(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2025-0063755
(43) 공개일자 2025년05월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01R 23/02 (2006.01) *A61F 2/18* (2006.01)
G01R 23/165 (2006.01) *G06N 3/044* (2023.01)
G06N 3/0442 (2023.01) *G06N 3/0464* (2023.01)
H10N 30/09 (2023.01) *H10N 30/30* (2023.01)
(52) CPC특허분류
G01R 23/02 (2021.05)
A61F 2/18 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2024-0149734
(22) 출원일자 2024년10월29일
심사청구일자 2024년10월29일
(30) 우선권주장
1020230149186 2023년11월01일 대한민국(KR)

(71) 출원인
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
(72) 발명자
한창수
서울특별시 용산구 이촌로 347, 16동 203호(서빙고동, 신동아아파트)
이우승
서울특별시 노원구 공릉로41다길 14, 403호(공릉동)
전은석
경기도 용인시 기흥구 언남로29번길 50, 103동 101호(언남동, 효성빌라)
(74) 대리인
김연권

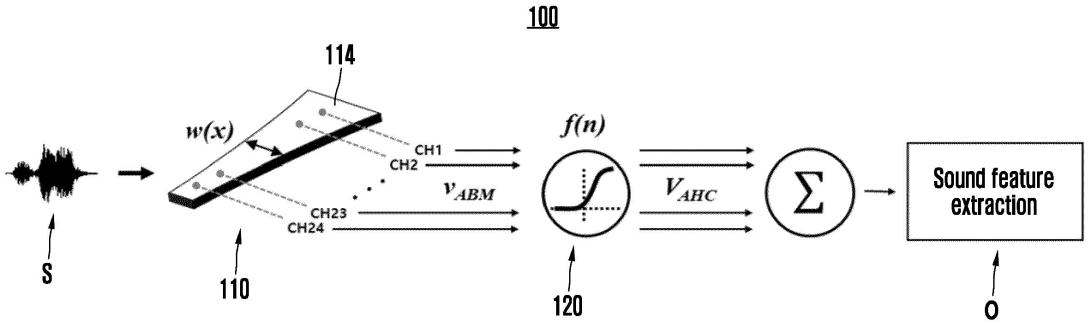
전체 청구항 수 : 총 12 항

(54) 발명의 명칭 **다중 채널 인공 기저막 센서 시스템**

(57) 요 약

본 발명은 인공 기저막 센서의 주파수 대역을 설계하기 위한 모델의 설계식을 이용하는 것과 추가적으로 생체 달팽이관의 신호감지 및 처리 과정을 모방하기 위한 인공 유모세포 모델을 결합시킨 달팽이관 모방의 다중 채널의 인공 기저막 센서 시스템에 관한 것으로, 소리를 주파수에 따라 분리하여 감지하기 위해, 두께가 일정하고, 길이에 따라 특성 주파수가 균일하게 분포하도록 수학적으로 설계된 형상의 폭을 가진 인공기저막; 및 상기 인공 기저막에 설치된 진동을 전기신호로 변환하는 복수개의 감지부;를 포함한다.

대 표 도



(52) CPC특허분류
G01R 23/165 (2013.01)
G06N 3/044 (2023.01)
G06N 3/0442 (2023.01)
G06N 3/0464 (2023.01)
H10N 30/09 (2023.02)
H10N 30/302 (2023.02)
A61F 2002/183 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711191255
과제번호 2021R1A2B5B03001811
부처명 과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명 한국연구재단
연구사업명 (이공)중견연구자지원-중견연구(후속)
연구과제명 기계적수용기, 이온채널, 신경신호, 뇌인지의 통합적 모사기반 지능형 인공촉각 기술
과제수행기관명 고려대학교
연구기간 2023.03.01 ~ 2024.02.29

명 세 서

청구범위

청구항 1

소리를 주파수에 따라 분리하여 감지하기 위해, 두께가 일정하고, 길이에 따라 특성 주파수가 균일하게 분포하도록 설계된 형상의 폭을 가진 인공기저막; 및

상기 인공 기저막에 설치된 진동을 전기신호로 변환하는 복수개의 감지부;를 포함하는,

다중 채널 인공 기저막 센서 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 인공기저막의 외곽 부분이 고정되고 내부는 자유진동이 가능하도록 지지되어 있는 것을 특징으로 하는 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 인공 기저막의 구조 변수, 재료 물성, 목표 주파수 대역에 따라 아래<수학식>을 이용해 설계된 폭을 가지는 것을 특징으로 하는 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템.

<수학식>

$$f_{CF}(x) = e^{ax+b}$$
$$f_{CF}(0) = e^{b} = f_L$$
$$b = \ln(f_L)$$
$$f_{CF}(L) = f_L e^{aL} = f_H$$
$$a = \frac{1}{L} ln(\frac{f_H}{f_L})$$
$$f_{CF}(x) = f_L e^{\left\{\frac{1}{L} ln(\frac{f_H}{f_L})\right\}x} = \sqrt[2]{\frac{32E}{\rho_{BM}}} \frac{t}{2\pi} \frac{1}{w(x)^2} \quad (Hz)$$

$$\therefore w(x) = \sqrt[4]{\frac{32E}{\rho_{BM}}} \sqrt[2]{\frac{t}{2\pi f_L}} e^{\left\{\frac{1}{2L} ln(\frac{f_L}{f_H})\right\}x} \quad (m)$$

여기서, 여기서, f_L(또는 f_{low})는 인공기저막의 최저공진주파수를 의미하고, f_H(또는 f_{high})는 인공기저막의 최대공진주파수를 의미하고, L은 인공기저막의 길이를 의미하고, $f_{CF}(x)$는 인공기저막의 거리에 따른 공진주파수를 의미하고, $\omega(x)$는 인공기저막의 거리에 따른 폭을 의미함.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 구조 변수는 상기 인공 기저막의 두께인 것을 특징으로 하는 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 재료 물성은 상기 인공 기저막의 밀도 및 영계수인 것을 특징으로 하는 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 인공 기저막의 감지부는 압전물질로 이루어진 것을 특징으로 하는 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 인공 기저막의 각 감지부에서 발생한 전기신호 처리를 위해 생체 유모세포를 모방하여 계산된 인공 유모세포의 신호처리 모델이 사용되는 것을 특징으로 하는 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 신호처리 모델은 아래 <수학식>과 같은 시그모이드 함수를 적용하여 상기 인공 기저막 감지부의 전기신호를 정규화 및 대역필터 처리하는 것을 특징으로 하는 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템.

<수학식>

$$V_{AHC,n} = \frac{v_{ABM,\max}}{\left(1+\beta_n e^{\left[-(v_{ABM,n}-v_{ref,n})/\alpha_n\right]}\right)^{\beta_n^{-1}}}$$

$$\left(v_{ref,n} = \frac{v_{ABM,\max,n} - v_{ABM,\min,n}}{c}\right)$$

여기서, $V_{AHC,n}$ 은 AHC 모델의 n번 채널의 출력 신호이고, $v_{ABM,max}$ 는 ABM 센서의 최대출력이고, $v_{ABM,n}$ 은 ABM 센서의 n번 채널의 출력신호이고, α_n 및 β_n 은 n번 채널의 기울기 결정 상수이고, $v_{ref,n}$ 은 n번 채널의 최대 기울기 위치로서, 상기 <수학식 3>의 아래 식과 같이 표현될 수 있고, $v_{ABM,max,n}$ 은 ABM 센서의 n번 채널의 최대출력이고, $v_{ABM,min,n}$ 은 ABM 센서의 n번 채널의 최소출력이고, c는 n번 채널 최대 기울기의 위치 결정 상수임.

청구항 9

인공 기저막과 인공 유모세포를 결합하여 소리 신호를 주파수 대역별로 나누어 전기신호로 감지하고, 이를 별도의 연산 없이 실시간으로 신호처리할 수 있는 것을 특징으로 하는 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 인공 유모세포로부터 얻어진 신호처리된 전기신호를 기반으로 인공지능 알고리즘 부분이 추가되는 것을 특징으로 하는 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 인공지능 알고리즘으로, 합성곱 신경망(CNN), 순환 신경망(RNN), 인공 신경망(ANN), 심층 신경망(DNN), 가우시안 혼합 모델(GMM), 은닉형 마르코프 모델(HMM), 장단기 메모리(LSTM) 중 적어도 하나 이상이 사용되는 것을 특징으로 하는 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템.

