

MEMS 기반 생체모사 음향센서 제작 및 주파수 특성 분석

Fabrication of Biomimetic MEMS Acoustic Sensor and Analysis of Its Frequency Characteristics

허 신*[†], 정영도*, 이영화*, 송원준*, 김완두*

Shin Hur*[†], Youngdo Jung*, Young Hwa Lee*, Won Joon Song* and Wandoo Kim*

초 록 인간의 청각기능을 보조하거나 대체할 수 있는 차세대 인공와우기술의 개발은 기존 인공와우의 단점인 잦은 충전, 장애 노출 등을 극복하고 향상된 음감을 전달할 수 있는 기술로서 세계적으로 많은 연구를 수행하고 있다. 본 연구에서는 달팽이관의 기저막이 갖는 주파수 분리 기능 및 유모세포(haircell)의 이온채널 작용에 의한 생체 전기신호 발생 기능을 할 수 있는 PVDF(polyvinylidene fluoride) 압전 박막형 인공기저막을 설계, 제작 및 시험평가를 하고자 하였다. 생체 기저막과 유사한 주파수 분리 특성을 갖는 사다리꼴 형상의 인공기저막을 제작하고, MEMS 공정을 이용한 전극 증착 및 유체 유동이 가능한 챔버를 형성하였다. 또한 인공기저막의 거동을 측정하기 위하여 비접촉 LDV측정 장비, 스피커, 기준 마이크로폰 등을 사용하여 실험 장치를 구성하였다. 기계적 성능시험 결과, PVDF 압전박막형 인공기저막은 입사하는 음파의 주파수 분리를 잘 수행할 수 있음을 실험적으로 입증하였다.

주요용어: 생체모사, 청각센서, 압전, PVDF, 공진주파수, 레이저 도플러 진동계, 인공기저막

Abstract Artificial basilar membranes made of PVDF(polyvinylidene fluoride) are manufactured using microfabrication processes. The mechanical behavior of PVDF artificial basilar membrane was measured to evaluate its performance as a mechanical frequency analyzer using scanning LDV(laser Doppler vibrometer). The experimental setup consists of the microfabricated artificial basilar membrane, a loud speaker connected to an amplifier for generating acoustic pressure of specific spectral pattern, and a scanning LDV with controlling unit for measuring the displacement of the membrane on the incoming acoustic stimulation. The microfabricated artificial basilar membrane was attached tightly upon a package containing a chamber which can be filled with silicone oil before placed on the experimental setup stage. The experiment results showed that the microfabricated artificial basilar membrane has a property as a mechanical frequency analyzer.

Keywords: Biomimetic, Acoustic Sensor, Piezoelectric, PVDF, Resonant Frequency, Laser Doppler Vibrometer (LDV), Artificial Basilar Membrane(ABM)

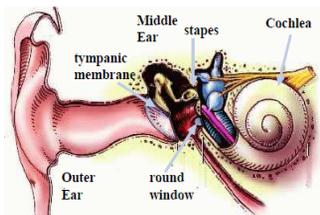
1. 서 론

인간의 청각기관은 20 Hz~20 kHz의 광대역 주파수 범위에서 20 μ Pa의 극미세 음압의 측정이 가능한 공학적으로 매우 뛰어난 주파수 분석기이

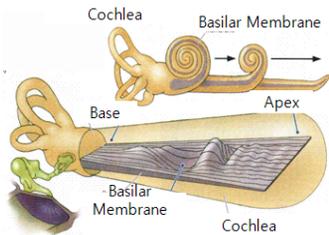
다. 달팽이관(cochlea)은 내부 기저막을 이용해 주파수를 영역별로 분류하고 진폭의 크기와 형태로 음파의 속성을 분석한다. Fig. 1(a)에서 볼 수 있듯이 외이를 통과한 음파가 고막을 진동시키고 이소골을 지나 달팽이관을 통해 청신경을 자극함

