

차세대 청각소자의 융합기술 연구동향

허신 | 이영화 | 박준식 | 김완두 | 최홍수*

한국기계연구원

요약

본 논문은 인간의 청각기능을 보조하거나 대체할 수 있는 차세대 청각보조장치 및 완전 이식형 인공와우에 관련한 기술동향에 대해서 기술한다. 청각보조장치는 MEMS 마이크로폰과 음장가시화 기술을 기반으로 하여 청각정보를 시각적으로 전달하고자 하는 장치이다. 이를 위해서는 초소형 MEMS 마이크로폰의 최적화 및 실시간 음장가시화 기술 개발이 선행되어야 한다. 차세대 생체모사 인공와우 기술은 기존 인공와우의 단점인 잦은 충전, 장애 노출 등을 극복하고 향상된 음감을 전달할 수 있는 완전 이식형 인공와우로서 그 기술동향을 논하고자 한다.

1. 서론

청각은 오감 중에서 시각과 더불어 인간의 인지기능에 가장 큰 비중을 차지하는 감각이다. 청각에 문제가 있는 경우 보청기를 많이 사용하지만 청각장애의 원인이 중이, 내이 또는 청신경에 있는 전농 장애우는 소리만 증폭시키는 보청기로는 장애 극복이 힘들다. 이러한 전농 장애우의 청각 기능을 향상시키거나 청각기능을 시각적으로 보조하기 위한 차세대 청각소자 분야가 인공와우와 MEMS 마이크로폰을 이용한 음장가시화 기술이다.

MEMS 마이크로폰을 이용한 음장가시화 기술을 위해서는

* 교신저자

사용자 주변의 음을 인지하기 위한 마이크로폰 어레이와 청각 정보를 시각화하는 음장가시화 기술이 필요하다. MEMS 마이크로폰은 기존의 ECM(Electret Condenser Microphone) 타입의 마이크로폰보다 크기가 더 작고 열과 진동에 더 잘 견디기 때문에 ECM 타입 마이크로폰을 대체할 수 있는 신기술로 평가 받고 있다[1-2].

인공와우 연구에서는 전농 장애우에게 소리를 소리로, 즉 일반인이 소리를 듣는 것처럼 소리를 뇌로 전달하는 것이 그 목적이다. 인간의 청각기관은 20 Hz ~ 20 kHz의 광대역 주파수 범위에서 20 μ Pa의 극미한 음압의 측정이 가능한 공학적으로 매우 뛰어난 주파수 분석기이다[3]. 만일 중이내이의 문제로 청각장애가 있다면 이를 극복하기 위하여 인공와우가 이용되고 있다. 하지만 기존의 인공와우는 외부 신호처리기와 마이크 등의 장치 때문에 잦은 충전이 필요하며 장애의 노출, 제한된 전극 개수 등의 단점이 있어 고유의 청감을 전달하기가 어렵다. 현재 관련 연구분야의 추세는 완전 이식형 인공와우의 개발이다. 완전 이식형 인공와우는 MEMS, NT, BT, IT 등이 융합되는 기술로 장애의 노출이 없고, 무전원 또는 저전원 시스템, 그리고 향상된 음감의 전달 등을 목적으로 하고 있다.

본 논문에서는 MEMS 마이크로폰을 이용한 음장가시화 기술과 완전 이식형 인공와우 기술의 현재 기술동향 및 본 연구팀에서 진행중인 연구를 소개하고자 한다. 이러한 연구는 차세대 청각소자를 위한 융합연구의 핵심으로 장애우의 삶의 질을 향상시키기 위한 중요한 연구이다. 또한 이와 같은 유사한 기술들은 비장애인의 인지 향상, 노인 복지, 로봇, 모바일기기, 군사장비 등에도 활용될 수 있을 것으로 보여 그

응용분야는 아주 다양하다.

감도와 65 dB(A)의 SN비가 제시되었다[2, 4, 5].

