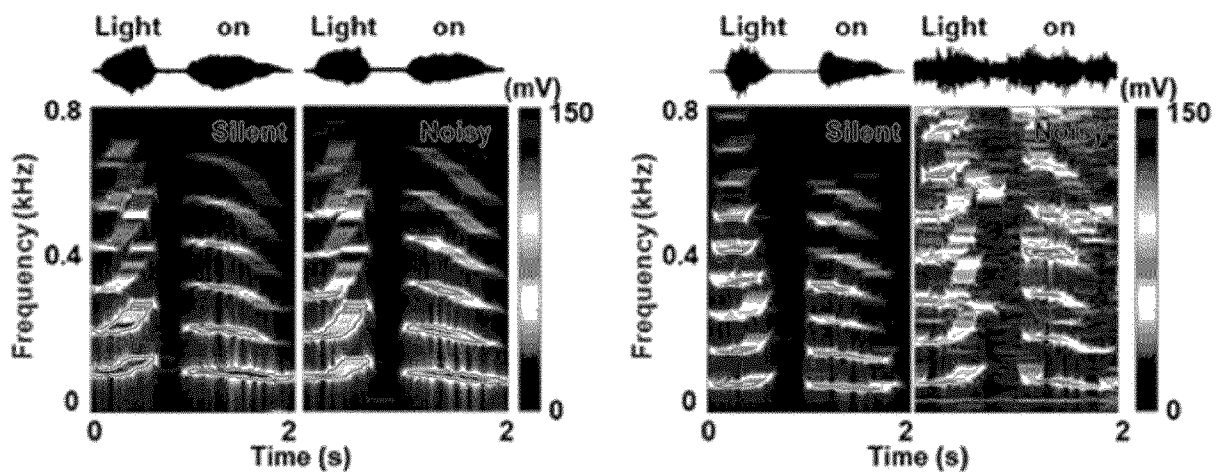
[도8]



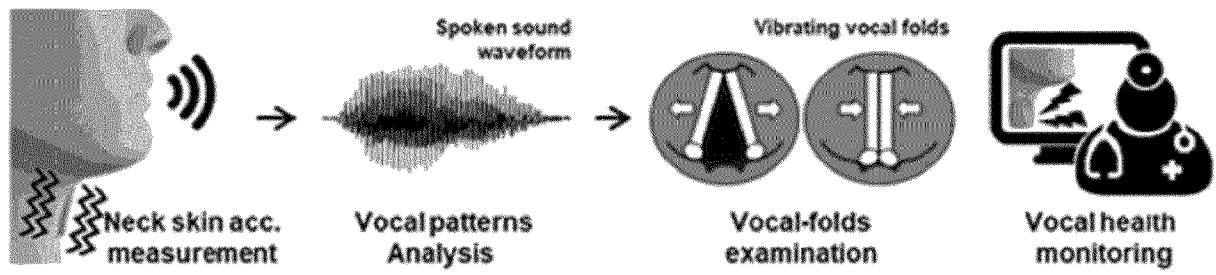
[도9]



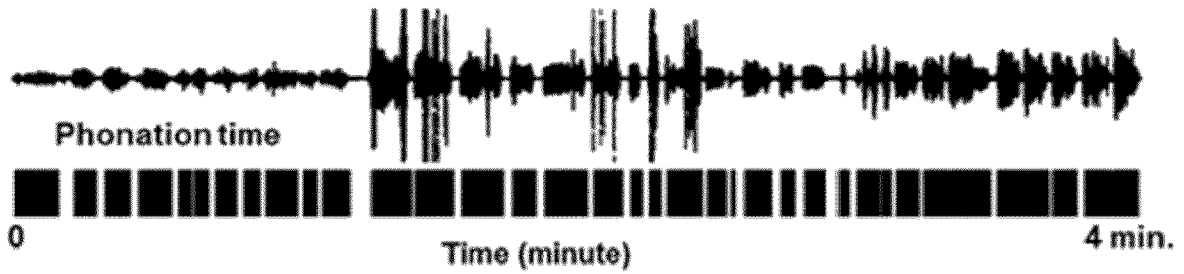
[도10]



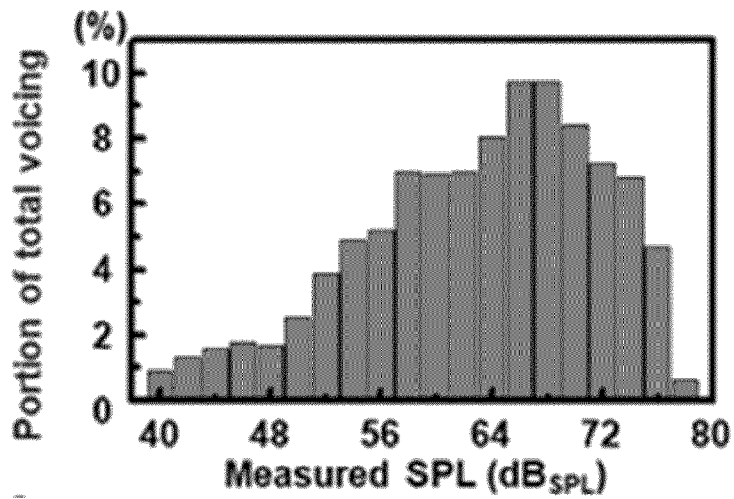
[도11a]