으로써 소리를 감지한다. Fig. 1(b)의 달팽이관내 기저막의 구조를 이용한 주파수 분리 현상은 Békésy를 통해 밝혀졌다[1]. 기저막은 폭이 얇고 긴 사다리꼴의 모양을 하고 있으며 중이와 연결된 기저부는 두껍고 폭이 좁아 강성이 크고, 내부에 위치한 침부로 갈수록 얇고 유연하며 폭이 넓어져 강성이 작아진다. 따라서 기저막의 기저부는 높은 주파수의 음파에서 공진되고 침부로 갈수록 낮은 주파수의 음파에서 공진되어 주파수 분리가 기저막을 따라 기계적으로 일어나는 것을 알 수 있다. 이 기저막 위에는 유모세포(haircell)가 있고, 기저막이 진동하게 되면 유모세포가 운동하면서 그 사이에 연결된 틱 링크가 당겨진다. 이로 인해 이온채널이 열리게 되고 생체 전기신호가 발생해 청신경으로 보내지게 된다[2].

이러한 기저막의 주파수 분리 특성을 이해하고 인공기저막을 구현하기 위해서 여러 연구자들이 기저막의 주파수 분리 현상을 모델링을 통해 설명하고 MEMS 공정으로 인공기저막을 제작하였다. 국외의 경우, 미시간 대학의 Karl Grosh 연구팀은 일괄 MEMS 공정을 이용하여 MEMS 구조의 인공기저막을 제작하였고 인공기저막의 운동을 측정하기 위해서 piezoresistor를 기저막에 설치하여 측정하였으나, 그 후에 정전용량 센서를 이용하여 인공기저막의 거동을 측정하였다[3].



(a) Human auditory structure



(b) Basilar membrane

Fig. 1 Structure of human auditory system

캘리포니아 대학의 Tao Xu 연구팀은 epoxy 소재의 공진 캔틸레버 구조를 제작하여 기저막의 주파수 필터링 기능을 구현하였으나, 측정방식은 laser diode 및 PSD를 이용하여 레이저 광의 intensity를 모니터링하는 방법을 사용하였다[4].

스탠포드대의 S. Puria교수팀은 와우를 3차원 해석하는 기술을 개발하여 그를 기반으로 수술방법 개발 등에 활용하고 있다[5]. 또한 압전 물질을 이용하여 인공기저막을 구현하려는 연구도 수행되었으나 제조된 PVDF 필름을 사용하여 전극을 형성한 인공기저막 제조방법을 사용하였다[6-8].

국내의 경우, 서울대 초미세생체전자시스템 연구센터에서 2001년부터 (주)뉴로바이오시스와 협력하여 인공와우 개발을 진행하고 있으며, 여기서 개발하고 있는 인공와우 시스템은 음성처리 및 신경 자극이 일체화되어 체내에 이식되는 완전이식형 시스템이 아니며, 현재 상용시스템과 동일하게 전원 또한 외부에 의존하는 시스템이다. 하지만 이러한 기존의 인공와우는 외부 신호 처리기와 마이크 등의 장치 때문에 잦은 충전이 필요하며 장애의 노출, 제한된 전극 개수 등의 단점이 있어 고유의 청감을 전달하기가 어렵다.

본 연구에서는 달팽이관의 기저막이 갖는 주파수 분리 기능 및 유모세포(haircell)의 이온채널 작용에 의한 생체 전기신호 발생 기능을 할 수 있는 PVDF(polyvinylidene fluoride) 박막형 인공기저막을 개발하는 것이 목적이다. PVDF 박막형 인공기저막은 비교적 공정이 용이한 닥터블레이드기법을 사용하여 웨이퍼에 PVDF 박막을 형성하여 주파수 분리기능을 갖는 사다리꼴 기저막형상으로 제작하고, MEMS 공정을 이용하여 전극 증착 및 유체 유동이 가능한 챔버를 형성한다. 또한 인공기저막의 거동을 측정하기 위하여 비접촉 LDV측정 장비, 스피커, 기준 마이크로폰 등을 사용하여 실험장치를 구성하였다. 기계적 성능시험 결과, PVDF 압전박막형 인공기저막은 입사하는 음파의 주파수 분리를 잘 수행할 수 있음을 실험적으로 입증하였다. 이러한 연구는 저전력으로 광대역 주파수 영역에서 민감한 응답을 하는 차세대 인공와우 기술의 바탕이 되며, 청각장애인의 삶의 질을 향상시키는데 기여할 것으로 예상된다.