청구항 12

제 9 항에 있어서,

상기 소리 신호의 특징 추출 방법의 하나로써 시간 정보를 나타내는 횡축, 상기 감지부의 채널 번호를 나타내는 종축, 상기 전기신호의 크기를 나타내는 색상으로 구성된 히트맵 이미지가 사용되는 것을 특징으로 하는 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템으로, 더욱 상세하게는 인공 기저막 센서의 주파수 대역을 설계하기 위한 모델의 설계식을 이용하는 것과 추가적으로 생체 달팽이관의 신호감지 및 처리 과정을 모방하기 위한 인공 유모세포 모델을 결합시킨 달팽이관 모방의 다중 채널의 인공 기저막 센서 시스템에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 소리는 생체 달팽이관의 기저막을 진동시키며 기저막 위에 존재하는 코르티 기관의 유모세포에서 신경 신호로 변환된다. 이처럼 사람의 달팽이관은 기계적-전기적 변환과정을 통해 소리를 감지한다.

[0003] 생체 기저막은 폭 100-500 um, 두께 1.16-0.55 um, 길이 34 mm의 3차원 사다리꼴 형상으로 위치에 따라 강성이 다르게 형성된다. 이로 인해 기저막의 특성 주파수는 위치에 따라 지수적으로 변하게 되며, 이를 로그 척도로 표현하면 선형성을 가지게 된다. 인간의 달팽이관은 기저막의 구조적 특징에 따라 약 1.3 mm 간격으로 나누어진 24개의 임계 대역을 가진다. 각각의 임계 대역들은 소리를 인지할 수 있는 독립적인 주파수 대역을 가지며, 이러한 24개의 주파수 대역이 합쳐져 가청주파수인 20~20,000 Hz를 구성한다.

[0004] 또한 유모세포는 달팽이관의 코르티 기관을 따라 약 3,500개의 배열로 분포되어있다. 유모세포는 각각 내유모세포와 외유모세포로 나누어진다. 내유모세포는 기저막이 진동함에 따라 신경신호를 발생시키며 외유모세포는 신경신호를 증폭시킨다. 유모세포를 통해 발생하는 신경신호는 시그모이드 함수를 사용하여 표현할 수 있으며 신호의 대역필터와 정규화 과정을 통해 기저막의 주파수 선택성을 증가시킨다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본 발명은 기저막의 구조 변수 및 물성, 센서의 주파수 대역을 이용해 구조를 설계하는 최적화된 인공 기저막과 기저막의 위치에 따라 독립적인 주파수 대역을 감지하는 다중 채널 인공 기저막 센서로 구성된 인공기저막 및 추가적으로 감지된 신호의 정규화 및 대역필터 과정의 신호처리 모델을 결합한 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템을 제안한다.

[0006] 또한, 본 발명은 상기 시스템의 신호를 직접적으로 이용하여 소리의 특징을 추출하고 인식할 수 있는 방법을 제안한다.

[0007] 또한, 본 발명은 노이즈가 많은 환경에서 원하는 음성신호만을 선택적으로 감지하는데 유용하게 활용될 수 있다.

과제의 해결 수단

[0008] 상술한 과제를 해결하기 위해 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템은, 소리를 주파수에 따라 분리하여 감지하기 위해, 두께가 일정하고, 길이에 따라 특성 주파수가 균일하게 분포하도록 수학적으로 설계된 형상의 폭을 가진 인공기저막; 및 상기 인공 기저막에 설치된 진동을 전기신호로 변환하는 복수개의 감지부;를 포함한다.

[0009] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 인공기저막의 외곽 부분이 고정되고 내부는 자유진동이 가능하도록 지지되어 있는 것을 특징으로 한다.

[0010] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 인공 기저막의 구조 변수, 재료 물성, 목표 주파수 대역에 따라 아래<수학식>을 이용해 설계된 폭을 가지는 것을 특징으로 한다.

[0011] <수학식>

$$f_{CF}(x) = e^{ax+b}$$
$$f_{CF}(0) = e^{b} = f_L$$
$$b = \ln(f_L)$$
$$f_{CF}(L) = f_L e^{aL} = f_H$$
$$a = \frac{1}{L} ln(\frac{f_H}{f_L})$$
$$f_{CF}(x) = f_L e^{\left\{\frac{1}{L} ln(\frac{f_H}{f_L})\right\}x} = \sqrt[2]{\frac{32E}{\rho_{BM}}} \frac{t}{2\pi} \frac{1}{w(x)^2} \quad (Hz)$$

$$\therefore w(x) = \sqrt[4]{\frac{32E}{\rho_{BM}}} \sqrt[2]{\frac{t}{2\pi f_L}} e^{\left\{\frac{1}{2L} ln(\frac{f_L}{f_H})\right\}x} \quad (m)$$

[0012]

[0013] 여기서, 여기서, f_L(또는 f_{low})는 인공기저막의 최저공진주파수를 의미하고, f_H(또는 f_{high})는 인공기저막의 최대공진주파수를 의미하고, L은 인공기저막의 길이를 의미하고, $f_{CF}(x)$는 인공기저막의 거리에 따른 공진주파수를 의미하고, ω(x)는 인공기저막의 거리에 따른 폭을 의미함.

[0014] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 구조 변수는 상기 인공 기저막의 두께인 것을 특징으로 한다.

[0015] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 재료 물성은 상기 인공 기저막의 밀도 및 영계수인 것을 특징으로 한다.

[0016] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 인공 기저막의 감지부는 압전물질로 이루어진 것을 특징으로 한다.

[0017] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 인공 기저막의 각 감지부에서 발생한 전기신호 처리를 위해 생체유모세포를 모방하여 계산된 인공 유모세포의 신호처리 모델이 사용되는 것을 특징으로 한다.

[0018] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 신호처리 모델은 아래 <수학식>과 같은 시그모이드 함수를 적용하여 상기 인공 기저막 감지부의 전기신호를 정규화 및 대역필터 처리하는 것을 특징으로 한다.

[0019] <수학식>

$$V_{AHC,n} = \frac{v_{ABM,\max}}{\left(1 + \beta_n e^{\left[-(v_{ABM,n} - v_{ref,n})/\alpha_n\right]}\right)^{\beta_n^{-1}}}$$

$$\left(v_{ref,n} = \frac{v_{ABM,\max,n} - v_{ABM,\min,n}}{c}\right)$$

[0020]

[0021] 여기서, $V_{AHC,n}$ 은 AHC 모델의 n번 채널의 출력 신호이고, $v_{ABM,max}$ 는 ABM 센서의 최대출력이고, $v_{ABM,n}$ 은 ABM 센서의 n번 채널의 출력신호이고, α_n 및 β_n 은 n번 채널의 기울기 결정 상수이고, $v_{ref,n}$ 은 n번 채널의 최대 기울기 위치로서, 상기 <수학식 3>의 아래 식과 같이 표현될 수 있고, $v_{ABM,max,n}$ 은 ABM 센서의 n번 채널의 최대출력이고, $v_{ABM,min,n}$ 은 ABM 센서의 n번 채널의 최소출력이고, c는 n번 채널 최대 기울기의 위치 결정 상수임.

[0022] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템은, 인공 기저막과 인공 유모세포를 결합하여 소리를 주파수 대역별로 나누어 전기신호로 감지하고, 이를 별도의 연산 없이 실시간으로 신호처리할 수 있는 것을 특징으로 한다.

[0023] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 인공 유모세포로부터 얻어진 신호처리된 전기신호를 기반으로 인공

지능 알고리즘 부분이 추가되는 것을 특징으로 한다.

[0024] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 인공지능 알고리즘으로, 합성곱 신경망(CNN), 순환 신경망(RNN), 인공 신경망(ANN), 심층 신경망(DNN), 가우시안 혼합 모델(GMM), 은닉형 마르코프 모델(HMM), 장단기 메모리(LSTM) 중 적어도 하나 이상이 사용되는 것을 특징으로 한다.