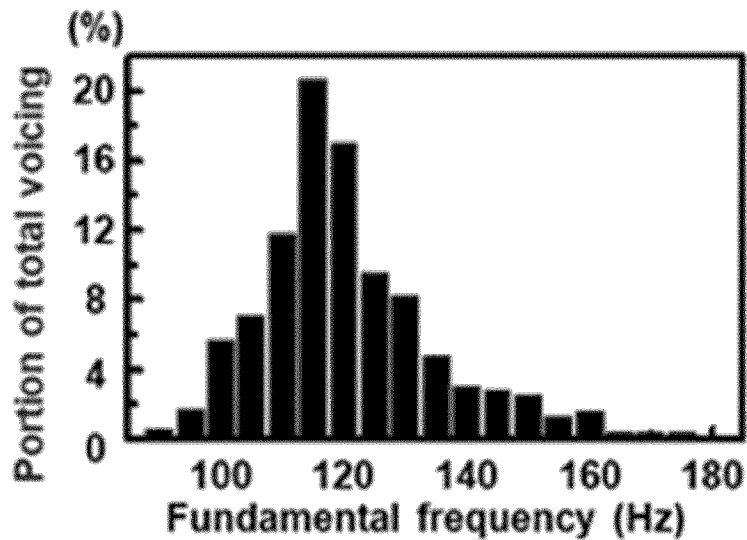
[도11b]



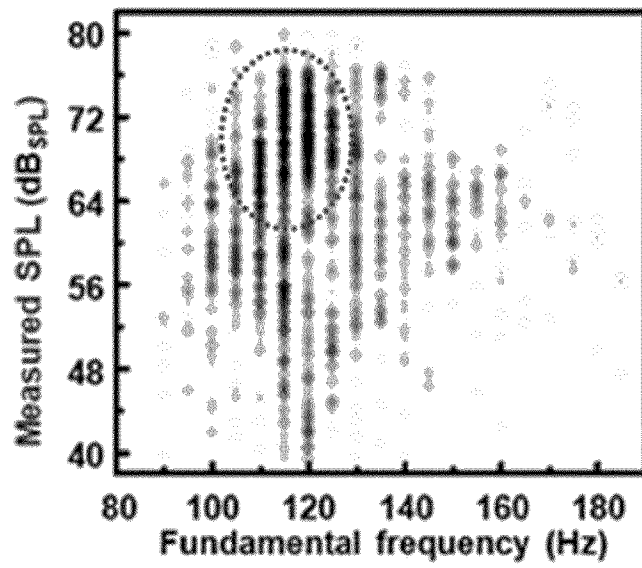
[도11c]



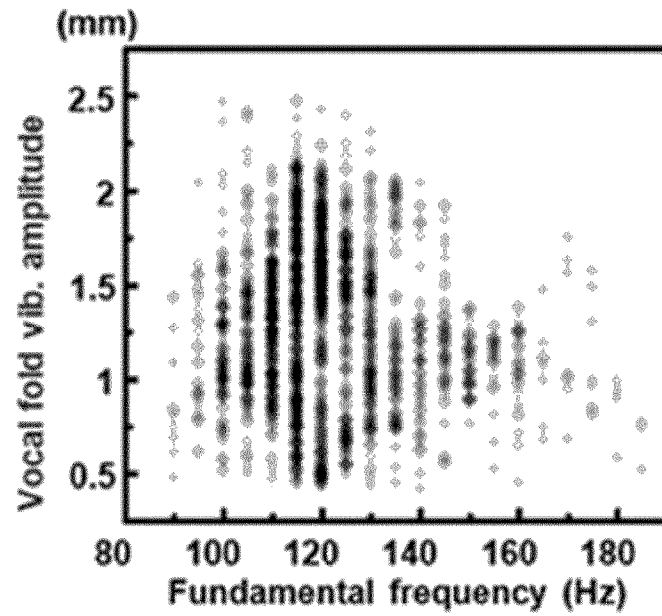
[도11d]



[도11e]



[도11f]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2019/002750

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01H 11/06(2006.01)i, H04R 1/08(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01H 11/06; H04R 19/00; H04R 19/04; H04R 1/08

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Korean utility models and applications for utility models: IPC as above

Japanese utility models and applications for utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: microphone(mic), voice, diaphragm, electrode, poly

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2018-0160234 A1 (WIZEDSP LTD.) 07 June 2018 See paragraphs [0028]-[0050], claim 6 and figures 1A-4B.	1-3,5,9-19
Y		4,6-8,20
Y	KR 10-2011-0015649 A (OMRON CORPORATION) 16 February 2011 See paragraphs [0049]-[0062] and figures 3-7.	4,20
Y	KR 10-2011-0114253 A (DONG YANG TELECOM CO., LTD.) 19 October 2011 See paragraphs [0038]-[0059] and figures 2-6.	6-8
A	KR 10-2017-0069805 A (HYUNDAI MOTOR CORPORATION) 21 June 2017 See claims 1-9 and figures 1-3.	1-20
A	JP 2014-176035 A (OMRON CORP.) 22 September 2014 See paragraphs [0023]-[0037] and figures 3(A)-5.	1-20