2. 생체모사 음향센서의 제작 공정 기술

2.1. 작동 원리 및 구조

압전박막형 인공기저막 시스템은 Fig. 2에서와 같이 크게 하부 지지구조, 하부전극, 압전 박막소재, 상부전극으로 이루어지며, 하부전극은 압전 박막소재 전체에 적층되어 있고, 상부전극은 부분적으로 형성된 패턴을 가지고 있다.

하부 지지구조 내측에는 유체를 담을 수 있는 소정의 공간이 형성되고, 상측에는 위의 상부전극, 압전 소재, 하부전극으로 구성된 기저막을 가지고 있다. 형성된 인공기저막에 음파가 들어오면, 이 음파가 하부 구조물의 유체를 유동시키고, 이로 인해 기저막이 변형하게 되고, 이 기저막의 상부 및 하부 전극이 압전박막과 함께 변형되면서 전기신호(전류)를 발생한다.

2.2. 생체모사 음향센서의 제작 공정

Fig. 3에서와 같이 압전박막형 인공기저막 소자는 입력되는 음파의 특정 주파수에 따라 진동되는 박막의 재료로 PVDF가 사용되었다. PVDF의 두께는 10 μm 이며 하부 전극은 200 nm의 Pt가 사용되었고, 상부전극으로는 200 nm의 Au가 사용되었다. 인공기저막의 제작 공정은 Fig. 4과 같다. 먼저 후면 deep-RIE 공정시 포토리소그래피 및 식각 마스크의 용이성을 고려하여 기판으로 DSP (double side polished) Si wafer를 준비하고 RCA 세정법을 이용하여 세척하였다. 세정완료된 DSP Si 웨이퍼는 습식 산화로에 장입하여 산화실리콘층을 200 nm 성장시켰다. 성장된 산화실리콘 위에 전자선 증착기(e-beam evaporator)를 이용하여 하부 전극으로서 Pt를 200 nm, 접합층으로는 Ti를 10 nm 증착하였다.

다음 단계에서 스펀코팅 방법을 이용하여 PZT 1 μm , PVDF 10 μm 코팅하였다. 상부 전극으로 사용될 부분을 형성하기 위해 전자선 증착기를 이용하여 Au를 180 nm, Ti를 20 nm 증착하고 포토리소그래피 공정을 이용해서 전극구조를 패터닝한 후, 전용 식각용액에서 Au/Ti 습식 식각하였다.

Table 1 Mechanical and piezoelectric properties of PVDF

Parameter	Unit	PVDF
Density	ρ	kg/m^3 1,800
Elastic Modulus		GN/m^2 3.0
Piezoelectric constant	d_{31}	pC/N 15~20
	d_{33}	pC/N 20~25
	g_{31}	Vm/N 0.20~0.25
	g_{33}	Vm/N 0.21~0.26
Dielectric Constant	ϵ_r/ϵ_0	- 10
Operating Temperature Limit		$^{\circ}\text{C}$ 80~100

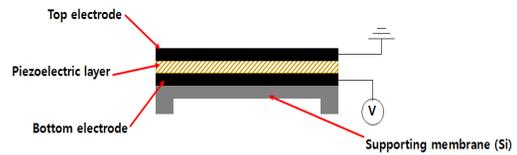


Fig. 2 Conceptual view of artificial basilar membrane using PVDF piezoelectric membrane