[0025] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 소리 신호의 특징 추출 방법의 하나로써 시간 정보를 나타내는 횡축, 상기 감지부의 채널 번호를 나타내는 종축, 전기신호의 크기를 나타내는 색상으로 구성된 히트맵 이미지가 사용되는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0026] 본 발명에 따르면 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 설계식에 따라 제작된 센서는 생체 기저막의 위치에 따른 특성 주파수와 임계 대역의 분포, 주파수 선택성을 유사하게 모방한다.

[0027] 또한, 본 발명에 따르면 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 설계식에 따라 제작된 센서는 위치에 따른 특성 주파수의 크기가 지수적으로 증가한다.

[0028] 또한, 본 발명에 따르면 인공 기저막 센서 시스템의 설계식에 따라 제작된 센서는 높은 주파수 대역의 감지부로 갈수록 감지할 수 있는 임계 대역이 넓어진다.

[0029] 또한, 본 발명에 따르면 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 신호처리 모델에 따라 처리된 센서의 전기신호는 생체 유모세포의 신경 신호의 신호처리 방법 및 기능을 동일하게 모방한다.

[0030] 또한, 본 발명에 따르면 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 신호처리 모델에 따라 처리된 센서의 전기신호는 위치에 따른 출력 차이를 보정하여 정규화한다.

[0031] 또한, 본 발명에 따르면 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 신호처리 모델에 따라 처리된 센서의 전기신호는 임계 대역 내의 출력만을 증폭시키고, 그 외의 신호는 감쇠시켜 대역필터 역할을 한다.

[0032] 또한, 본 발명에 따르면 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 신호처리 모델에 따라 처리된 신호를 이용하여 주파수 해석 과정 없이 시간-주파수 도메인에서 소리 특징을 검출할 수 있다.

[0033] 또한, 본 발명에 따르면 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 검출된 소리 특징은 인공지능 알고리즘을 통해 학습되며, 소리 정보를 구분하여 인식할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0034] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 개략적인 구성을 나타낸 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예의 설계식에 따라 제작된 인공 기저막 센서 실사진이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 인공 기저막의 설계식과 변수를 설명하기 위한 인공 기저막의 도면이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 인공 유모세포의 시그모이드 함수와 변수를 설명하기 위한 그래프이다.

도 5는 종래의 인공기저막과 본 발명의 일 실시예의 설계식에 따라 모델링한 인공기저막의 시뮬레이션 결과 비교 그래프이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예의 설계식에 따라 제작된 인공 기저막 센서의 진동 변위 측정결과 그래프이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예의 신호처리 모델에 따른 각 감지부의 시그모이드 함수를 보여주는 그래프와 신호처리에 따른 센서 출력의 변화를 보여주는 그래프이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예 따라 제작된 인공 기저막 센서의 감지부별 전기신호와 신호처리 모델을 적용하여 전기신호를 보여주는 그래프이다.

도 9는 본 발명의 일 실시예 따라 제작된 인공 기저막 센서의 감지부별 전기신호를 히트맵 이미지로 표현하여 별도의 STFT 과정이 필요없는 실시간 스펙트로그램이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0035] 이하 첨부된 도면을 참조하여, 바람직한 실시예에 따른 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템에 대해 상세히 설명

하면 다음과 같다. 여기서, 동일한 구성에 대해서는 동일부호를 사용하며, 반복되는 설명, 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있는 공지 기능 및 구성에 대한 상세한 설명은 생략한다. 발명의 실시형태는 당업계에서 평균적인 지식을 가진 자에게 본 발명을 보다 완전하게 설명하기 위해서 제공되는 것이다. 따라서, 도면에서의 요소들의 형상 및 크기 등은 보다 명확한 설명을 위해 과장될 수 있다.

[0036] 일반적으로 선행 기술들은 제작의 편이를 위해 두께가 일정한 사다리꼴 형상으로 인공 기저막 센서를 제작하였다. 그러나 이러한 단순 구조는 생체 기저막의 복잡한 구조와 서로 다른 세포들로 인해 발생하는 두께 변화에 의한 강성 및 특성 주파수 변화를 제대로 반영하지 못하였다. 따라서 사다리꼴 기저막의 길이 방향으로 임계대역이 제대로 분리되지 않고, 공진주파수들이 중첩되는 문제가 발생하게 된다. 이와 같이 단순한 기저막의 형상은 넓은 공진 주파수 영역을 형성하기 어렵게 한다.

[0037] 또한 기저막의 위치에 따라 강성의 크기가 달라지므로 진동 변위의 차이가 발생한다. 이는 인공 기저막 센서의 위치에 따라 전기신호의 감도가 일정하지 않다는 것을 의미한다. 높은 주파수 대역의 전기신호가 낮은 주파수 대역에 비해 약하게 나타나기 때문에 각 위치에서 감지된 전기신호들을 통합하여 사용하기 어렵다. 선행 연구들 또한 특성 주파수에 따라 소리를 어느 정도 주파수 별로 분리하여 감지하지만, 위와 같은 문제로 인하여 소리의 특징을 분석하기 위해서는 STFT(Short Time Fourier Transform)와 같은 별도의 추가적인 연산 과정이 필요하다.

[0038] 상기 문제를 해결하기 위해, 본 발명은 생체 기저막의 위치와 특성 주파수의 분포를 모방할 수 있도록 인공 기저막의 두께 변화로 인한 강성 변화를 폭 변화에 반영한 최적화된 설계식을 제안한다.

[0039] 이를 달성하기 위해 본 발명의 일 실시예에서는, 임계 대역을 모방하여 센서의 각 위치에서 독립적인 주파수 대역을 감지하는 다중 채널 인공 기저막 센서를 제안한다.

[0040] 또한 유모세포의 신호처리 과정을 모방하여 다중 채널 인공 기저막 센서의 채널별 진동 변위 차이에도 유사한 신호 크기를 갖도록 하는 신호처리 모델을 추가적으로 제안한다. 신호처리 모델은 각 채널의 전기신호 크기를 정규화하며 임계 대역 내의 신호는 비선형적인 증폭을 통해 대역필터 기능을 가진다. 이는 특히 200 Hz 이하의 주파수 성분을 가지는 생활 잡음이 존재하는 환경에서 음성대역의 소리를 분리 및 증폭하여 감지하기 때문에, 음성신호를 효과적으로 검출할 수 있는 장점이 있다.

[0041] 또한 본 발명은 하나의 실시 예로 인공 기저막 센서 시스템의 신호를 히트맵 이미지로 변환하고, 이를 합성곱 신경망 알고리즘의 학습데이터로 이용하여 별도의 주파수 분석 과정 없이 소리의 특징을 구분하여 인식할 수 있는 방법을 제안한다.

[0042] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 개략적인 구성을 나타낸 도면이고, 도 2는 본 발명의 일 실시예의 설계식에 따라 제작된 인공 기저막 센서 실사진이며, 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 인공 기저막의 설계식과 변수를 설명하기 위한 인공 기저막의 도면이다.

[0043] 도 1 내지 도 3을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템(100)은, 인공기저막 센서(110)와, 신호처리부(120)를 포함할 수 있다.

[0044] 우선, 도 1을 참조하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템(100)의 작동 과정을 개략적으로 살펴본다. 소리신호(S: Input Sound)가 인공기저막 센서(110)에 입력되면, 인공기저막(Artificial basilar membrane, ABM)(114)에서는 그 길이 방향을 따라 배치된 복수의 채널(예를 들어, CH1 ~ CH24)에서 감지된 신호(v_{ABM})가 생성될 수 있다. 이러한 신호(V_{ABM})는 신호처리부(120)에서 신호처리될 수 있다. 신호처리부(120)의 신호처리 모델(M)은 인공 유모세포(Artificial Hair Cell, AHC) 모델일 수 있다. 신호처리 모델(M)을 통해 각 채널별로 계산된 신호(V_{AHC})는 통합되어 출력 신호(O)를 생성할 수 있다.

[0045] 도 2에 도시된 바와 같이, 인공기저막 센서(110)는 지지부(112), 인공기저막(114), 감지부(117)를 포함할 수 있다.