II. 최신 청각소자 및 응용기술 동향

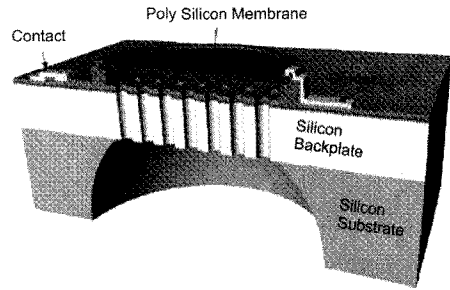
2.1 MEMS 마이크로폰 기반 응용기술 동향

MEMS 마이크로폰은 반도체 기술을 이용하여 제작되며, 대량생산을 통한 비용절감 효과와 함께 최근들어 CMOS 신호변환기를 동일 칩에 내장한 제품들이 개발됨으로써, 기존 마이크로폰 시장의 주류인 ECM의 강력한 경쟁자로 떠오르고 있다. MEMS 마이크로폰은 크기가 작아 제품의 설계 변경이 용이하고, CMOS 회로가 결합되어 디지털 출력을 지원하여 시스템 구성의 디지털화와 기관 설계의 단순화를 유도하는 등 다양한 장점이 있다. 특히, 초소형, 저전력, 고효율 특성을 바탕으로 휴대폰, 디지털카메라, 랩톱, 헤드셋, 개인용 오디오/비디오, 보청기 등에 적용되면서 시장 점유율이 증가하는 추세이다.

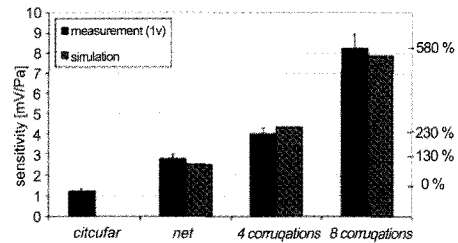
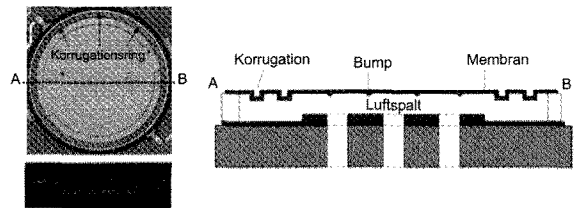
MEMS 마이크로폰은 동작원리에 따라 capacitive 방식, 압저항 방식, 압전 방식, 광 방식, FET(Field Effect Transistor) 방식 등으로 분류할 수 있다[1]. 본 논문에서는 현재의 기술 개발 단계와 시장성을 고려하여 capacitive 및 압전 MEMS 마이크로폰에 관해 고찰하고자 한다.

2.1.1 초소형 MEMS 마이크로폰 기술

현재 MEMS 마이크로폰 시장을 주도하고 있는 capacitive MEMS 마이크로폰은 두 전극간 정전용량의 변화를 측정하는 원리이다. 이때 높은 감도와 낮은 잡음도를 위해 진동막의 유연도를 높이고 낮은 공기 감쇠 값을 갖도록 해야 한다. Infineon사의 Dehé 그룹에서는 5 μm 두께와 면적의 19%의 음향홀로 구성된 실리콘 후면전극을 구현하였고, 두께 약 400 nm 및 250 nm, 직경 1.0 mm의 폴리실리콘 진동막 구조의 MEMS 마이크로폰을 개발하였다. (그림 1)에 개발된 마이크로폰의 단면을 개략적으로 나타내었다. 또한, 직경 1 mm, 두께 400 nm 및 약 100 MPa의 응력을 갖는 폴리실리콘 진동막의 경우 링 형태의 주름 구조 형성 시 형태와 감도의 변화를 (그림 2)에 나타내었다. 개발된 MEMS 마이크로폰은 400 Hz ~ 4 kHz의 영역에서 -39 dB V/Pa (at 2 V_{bias})의



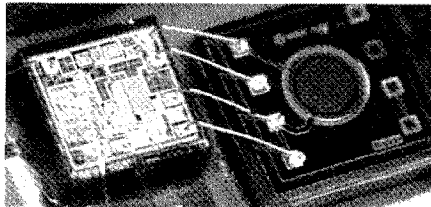
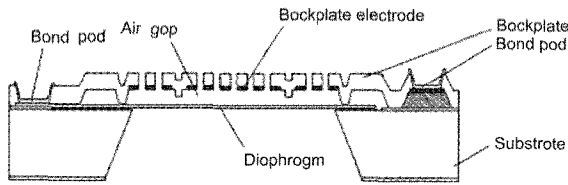
(그림 1) Capacitive MEMS 마이크로폰의 개략도[2]



(그림 2) 링 주름 형성 시 진동막의 형태 및 주름 개수에 따른 감도의 변화[4]