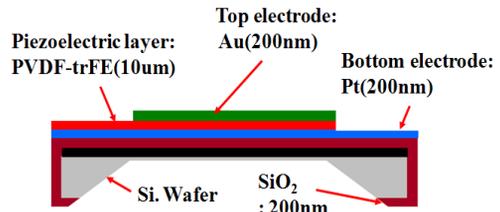


Fig. 3 Side view of artificial basilar membrane using piezoelectric membrane

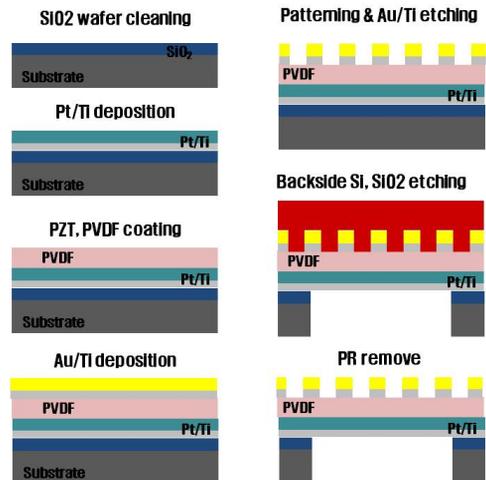


Fig. 4 Fabrication process of piezoelectric artificial basilar membrane

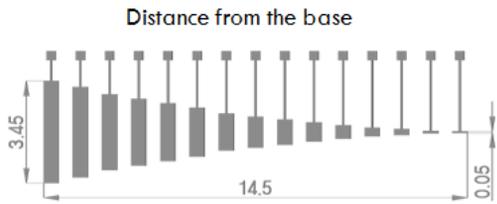


Fig. 5 Mask design of artificial basilar membrane electrode

다음 단계는 인공기저막용 박막 형성을 위하여 전면부는 감광막(포토레지스트)로 보호한 뒤, 후면부는 마스크 알루미늄 층을 증착하고 패터닝한 후 산화막 층까지 deep-RIE 건식 식각하였다. 마지막으로 BOE(buffered oxide etch) 용액을 이용하여 후면부에 보이는 산화막을 제거하고, 보호막으로 썼던 감광막을 제거하였다. Fig. 5에 상기 공정에서 사용된 포토리소그래피 마스크 설계를 나타내었다.

3. 생체모사 음향센서의 측정 평가 기술

3.1. 샘플 제작

압전박막형 인공기저막의 샘플을 크기별로 잘라 아크릴 챔버에 글루건을 사용하여 고정하였다. 압전박막형 인공기저막의 챔버 내부를 실리콘 오일이 채워진 상태로 준비하고 시험을 수행하였다. 실리콘 오일의 점도는 1000 cs 를 사용하였다. 챔버의 크기는 너비 11 mm, 깊이 2.5 mm, 길이는 샘플의 크기보다 4 mm 길게 하여 한쪽으로 음압이 입력되도록 하였다. (Fig. 6)

3.2. 실험장비 셋업

Sound level meter(TESE Electrical Electronic사, TES-53H)는 30~130 dB의 범위에서 음압의 측정이 가능하며, 기본적으로 A- 또는 C-weighting을 적용한 overall 음압레벨(SPL)을 실시간으로 제공한다. 본 실험에서는 A-weighting overall SPL을 사용하였다.

스피커(Harman International사, JBL Control Now)와 앰프(Onkyo사, A-9377)는 각각 80 Hz~30 kHz 및 10 Hz~100 kHz의 주파수 응답성을 갖

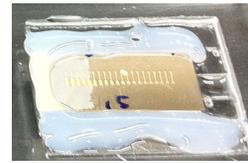
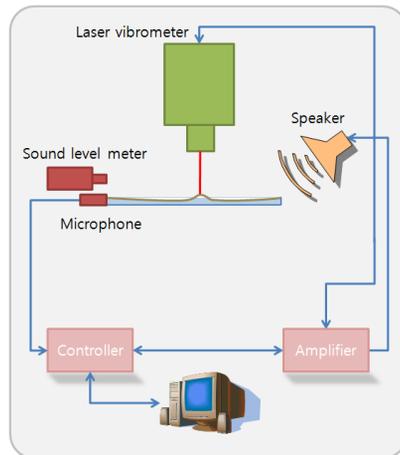
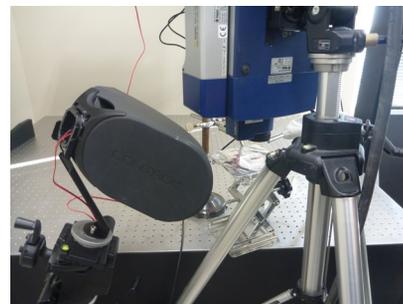


Fig. 6 Fabricated artificial basilar membrane sample prepared for the measurement



(a) Schematic diagram of test setup



(b) Instrument setup

Fig. 7 Instrument setup for the measurement of frequency analysis of artificial basilar membrane using LDV

는 제품을 사용하였다. 또한 2차원적으로 구조적 진동을 분석하는 계측기기인 LDV scanner (Polytec사, PSV-I-400 LR (OFV-505))는 head, controller, junction box, data management system, software로 이루어져 있으며, 전용의 현미경 장착 시 수 μm^2 에서 수 m^2 에 이르는 표면을 고속으로 스캔하며 스캔된 2차원 포인트의 물리적 거동을 측정한다.