[0046] 인공기저막(114)은 소리에 의해 진동할 때 그 길이 방향을 따라 일면의 각 위치에서 소리의 주파수를 분별하는 기능을 수행할 수 있다. 인공기저막(114)은 달팽이관과 유사한 나선형 구조를 가질 수 있다. 인공기저막(114)은 소리에 의한 진동 발생이 용이하도록 얇은 막 형태를 가질 수 있다. 인공기저막(114)의 일단은 폭이 좁고 타단으로 갈수록 폭이 넓어지는 형태를 가질 수 있다. 여기서, 인공기저막(114)의 일단을 기저부(base)라 할 수 있고, 타단을 첨부(apex)라 할 수 있다.

[0047] 인공기저막(114)은 폴리머 소재, 세라믹, 금속, 복합재 등 다양한 소재로 구성될 수 있다. 예를 들어, 유연성과

부착성이 우수한 폴리머 소재로는 PI(polyimide), PA(polyamide), PC(polycarbonate), PU(Polyurethane), PP(Polypropylen), PET(polyethylene terephthalate), PEN(polyethylene naphthalate), PP(polypropylene), PVDF(polyvinylidene fluoride), PPA(Polyphthalamide), PPS(polyphenylene sulfide), PDMS(Polydimethylsiloxane), PMMA(poly methyl methacrylate), PET(polyethylene terephthalate) 등 공지된 다양한 소재 중에서 선택될 수 있다.

[0048] 한편, 인공 기저막(114)의 소재는 감지부(117)의 감지 방식에 따라서도 선택될 수 있다. 예를 들어, 인공 기저막(114)의 소재가 부도체 물질로 구성되면 진동 신호의 감지를 위해 전도성 있는 물질이 코팅될 수 있고, 진동 및 감지 기능을 모두 수행하기 위해 인공 기저막(114)은 압전 특성이 있는 필름 형태로 제작될 수 있다.

[0049] 지지부(112)는 하우징 형상을 가질 수 있으며, 내부공간을 가질 수 있다. 지지부(110)의 일면에는 인공기저막(114)이 고정될 수 있는 영역이 형성될 수 있다. 지지부(112)는 인공기저막(114)이 진동할 때 변형되지 않도록 인공기저막(114)의 가장자리(외곽)를 고정하여 지지할 수 있다. 지지부(112)의 두께는 인공기저막(114)의 두께보다 클 수 있다. 인공기저막(114)이 지지부(112)에 의해 지지된 경우 인공기저막(114)은 지지부(112)의 바닥으로부터 일정 거리 떨어져 배치될 수 있다. 지지부(112)의 소재 종류에는 제한이 없다.

[0050] 감지부(117)는 감지 센서로, 인공기저막(114)이 진동할 때 발생되는 전기 신호를 감지하여 외부로 전송하는 기능을 수행할 수 있다. 감지부(117)는 진동에 의해 발생된 전위차를 감지할 수 있도록 전도성 물질로 구성될 수 있다.

[0051] 감지부(117)는 진동을 전기신호로 변환하는 역할을 하며, 다양한 종류의 감지방식이 사용될 수 있다. 감지부(117)에 의한 감지 방식은, 집저항방식, 정전용량방식, 압전체방식, 마찰전기방식, 전기화학방식과 같은 다양한 방법이 사용될 수 있으며, 감지부(117)는 전원이 필요없고 민감도가 높은 압전체로 제작될 수 있다.

[0052] 감지부(117)가 인공기저막(114)의 진동 신호를 감지할 수 있다면 감지부(117)의 부착 방식 또는 감지 방식은 다양하게 형성될 수 있다.

[0053] 감지부(117)는 인공기저막(114)의 길이 방향을 따라 배치될 수 있다. 감지부(17)는 특정 위치에 배치되어 채널을 형성할 수 있다. 도 2에는 감지부(117)가 인공기저막(114)의 길이 방향을 따라 24개가 배치된 상태가 도시되어 있다.

[0054] 이하, 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 채널 인공기저막 센서 시스템의 설계식을 설명한다.

[0055] 도 3을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 설계에서, 상기 인공 기저막(114)의 구조 변수, 재료 물성을 변수로 하여 아래 <수학식 1>과 같이 특성 주파수(f_{CF})가 계산될 수 있다.

[0057] <수학식 1>

$$\delta_{\max} = \frac{P_{sound}\Delta x w^4}{384EI}$$

$$I = \frac{\Delta x t^3}{12}$$

$$F_{sound} = P_{sound} \times \Delta x \times w$$

$$k_{BM} = \frac{F_{sound}}{\delta} = \frac{384E}{w^3}\frac{\Delta x t^3}{12} = \frac{32\Delta x t^3}{w^3}$$

$$m_{BM} = \rho_{BM} \times \Delta x \times w \times t$$

$$\therefore f_{CF} = \frac{1}{2\pi}\sqrt[2]{\frac{k_{BM}}{m_{BM}}} = \frac{1}{2\pi}\sqrt[2]{\frac{32E}{\rho_{BM}}}\frac{t}{w^2} \quad (Hz)$$

[0058]

[0059] 여기서, δ는 보의 중앙 부분 처짐량을 의미하고, P_{sound}는 음압을 의미하고, F_{sound}는 음압이 가지는 힘을 의미하고, △x는 미소구간인 인공기저막의 길이를 의미하고, w는 인공기저막의 폭을 의미하고, t는 인공기저막의 두께를 의미하고, E는 인공기저막의 영 계수를 의미하고, I는 미소구간인 인공기저막의 단면 2차모멘트를 의미하고,

m_{BM}은 미소구간인 인공기저막의 질량을 의미하고, ρ_{BM}은 인공기저막의 밀도를 의미하고, k_{BM}은 미소구간인 인공기저막의 스프링 상수를 의미하고, f_{CF}는 미소구간인 인공기저막의 공진주파수를 의미한다.

[0060] 상기 <수학식 1> 및 도 3을 도시된 내용을 참조하면, 특성 주파수는 $\frac{t(x)}{w(x)^2}$ 에 비례하는 것을 알 수 있다. 여기서, w(x)는 인공기저막(114)의 길이에 따른 인공기저막(114)의 폭을 의미하고, t(x)는 인공기저막(114)의 길이에 따른 인공기저막(114)의 두께를 의미한다.

[0061] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 상기 인공 기저막 센서 시스템의 설계에서, 인공기저막(114)의 구조 변수, 재료 물성 및 목표 주파수 대역을 변수로 하여 아래 <수학식 2>와 같이 인공 기저막의 폭이 계산될 수 있다.

[0063] <수학식 2>

$$f_{CF}(x) = e^{ax+b}$$
$$f_{CF}(0) = e^{b} = f_L$$
$$b = \ln(f_L)$$
$$f_{CF}(L) = f_L e^{aL} = f_H$$
$$a = \frac{1}{L} ln(\frac{f_H}{f_L})$$
$$f_{CF}(x) = f_L e^{\left\{\frac{1}{L} ln(\frac{f_H}{f_L})\right\}x} = \sqrt[2]{\frac{32E}{\rho_{BM}}}\frac{t}{2\pi}\frac{1}{w(x)^2} \quad (Hz)$$

[0064] $$\therefore w(x) = \sqrt[4]{\frac{32E}{\rho_{BM}}}\sqrt[2]{\frac{t}{2\pi f_L}} e^{\left\{\frac{1}{2L} ln(\frac{f_L}{f_H})\right\}x} \quad (m)$$

[0065] 여기서, f_L(또는 f_{low})는 인공기저막의 최저공진주파수를 의미하고, f_H(또는 f_{high})는 인공기저막의 최대공진주파수를 의미하고, L은 인공기저막의 길이를 의미하고, $f_{CF}(x)$는 인공기저막의 거리에 따른 공진주파수를 의미하고, ω(x)는 인공기저막의 거리에 따른 폭을 의미한다.

[0066] 상기 <수학식 1> 및 <수학식 2>를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 설계식에서 상기 특성 주파수 또는 인공기저막(114)의 폭을 계산하는데 있어, 기저막의 두께(t)가 구조 변수로 사용될 수 있다.

[0067] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 상기 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 설계식에서 상기 특성 주파수 또는 인공기저막(114)의 폭을 계산하는데 있어, 상기 인공기저막(114)의 밀도 및 영계수가 재료 물성으로 사용될 수 있다.

[0068] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 상기 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 설계식에서 센서가 감지할 수 있는 최대 주파수(f_H)와 최저 주파수(f_L)를 목표 주파수 대역으로 사용될 수 있다.