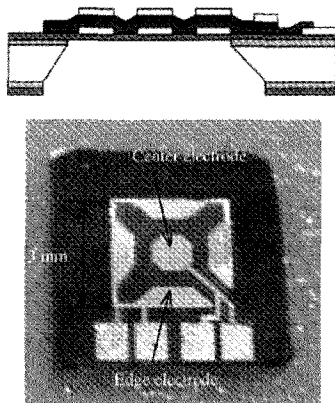
또다른 대표적인 capacitive MEMS 마이크로폰으로는 Knowles사에서 개발된 MEMS 마이크로폰 소자와 CMOS 소자를 각각 제작하여 후 결합하는 방식의 마이크로폰을 들 수 있다. (그림 3)에서 알 수 있듯이 Loepfert 그룹은 free-floating 방식의 폴리실리콘 진동막 구조를 적용함으로써 감도를 극대화 하였다[6].

Carnegie Mellon 대학의 Neumann과 Gabriel 교수 팀에서는 기존의 CMOS 공정과 MEMS 공정을 결합하여 동일칩에 구현한 CMOS-MEMS 마이크로폰을 개발하였다. 개발된 마이크로폰은 망사모양 전극에 고분자 물질을 코팅해 진동막의 유연성을 극대화하였다[7].



(그림 3) Free-floating 진동막을 갖는 MEMS 마이크로폰[6]

압전 MEMS 마이크로폰은 ZnO, PZT, PVDF 등의 압전 물질이 진동막 위에 결합되어, 진동막의 변위에 따라 기계적인 응력이 가해져 발생하는 전위차를 측정하는 원리이다[1]. 고상층 박사탑은 ZnO 박막을 이용한 압전 MEMS 마이크로폰을 제작하였다[8]. 개발된 마이크로폰은 (그림 4)와 같은 형태로, 1.5 μm 두께의 저응력 질화막 위에 0.5 μm 의 ZnO 층을 형성시켰으며, 약 0.51 mV/Pa (at 7.3 kHz)의 감도를 갖는다[8].



(그림 4) ZnO 압전 MEMS 마이크로폰의 단면 개략도 및 소재[8]

KAIST 이승섭 교수팀에서는 저비용 공정으로 실현 가능한 원형 저응력 질화 진동막을 형성하고, 그 위에 0.3 μm 의 ZnO 층을 증착하여 압전 MEMS 마이크로폰을 개발하였다.

연구팀은 1 kHz에서 약 3.96 nm의 변위와 약 39.6 mV/Pa의 감도를 보고하였다[9].

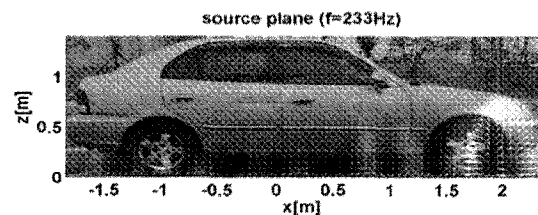
압전 MEMS 마이크로폰의 경우 비교적 단순한 제조공정, 넓은 주파수 대역 및 동작전압의 불필요 등의 장점과 함께, 비교적 낮은 감도 및 높은 잡음도 등의 문제가 존재한다. 따라서 음향소자로서의 적합한 감도를 얻기 위하여 진동막의 응력 감소, 박막의 압전 특성 향상 등의 기반 기술 개발이 요구된다.

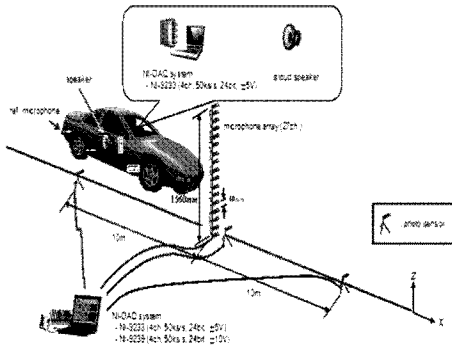
2.1.2 음장 가시화 기반 청각소자 응용 기술

음장가시화 기술은 시각이 제공하지 못하는 소리정보를 청각을 모방하여 시각적으로 구현하는 방법을 의미한다. 즉, 마이크로폰을 통해 입력된 소리의 주파수 특성과 크기 등의 정보를 분석해 음장 정보를 시각적 형태로 제시하는 방법이다. 음장가시화 연구에는 빔형성법으로 대표되는 파라메트릭 방법과 음향 홀로그래피법으로 대표되는 비(非) 파라메트릭 방법이 있다.