3.3. 측정 결과

Fig. 8은 1 Hz~20 kHz 대역에서 각 주파수 인가시, 수평축은 기저막의 정점(apex)부터 기저(base)까지의 길이를 나타내고, 수직축은 인공기저막에서 최대 변위가 발생하는 위치, 즉 공진주파수가 발생하는 위치를 나타낸다. 인공기저막 거동 측정 결과, 측정된 샘플의 인공기저막 길이의 모든 위치에서 약 2 Hz에서 5 kHz 성분의 주파수가 발생함을 알 수 있다. 따라서 이 주파수 범위에서는 주파수 분리 기능이 없음을 나타낸다. 5, 10, 15, 20 kHz 영역에서는 주파수 분리 기능이 있음을 알 수 있으나, 주파수 영역이 일부 중첩되어 있음을 알 수 있다.

제작된 압전박막형 인공기저막의 거동 및 공진 주파수 특성을 확인하기 위한 LDV 스캐너 측정 시스템 셋업 및 인공기저막 샘플에 대한 측정을 수행하였다. Fig. 9 및 10은 인공기저막에 5 kHz, 15 kHz의 주파수 신호를 인가했을 때 인공기저막의 변위 및 위상 거동을 나타낸다.

Fig. 9(a)는 음압 1 Pa, 가진주파수 5 kHz에 대한 기저막의 변위를 측정된 결과로서, 기저부로부터 약 10 mm지점에서 공진하여 최대변위 6.1 nm/Pa이 발생하였다. 또한 Fig. 9(b)는 음압 1 Pa, 가진주파수 5 kHz에 대한 기저막의 위상을 측정된 결과로서, 기저부로부터 약 10 mm지점에서 위상이 급격히 변화하는 것을 볼 수 있다. 이는 가진주파수 5 kHz에 대해서 기저막이 이 영역에서 공진됨을 의미한다. 하지만 첨부에서 반사파가 발생하여 standing wave가 존재하는 것이 보였다.

Fig. 10(a)는 음압 1 Pa, 가진주파수 15 kHz에 대한 기저막의 변위를 측정된 결과로서, 기저부로부터 약 7 mm지점에서 공진하여 최대변위 5.2 nm/Pa이 발생하였다. 또한 Fig. 10(b)는 음압 1 Pa, 가진주파수 15 kHz에 대한 기저막의 위상을 측정된 결과로서, 기저부로부터 약 7 mm지점에서 위상변화를 보인다. 또한 이는 가진주파수 15 kHz에 대해서 기저막이 이 영역에서 공진됨을 의미한다.

측정 결과를 요약하면, 인공기저막은 가진주파수가 5 kHz 및 15 kHz에서 각각 특정한 위치에서 공진에 의한 주파수 분리를 하고 있음을 알 수 있었으며, 가진주파수가 증가할수록 기저막의 변위는 감소함을 알 수 있었다. 일반적으로, 진행파

가 발생하면, 진동에 의해 움직이는 기저막과 유체의 유효 질량은 공기에 비해 실리콘 오일을 채운 경우에 더 커지게 하여 공진 주파수를 낮추는 효과가 보인다.