[0069] 상기 <수학식 1> 또는 <수학식 2>를 참조하면, 상기 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 설계식에서 인공 기저막의 폭(ω)이 지수적으로 증가하는 것을 특징으로 할 수 있다. 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따라 설계된 인공기저막(114)은 그 길이방향을 따라 그 폭이 지수적으로 증가하도록 곡선 형상을 가질 수 있다.

[0070] 또한, 상기 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템에서 인공기저막의 위치(x)에 따라 특성 주파수의 분포가 지수적으로 증가한다.

[0071] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 인공 유모세포의 시그모이드 함수와 변수를 설명하기 위한 그래프이다.

[0072] 신호처리부(120)는 인공기저막 센서의 감지부(117)로부터 출력된 신호를 처리한다. 본 발명의 일 실시예에 따른 신호처리부(120)는 신호처리 모델로서 인공 유모세포의 신경 전달 신호 모델을 포함할 수 있다. 신호처리 모델은 인공기저막(114)의 감지부(117)에서 출력된 전기신호를 처리하기 위해 아래 <수학식 3>과 같이 시그모이드

함수가 적용될 수 있다. 한편, 아래 <수학식 3>에서 인공기저막 센서는 ABM 센서로 표기될 수 있고, 시그모이드 함수가 적용된 인공 유모세포 모델은 AHC 모델로 표기될 수 있다.

[0074] <수학식 3>

$$V_{AHC,n} = \frac{v_{ABM,\max}}{\left(1+\beta_n e^{\left[-(v_{ABM,n}-v_{ref,n})/\alpha_n\right]}\right)^{\beta_n^{-1}}}$$

$$\left(v_{ref,n} = \frac{v_{ABM,\max,n} - v_{ABM,\min,n}}{c}\right)$$

[0075]

[0076] 여기서, $V_{AHC,n}$ 은 AHC 모델의 n번 채널의 출력 신호이고, $v_{ABM,max}$ 는 ABM 센서의 최대출력이고, $v_{ABM,n}$ 은 ABM 센서의 n번 채널의 출력신호이고, α_n 및 β_n 은 n번 채널의 기울기 결정 상수이고, $v_{ref,n}$ 은 n번 채널의 최대 기울기 위치로서, 상기 <수학식 3>의 아래 식과 같이 표현될 수 있고, $v_{ABM,max,n}$ 은 ABM 센서의 n번 채널의 최대출력이고, $v_{ABM,min,n}$ 은 ABM 센서의 n번 채널의 최소출력이고, c는 n번 채널 최대 기울기의 위치 결정 상수이다.

[0077] 도 4에 도시된 바와 같이, 상기 <수학식 3>이 적용된 결과, ABM 센서의 n번째 출력신호는 AHC 모델의 n번째 출력 신호로 변환될 수 있고, 시그모이드 함수의 미분 결과인 기울기(slope)는 연속 분포를 나타냄을 알 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 신호처리 모델은 소리 신호의 음압 크기에 따른 인공 기저막 센서 전기신호의 최대 출력($v_{ABM,max,n}$)과 최소 출력($v_{ABM,min,n}$)을 변수로 할 수 있다.

[0078] 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 신호처리 모델은 인공 기저막의 감지부에서 측정된 전기신호를 변수로 하여 신호처리 모델의 함수 개형을 결정할 수 있다.

[0079] 신호처리부(120)의 신호처리 모델은, 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템에서 비선형 증폭을 통해 감지된 전기신호를 정규화 및 대역필터 처리할 수 있다. 즉, 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 신호처리 모델에 따라 처리된 센서의 전기신호는 인공기저막(114)의 위치에 따른 출력 차이를 보정하여 정규화될 수 있다. 또한, 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 신호처리 모델에 따라 처리된 센서의 전기신호는 임계 대역 내의 출력만을 증폭(예를 들어, 비선형적인 증폭)시키고, 그 외의 신호는 감쇠시킬 수 있도록 대역 필터 처리될 수 있다.

[0080] 도 5는 종래의 인공기저막과 본 발명의 일 실시예의 설계식에 따라 모델링한 인공기저막의 시뮬레이션 결과 비교 그래프이고, 도 6은 본 발명의 일 실시예의 설계식에 따라 제작된 인공 기저막 센서의 진동 변위 측정결과 그래프이다.

[0081] 도 5의 좌측에는 종래의 인공기저막에서 채널별 특성 주파수를 측정한 시뮬레이션 결과가 도시되어 있고, 도 5의 우측에는 본 발명의 일 실시예에 따라 모델링된 인공기저막의 시뮬레이션 결과가 도시되어 있다.

[0082] 도 5의 (a)의 상측에 도시된 인공기저막은 베이스(Base)에서 첨부(Apex) 방향으로 그 폭(W)이 선형적으로 증가하는 형상을 가지고 있다. 도 5의 (a)의 하측에 도시된 그래프를 참조하면, 채널별 특성 주파수의 분포가 비선형임을 알 수 있다. 도 5의 (b)의 상측에 도시된 인공기저막은 상기 <수학식 2>에 따라 설계된 것으로, 베이스(Base)에서 첨부(Apex) 방향으로 그 폭(W)이 곡선 형상으로 증가하는 형상을 가지고 있다. 도 5의 (b)의 하측에 도시된 그래프를 참조하면, 채널별 특성 주파수의 분포가 선형임을 알 수 있다.

[0083] 도 6에는 본 발명의 일 실시예의 설계식에 따라 제작된 인공 기저막 센서에서 채널별로 측정된 주파수 대역이 도시되어 있다. 도 6의 (a) 및 (b)에는 신호처리부(120)에서 각 채널별 측정된 주파수가 정규화 처리된 변위 크기가 도시되어 있다. 도 6을 참조하면, 인공기저막의 진동에 따라 채널별 임계대역 주파수가 제대로 분리된 것을 확인할 수 있다. 또한, 인공기저막 센서의 채널별 진동 변위 차이에도 유사한 신호 크기가 형성됨을 알 수 있다.

[0084] 도 7은 본 발명의 일 실시예의 신호처리 모델에 따른 각 감지부의 시그모이드 함수를 보여주는 그래프와 신호처

리에 따른 센서 출력의 변화를 보여주는 그래프이다.

[0085] 도 7 및 도 8에는 본 발명의 일 실시예에 따른 설계식에 따라 모델링한 인공기저막 센서에서, 일 실시예로 채널 1(ch.1), 채널 3(ch.3), 채널 8(ch.8)에서 측정된 신호 분석 결과가 도시되었다.

[0086] 도 7의 (a)에는 각 채널별로 본 발명의 일 실시예에 따라 신호처리 모델링된 출력 신호(ABM+AHC signal)의 시그모이드 함수 그래프가 도시되어 있다. 도 7의 (a)에 도시된 바와 같이, 모델링된 신호는 채널별로 peak value 값이 서로 다른 크기로 형성됨으로써 분리된 것을 확인할 수 있다. 도 7의 (b)에는 각 채널별로 본 발명의 일 실시예에 따라 신호처리된 출력 신호(ABM+AHC signal)와 모델링되지 않은 출력 신호(ABM)의 특성 주파수의 크기가 비교되어 도시되어 있다. 도 7의 (b)에 도시된 바와 같이, 모델링 되지 않은 출력 신호(ABM)는 ch.8로 갈수록 특성 주파수의 크기가 작아지나, 본 발명의 일 실시예에 따라 모델링된 출력 신호(ABM+AHC)는 각 채널에서의 특성 주파수가 비선형 증폭되어 동일 또는 유사한 크기를 가짐을 알 수 있다.

[0087] 도 8에는 입력 소리 신호(Input sound)가 본 발명의 일 실시예에 따른 인공기저막 센서 시스템에 입력되었을 때, 인공기저막 센서의 각 채널(예를 들어, channel 1, channel 3, channel 8)을 통해 출력된 신호(ABM)의 크기와, 이러한 신호를 신호처리부(120)에서 모델링하여 출력된 신호(AHC)의 크기가 시간의 흐름에 따라 도시되어 있다. 도 8에 도시된 바와 같이, 각 채널에서 측정된 ABM 신호의 크기보다 모델링된 AHC의 크기가 증폭되어 커진 것을 알 수 있다.