빔형성법은 음원의 형태 및 음원의 위치를 모델링하여 측정된 신호와 비교하면서 음원의 위치를 찾아내는 방법으로, 비교적 적은 수의 센서를 이용하여 빠르게 음원의 위치를 얻을 수 있으나, 음원 위치 이외의 다른 정보는 제공되지 못한다. 적용 분야로는 음향레이더, 수중 소나 장치, 산업 기기 소음원의 위치 파악 등을 들 수 있다[10, 11].

음향 홀로그래피법은 측정 면의 음압신호를 이용하여 측정하지 않은 면의 음압 분포를 예측하는 방법으로, KAIST 김양한 교수 팀에서는 이동 음원에 대한 음장가시화 및 이동 프레임 음향 홀로그래피를 이용한 잡음 환경에서 움직이는 기기의 결함 위치 파악 등 다양한 음장가시화 연구를 수행했다[12-14]. (그림 5)에 김양한 교수팀의 음장 가시화의 예를 나타내었다.

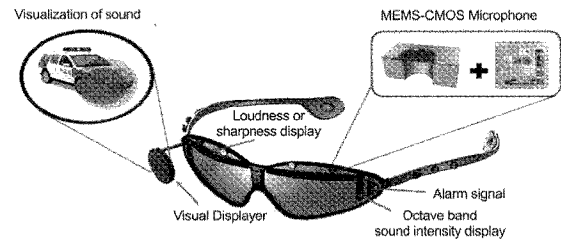




(그림 5) 음향홀로그래피 방법을 이용한 주행중인 차량의 소음분석[15]

기존의 음장가시화 방법은 상업용 마이크로폰을 배열하여 구성된 음향부를 통해 소리정보를 수집하여 구현되는데, MEMS 마이크로폰 어레이를 이용하면 음향부의 초소형화, 경량화 및 저가화가 가능하게 된다. 한국기계연구원 허신 박사 팀과 KAIST 김양한 교수 팀은 MEMS 마이크로폰 소자의 개발 및 이를 적용한 음장가시화 기술을 개발 중이다. 이를 이용해 청각정보를 시각적으로 제공할 수 있는 신개념의 청각보조기기의 출현을 기대할 수 있다. 음장가시화 부문에 있어서는 공간 복소 포락을 적용해 연산량을 감소시켜 신호 처리 시간을 줄이는 기술을 제안했고[16], 반사/산란에 의한 잡음의 영향을 제거하는 방법을 개발하고 있다. 초소형 MEMS 마이크로폰 부문에 있어서는 CMOS 증폭 및 A/D 변환 회로를 내장시켜 별도 신호처리부의 소형화를 추구하고, 안경, 헤드셋 등의 신체 착용구에 마이크로폰 소자와 시각 표시부를 삽입하여 청각장애우가 별도의 장비 없이 청각정보를 시각적으로 손쉽게 인지하도록 한다. 기술 개발 성공 시 휴대용 전자기기, 의료기기, 게임·오락, 산업계 등에 적용할 수 있어 그 파급효과가 매우 클 것으로 기대된다.

(그림 6)은 청각 보조시스템의 안경 적용 예이다. MEMS 마이크로폰은 어레이 형태로 안경테에 삽입되며, 음의 가시화 결과는 별도 디스플레이 장치나 안경렌즈의 투명전극 등을 이용해 시야와 동기화 시킨다. 또한 위험상황의 인식은 양쪽의 알람 신호로 가능하며, 음의 질적 특성은 loudness 및 sharpness 표시 부를 통해 제시된다. 청각 보조시스템의 개발 및 상용화를 위해서 실시간 신호 처리 기술과 잡음 제거 등의 음장가시화 기술과 최적화된 초소형 MEMS 마이크로폰 개발이 선행되어야 할 것이다.