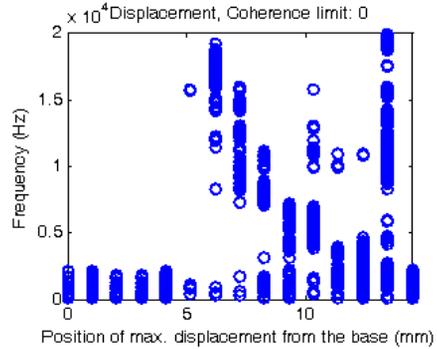
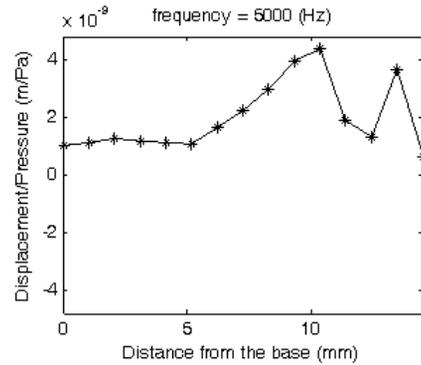
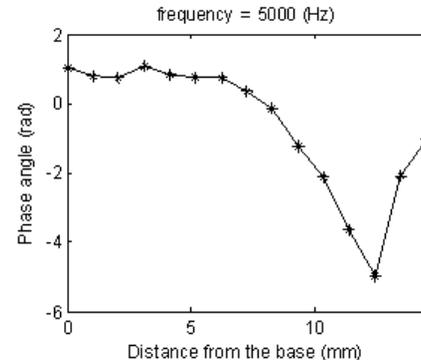


Fig. 8 Position of maximum displacement upon sound signal with different frequencies (device in silicon oil)



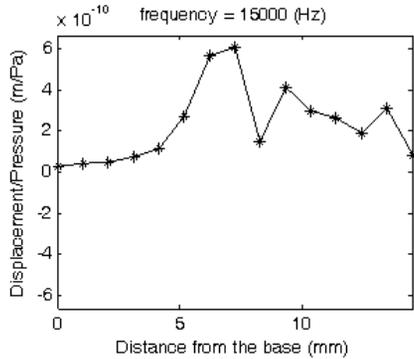
(a) Displacement behaviors of artificial basilar membrane



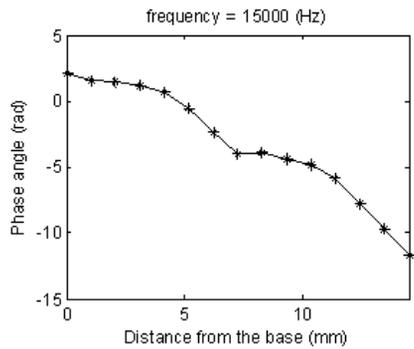
(b) Phase behaviors on artificial basilar membrane

Fig. 9 Displacement and phase behaviors on artificial basilar membrane upon 5 kHz sound signal (in silicon oil)

향후, 우수한 주파수 분리 기능을 가지면서 반사파를 억제하기 위해서는 기저막의 장력을 증가시키는 방안, 전극 폭의 적절한 설계, 적합한 유체의 사용, 기저막 경계부 처리 방안 등이 필요하다.



(a) Displacement behaviors of artificial basilar membrane



(b) Phase behaviors on artificial basilar membrane

Fig. 10 Displacement and phase behaviors on artificial basilar membrane upon 15 kHz sound signal (in silicon oil)

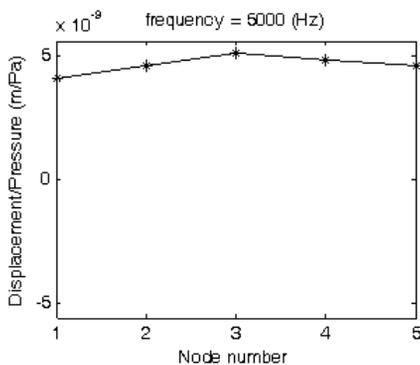


Fig. 11 Lateral displacement pattern on second electrode of artificial basilar membrane upon 5 kHz sound signal (in silicon oil)

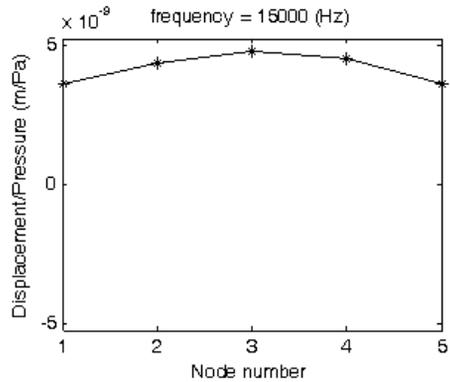


Fig. 12 Lateral displacement pattern on second electrode of artificial basilar membrane upon 15 kHz sound signal (in silicon oil)