[0088] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 신호처리부(120)는 검출된 소리 특징을 인식하고 구분하기 위한 방법으로 신경망 알고리즘을 사용할 수 있다. 이때 사용되는 인공지능기법은 다양한 방법이 적용될 수 있다. 예를 들어, 인공지능기법으로, 합성곱 신경망(CNN), 순환 신경망(RNN), 인공 신경망(ANN), 심층 신경망(DNN), 가우시안 혼합 모델(GMM), 은닉형 마르코프 모델(HMM), 장단기 메모리(LSTM) 등이 사용될 수 있다.

[0089] 도 9는 본 발명의 일 실시예 따라 제작된 인공 기저막 센서의 감지부별 전기신호를 히트맵 이미지로 표현하여 별도의 STFT(Short Time Fourier Transform) 과정이 필요없는 실시간 스펙트로그램이다.

[0090] 한편, 신호처리부(120)는 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 채널 인공 기저막 센서 시스템의 신호를 직접적으로 이용하여 소리 특징을 검출하기 위한 하나의 방법으로 각 채널의 신호를 통합할 수 있다.

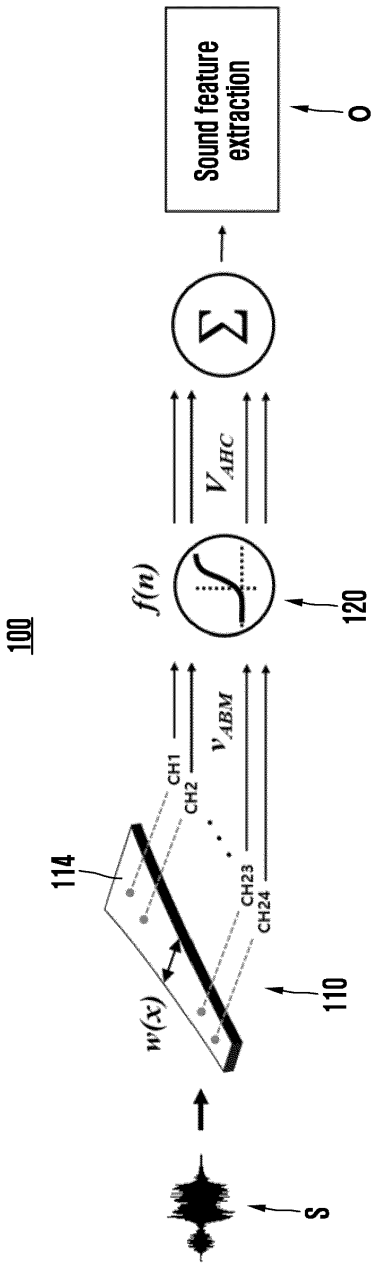
[0091] 도 9에는 화자가 말하는 다양한 정보 (4종류 단어: go, stop, up down)를 일정한 이미지위에 열분포 형태의 비쥬얼한 그래픽인 히트맵 이미지로 변환한 상태가 도시되었다. 도 9에 도시된 히트맵 이미지에서, 횡축은 시간 정보를 나타내고, 종축은 감지부의 채널 번호를 나타내며, 전기신호의 크기는 색상으로 구분되어 나타내었다. 종축의 채널 번호는 주파수 정보를 제공할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따르면, 소리 신호의 특징 추출 방법으로써, 상술한 히트맵 이미지가 인공지능의 데이터로 활용할 수 있다.

[0092] 도 9에 도시된 바와 같이 히트맵 이미지가 인공 유모세포 모델을 적용한 경우와 그렇지 않은 경우에 있어서 분명한 차이점이 발생하는 것을 확인할 수 있다. 인공 유모세포 모델을 적용하지 않은 인공 기저막 센서 신호(ABM signal)의 히트맵 이미지의 경우 기저막 위치에 따른 감도 차이로 인해 소리 특징 중 저주파 성분 일부만을 포함하며 노이즈의 성분이 비교적 크게 나타난다. 반면, 인공 유모세포 모델을 적용한 경우 각 채널의 전기신호(AHC signal) 크기는 정규화를 통해 모든 주파수 대역에서 소리 특징이 효과적으로 검출될 수 있다. 또한 비선형 증폭을 통한 대역필터 기능으로 높은 신호 대 잡음비의 소리 특징이 제공될 수 있다.

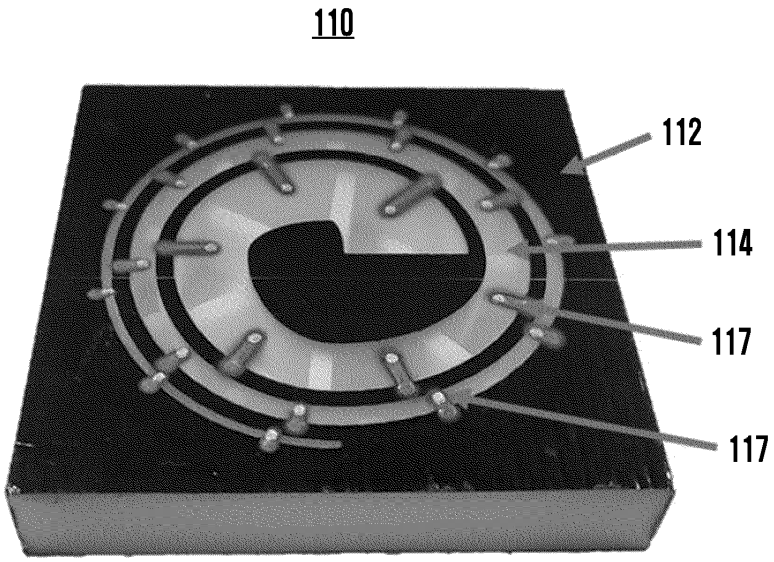
[0093] 본 발명은 첨부된 도면에 도시된 일 실시예를 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 당해 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 수 있을 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 보호 범위는 첨부된 청구 범위에 의해서만 정해져야 할 것이다.