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

21 JUNE 2019 (21.06.2019)

Date of mailing of the international search report

21 JUNE 2019 (21.06.2019)

Name and mailing address of the ISA/KR

Korean Intellectual Property Office
Government Complex Daejeon Building 4, 189, Cheongsu-ro, Seo-gu,
Daejeon, 35208, Republic of Korea

Facsimile No. +82-42-481-8578

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2019/002750

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
US 2018-0160234 A1	07/06/2018	CN 107615777 A	19/01/2018
		EP 3304928 A1	11/04/2018
		EP 3304928 A4	16/01/2019
		WO 2016-193868 A1	08/12/2016
KR 10-2011-0015649 A	16/02/2011	CN 102100086 A	15/06/2011
		CN 102100086 B	06/11/2013
		EP 2315457 A1	27/04/2011
		EP 2315457 A4	02/07/2014
		JP 2010-034641 A	12/02/2010
		JP 5332373 B2	06/11/2013
		KR 10-1158223 B1	19/06/2012
		KR 10-1511825 B1	14/04/2015
		KR 10-2012-0007567 A	20/01/2012
		US 2011-0179876 A1	28/07/2011
		US 8627725 B2	14/01/2014
		WO 2010-010643 A1	28/01/2010
KR 10-2011-0114253 A	19/10/2011	KR 10-1126604 B1	23/03/2012
KR 10-2017-0069805 A	21/06/2017	CN 106878892 A	20/06/2017
		KR 10-1776725 B1	08/09/2017
		US 2017-0171652 A1	15/06/2017
JP 2014-176035 A	22/09/2014	CN 105191351 A	23/12/2015
		CN 105191351 B	17/08/2018
		JP 6127600 B2	17/05/2017
		US 2015-0369653 A1	24/12/2015
		US 9958315 B2	01/05/2018
		WO 2014-141505 A1	18/09/2014

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

G01H 11/06(2006.01)i, H04R 1/08(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

G01H 11/06; H04R 19/00; H04R 19/04; H04R 1/08

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌

한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))

eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 마이크(mic), 음성(voice), 진동판(diaphragm), 전극(electrode), 폴리(poly)

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
X	US 2018-0160234 A1 (WIZEDSP LTD.) 2018.06.07 단락 [0028]-[0050], 청구항 6 및 도면 1A-4B 참조.	1-3,5,9-19
Y		4,6-8,20
Y	KR 10-2011-0015649 A (오르론 가부시키키가이샤) 2011.02.16 단락 [0049]-[0062] 및 도면 3-7 참조.	4,20
Y	KR 10-2011-0114253 A (동양텔레콤 주식회사) 2011.10.19 단락 [0038]-[0059] 및 도면 2-6 참조.	6-8
A	KR 10-2017-0069805 A (현대자동차주식회사) 2017.06.21 청구항 1-9 및 도면 1-3 참조.	1-20
A	JP 2014-176035 A (OMRON CORP.) 2014.09.22 단락 [0023]-[0037] 및 도면 3(A)-5 참조.	1-20

☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.

☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

“A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌

“T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌

“E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌

“X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.

“L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌

“Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

“O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌

“&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

“P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

국제조사의 실제 완료일

2019년 06월 21일 (21.06.2019)

국제조사보고서 발송일

2019년 06월 21일 (21.06.2019)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소



대한민국 특허청
(35208) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스 번호 +82-42-481-8578

심사관

장기정

전화번호 +82-42-481-8364



국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
US 2018-0160234 A1	2018/06/07	CN 107615777 A EP 3304928 A1 EP 3304928 A4 WO 2016-193868 A1	2018/01/19 2018/04/11 2019/01/16 2016/12/08
KR 10-2011-0015649 A	2011/02/16	CN 102100086 A CN 102100086 B EP 2315457 A1 EP 2315457 A4 JP 2010-034641 A JP 5332373 B2 KR 10-1158223 B1 KR 10-1511825 B1 KR 10-2012-0007567 A US 2011-0179876 A1 US 8627725 B2 WO 2010-010643 A1	2011/06/15 2013/11/06 2011/04/27 2014/07/02 2010/02/12 2013/11/06 2012/06/19 2015/04/14 2012/01/20 2011/07/28 2014/01/14 2010/01/28
KR 10-2011-0114253 A	2011/10/19	KR 10-1126604 B1	2012/03/23
KR 10-2017-0069805 A	2017/06/21	CN 106878892 A KR 10-1776725 B1 US 2017-0171652 A1	2017/06/20 2017/09/08 2017/06/15
JP 2014-176035 A	2014/09/22	CN 105191351 A CN 105191351 B JP 6127600 B2 US 2015-0369653 A1 US 9958315 B2 WO 2014-141505 A1	2015/12/23 2018/08/17 2017/05/17 2015/12/24 2018/05/01 2014/09/18