Fig. 11 및 12는 인공기저막에 5 kHz, 15 kHz의 주파수 신호를 인가했을 때 인공기저막의 횡방향 변위 발생 패턴을 나타내고 있다. 가진주파수 5, 15 kHz 주파수 영역에서의 인공기저막의 횡방향 변위를 측정된 결과, 5 kHz 일 경우, 인공기저막의 두 번째 전극에서 최대변위 5.1 nm/Pa이 발생하고, 가진주파수 15 kHz 일 경우, 인공기저막의 두 번째 전극에서 최대변위 4.7 nm/Pa이 발생하였다. 인공기저막의 횡방향 변위시험 결과, 가진주파수가 증가하면 할수록 횡방향 변위는 작아짐을 알 수 있다. 또한, 인공기저막의 횡방향 변위 및 형상은 압전소재의 변형에 의한 전류 발생에 큰 영향을 미치므로 설계 및 제작시 고려해야 할 중요한 요소임을 알 수 있었다.

4. 결론

본 연구의 목적은 달팽이관의 기저막이 갖는 주파수 분리 기능 및 유모세포의 이온채널 작용에 의한 생체 전기신호 발생 기능을 할 수 있는 PVDF 박막형 인공기저막을 개발하는 것이다. PVDF 박막형 인공기저막은 생체 기저막과 유사한 주파수 분리 특성을 갖는 형상으로 제작하고 MEMS 공정을 이용하여 전극 증착 및 유체를 채울 수 있는 챔버를 제작하였다. 또한 인공기저막의 거동을 측정하기 위하여 비접촉 LDV측정 장비, 스피커, 기준 마이크로폰 등을 사용하여 실험 장치 셋업을 수행하였다. 인공기저막은 가진주파수가 5 kHz 및 15 kHz에서 각각 기저부로부터 특

정한 거리일 때 공진에 의한 분리를 할 수 있고, 가진주파수가 증가할수록 기저막의 수직방향 변위는 감소함을 알 수 있었다. 또한 인공기저막의 횡방향 변위시험 결과, 압전박막의 변형에 의해 전기신호 발생이 가능함을 예측할 수 있었다. 향후, 우수한 주파수 분리 기능을 가지면서 반사파가 적은 인공기저막을 개발하기 위해서는 기저막의 장력을 증가시키고, 적절한 전극 폭의 설계, 적합한 유체의 사용, 기저막 경계부 처리 등의 보완이 필요하다.

후 기

이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단 - 파이오니어사업의 지원을 받아 수행된 연구임 (2011-0001661, 2011-0001664)

참고문헌

- [1] G. V. Békésy, "Some Biophysical Experiments from Fifty Years Ago," *Annual Review of Physiology* 36: 1 (1974)
- [2] L. Robles and M. A. Ruggero, "Mechanics of the mammalian cochlea," *Physiological Reviews*, Vol. 81, No. 3, pp. 1305-1352 (2001)
- [3] R. D. White and K. Grosh, "Microengineered hydromechanical cochlear model," *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, Vol. 102, No. 5, pp. 1296-1301 (2004)
- [4] T. Xu, "Polymeric micro-cantilever array for auditory front-end processing," *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. 114, Issue: 2-3, pp. 176-182 (2004)
- [5] M. J. Wittbrodt, "A life-sized model of the human cochlea: design, analysis, fabrication, and measurements," Ph.D Thesis, Boston University (2005)
- [6] N. Mukherjee, R. D. Roseman and J. P. Willging, "The piezoelectric cochlear implant: concept, feasibility, challenges, and issues," *Journal of Biomedical Materials Research PartB: Applied Biomaterials*, Vol. 53, No. 2, pp. 181-187 (2000)
- [7] J. Chen, J. Engel and L. Chang, "Development of polymer-based artificial haircell using surface micromachining and 3D assembly," *Transducers*, Vol. 2, pp. 1035-1038 (2003)
- [8] H. Shintaku, T. Nakagawa, D. Kitagawa, H. Tanujaya, S. Kawano and J. Ito, "Development of piezoelectric acoustic sensor with frequency selectivity for artificial cochlea," *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. 158, No. 2, pp. 183-192 (2010)