도면

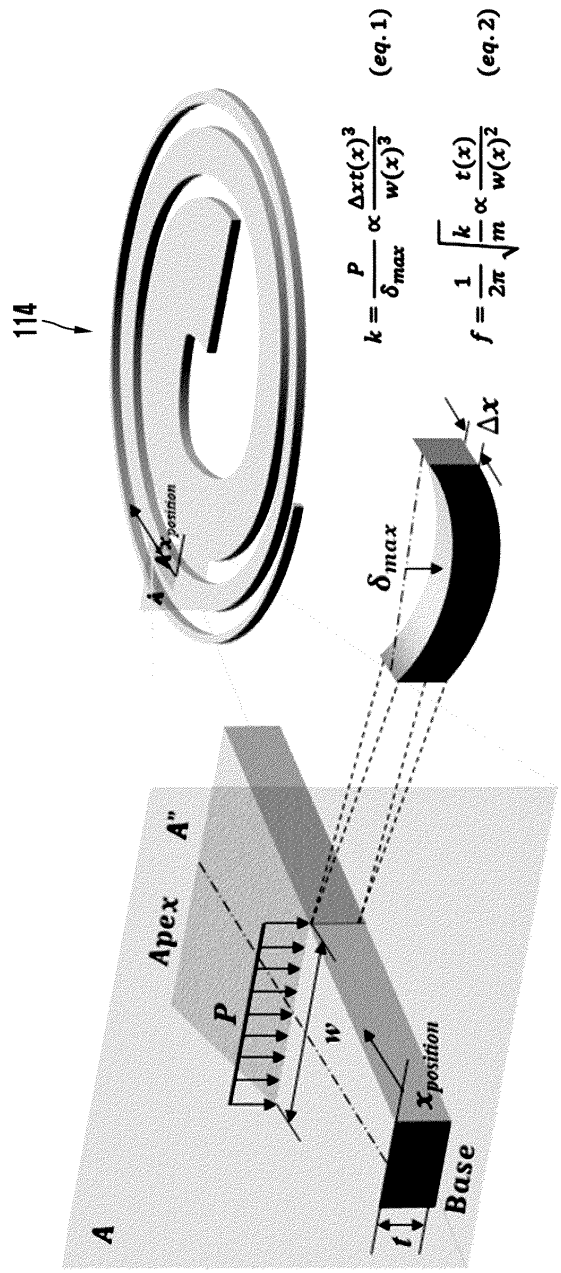
도면1


100
S
110
114
w(x)
CH1
CH2
CH23
CH24
v_{ABM}
f(n)
120
V_{AHC}
Σ
Sound feature extraction
O

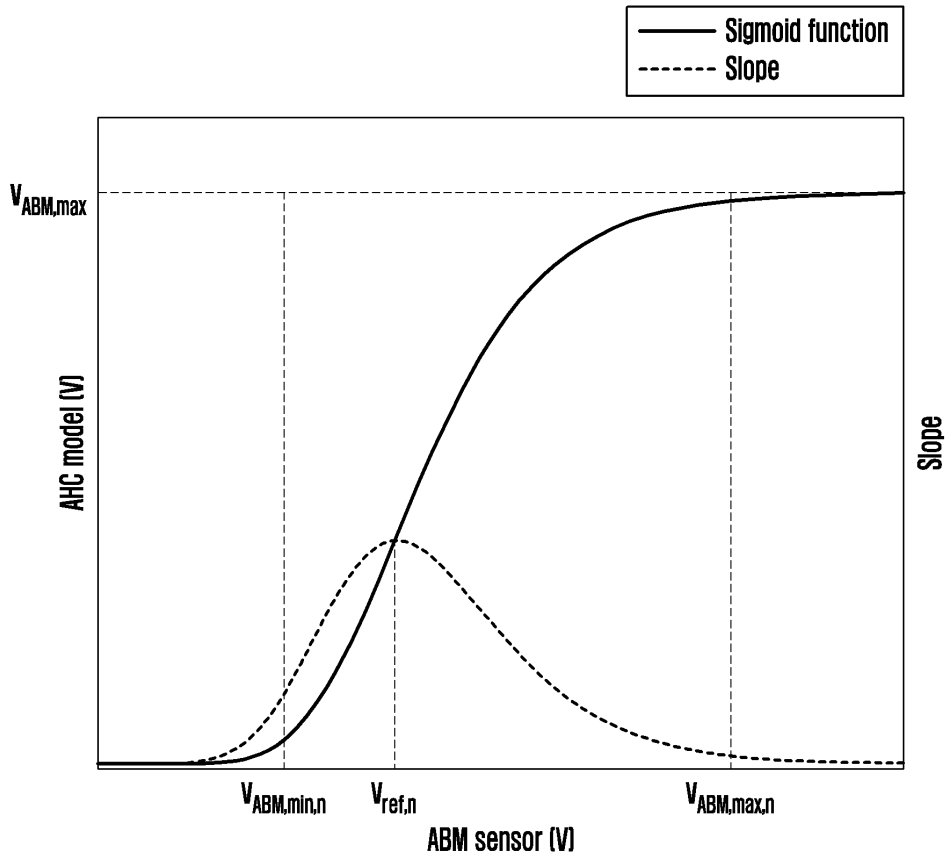
도면2



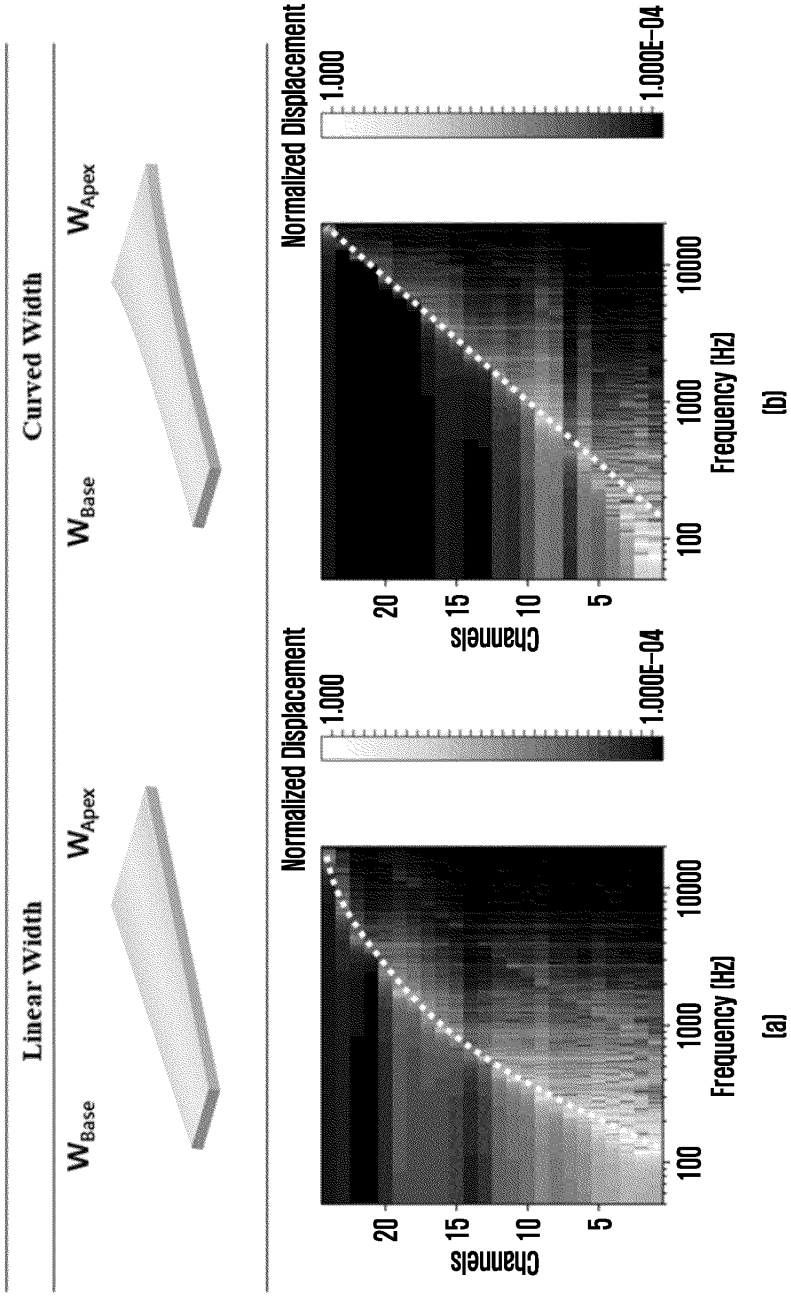
도면3


114
$\Delta x_{position}$
$k = \frac{P}{\delta_{max}} \propto \frac{\Delta x t(x)^3}{w(x)^3}$ (eq. 1)
$f = \frac{1}{2\pi}\sqrt{\frac{k}{m}} \propto \frac{t(x)}{w(x)^2}$ (eq. 2)
δ_{max}
Δx
Apex
A"
P
w
$x_{position}$
Base
A
t

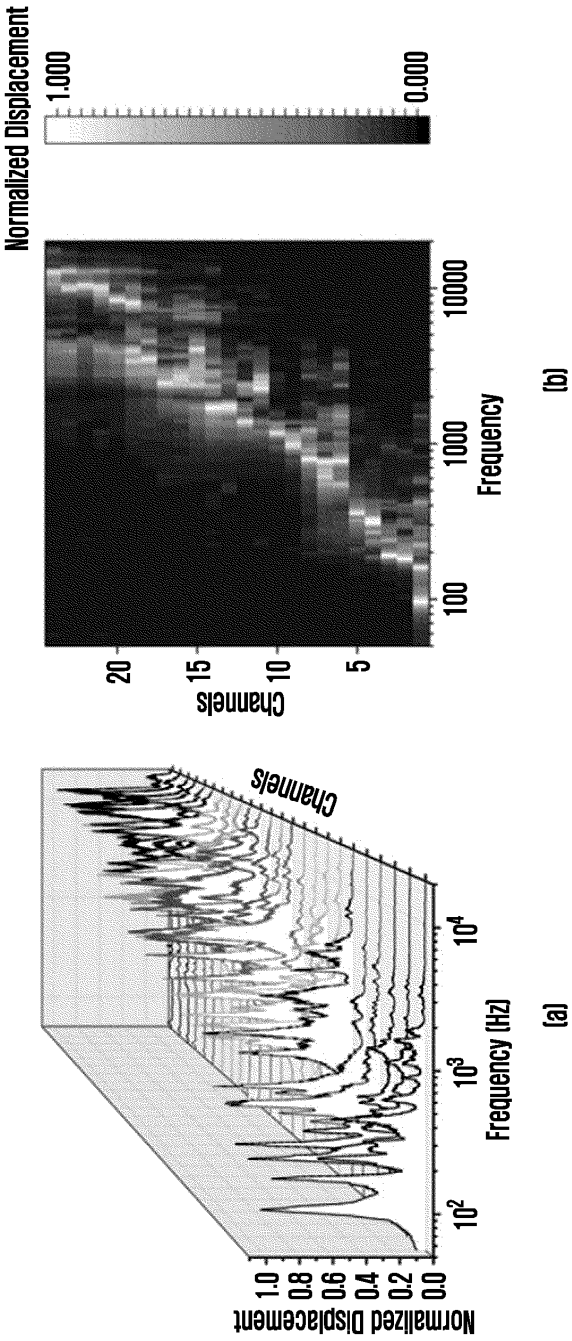
도면4


Sigmoid function
Slope
$V_{ABM,max}$
AHC model (V)
Slope
$V_{ABM,min,n}$
$V_{ref,n}$
$V_{ABM,max,n}$
ABM sensor (V)

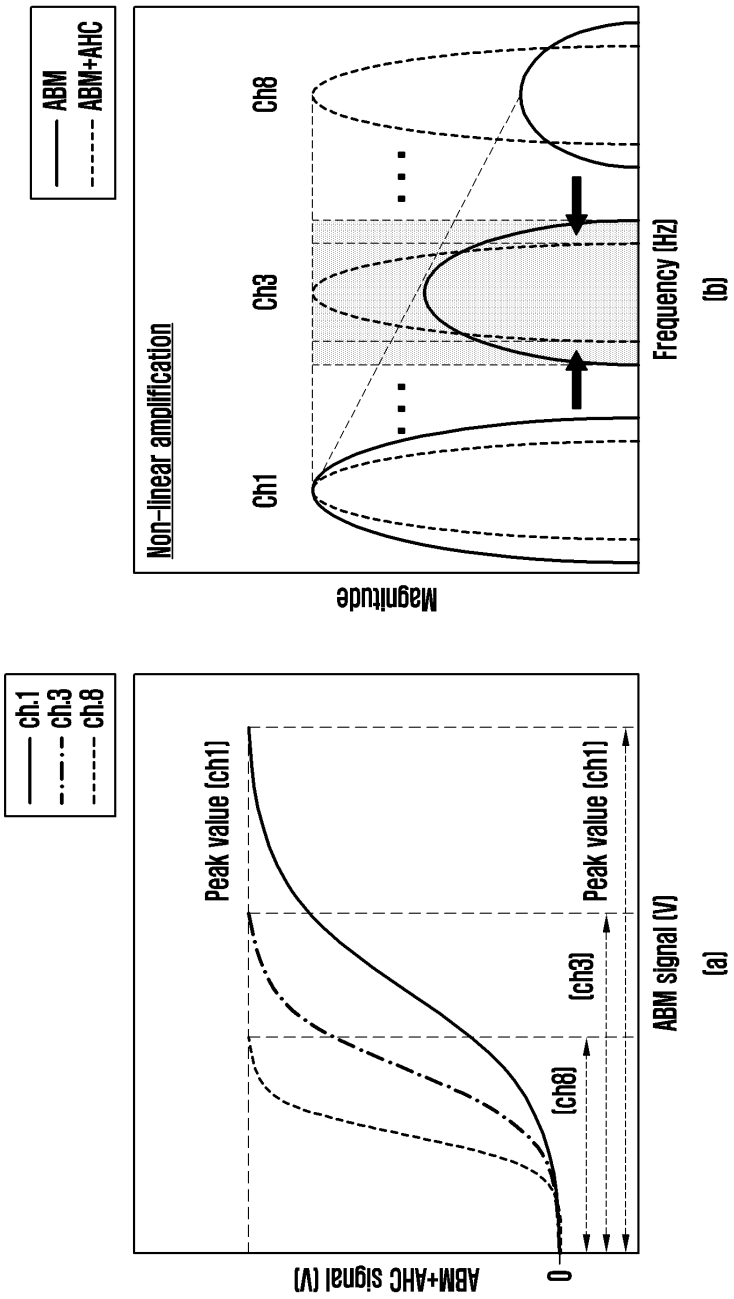
도면5


Linear Width
Curved Width
W_{Base}
W_{Apex}
W_{Base}
W_{Apex}
Normalized Displacement
1.000
1.000E-04
Channels
20
15
10
5
100
1000
10000
Frequency (Hz)
(a)
(b)

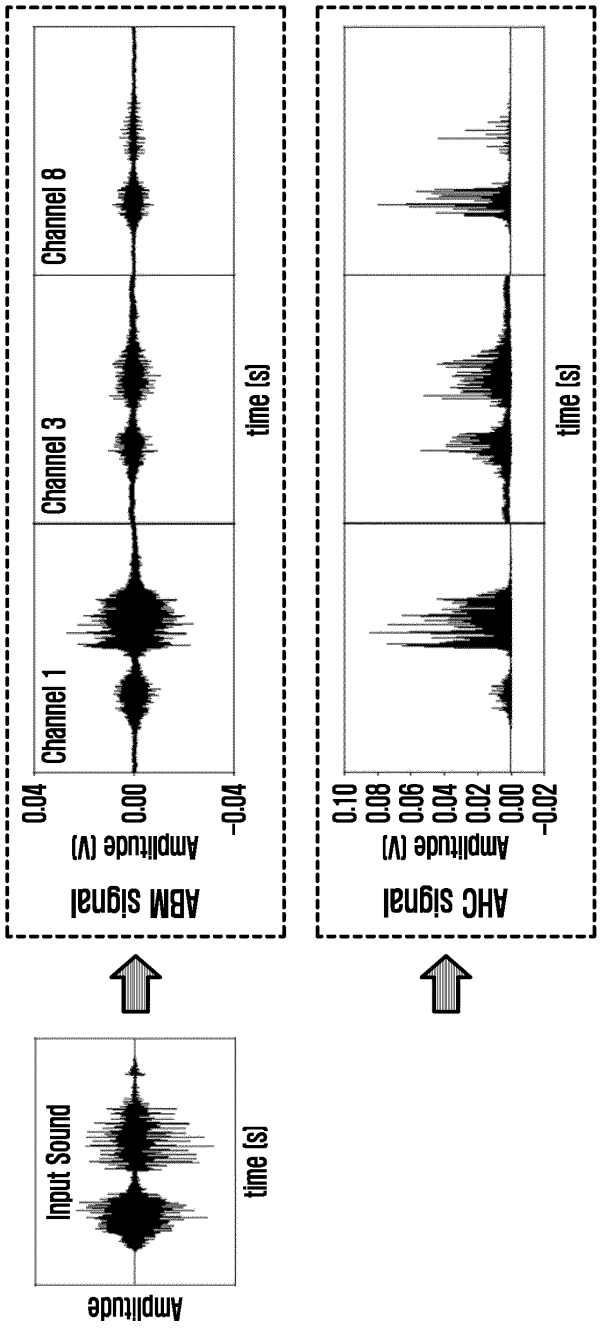
도면6


Normalized Displacement
1.000
0.000
Channels
20
15
10
5
100
1000
10000
Frequency
(b)
Channels
Normalized Displacement
1.0
0.8
0.6
0.4
0.2
0.0
10^2
10^3
10^4
Frequency (Hz)
(a)

도면7


ABM
ABM+AHC
Non-linear amplification
Ch1
Ch3
Ch8
Magnitude
Frequency (Hz)
(b)
ch.1
ch.3
ch.8
Peak value (ch1)
Peak value (ch1)
(ch3)
(ch8)
ABM+AHC signal (V)
0
ABM signal (V)
(a)

도면8


ABM signal
Channel 1
Channel 3
Channel 8
0.04
0.00
−0.04
Amplitude (V)
time [s]
AHC signal
0.10
0.08
0.06
0.04
0.02
0.00
−0.02
Amplitude (V)
time [s]
Input Sound
Amplitude
time [s]

도면9