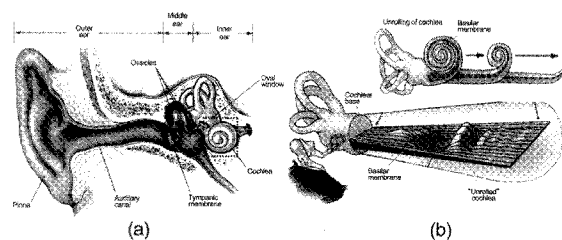


(그림 6) 제안된 음장가시화 청각 보조 기기

2.2 생체모방 신개념 인공와우 기술 동향

현존하는 청각소자 중 최소의 에너지로 가장 광범위한 영역에서 민감한 감도를 갖는 것은 인체의 와우관이라 할 수 있다[3]. 와우관은 내부 기저막을 이용해 주파수를 영역별로 분류하고 진폭의 크기와 형태로 음파의 속성을 분석한다[17]. 이러한 메커니즘을 모방하면 저전력으로 광대역대에서 민감한 반응을 보이는 청력소자를 제작할 수 있을 것으로 보인다.

(그림 7(a))에서 볼 수 있듯이 외이를 통과한 음파가 고막을 진동시키고 이소골을 지나 와우관(cochlea)을 통해 청신경을 자극함으로써 소리를 감지한다. (그림 7(b))의 와우관 내 기저막의 구조를 이용한 주파수 분리 현상은 Békésy를 통해 밝혀졌으며, 기초적인 lumped element 계산 모델이 Flanagan에 의하여 제안되었다[18, 19]. 기저막은 폭이 넓고 긴 사다리꼴의 모양을 하고 있으며 중이와 연결된 기저부는 두껍고 폭이 좁아 강성이 크고, 내부에 위치한 첨부로 갈수록 얇고 유연하며 폭이 넓어져 강성이 작아진다[17]. 따라서 기저막의 기저부는 높은 주파수의 음파에서 공진되고 첨부로 갈수록 낮은 주파수의 음파에서 공진되어 주파수 분리가 기저막을 따라 기계적으로 일어나는 것을 알 수 있다.



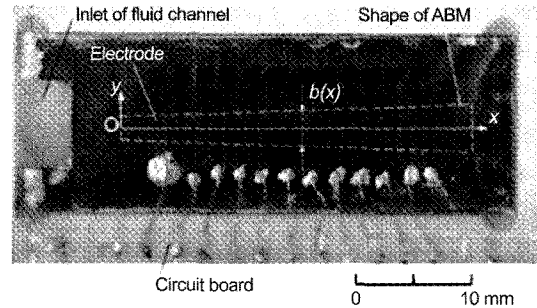
(그림 7) 인체 내부 청각 구조(a) 및 와우관 세부구조(b)

2.2.1 생체모방 인공기저막 모델

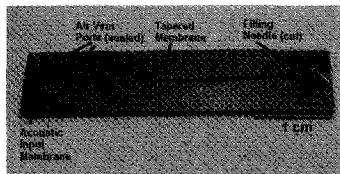
생체모사 인공기저막 모델은 기저막의 주파수 분리 특성을 이해하고 인공기저막 제작에 있어서 도움을 주는 역할을 한다. Michigan 주립대학교의 Grosh 교수팀은 기저막의 주파수 분리 현상을 모델링을 통해 설명하고 MEMS 공정으로 (그림 8(a))에서 볼 수 있는 인공 기저막을 제작했다[3]. 이는 와우관의 말려있는 모양을 편 모양으로 인공 와우관의 윗부분에 기저막이 위치해 기저막의 한쪽 면은 액체, 반대면은 공기와 맞닿아있는 구조이다. 인공기저막은 실제 기저막의 모양을 바탕으로 기저막의 폭이 지수함수 꼴로 변하며, 동기화된 유체 및 구조 해석 결과를 (그림 8(c))에 나타내었다. Grosh 교수팀은 30 mm 길이의 질화막 샘플을 제작해 약 10 ~ 70 kHz 범위에서 0.2 nm/Pa의 감도를 확인했다. MEMS 구조물이 가지는 높은 강성 때문에 필연적인 고주파수 반응을 줄이고 저주파수 반응을 구현하기 위해 Stanford 대학의 Steele 교수팀은 polyimide를 이용하는 연구를 시도했다[18]. 한국기계연구원 파이오니어 연구단에서는 (그림 8(c))와 같

이 기저막의 재료가 질화막과 polyimide일 때, 장력과 막의 두께에 따른 주파수 분리 반응 모델을 개발하였다.

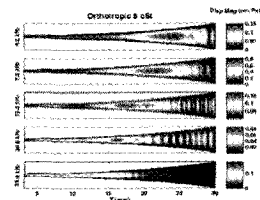
Cincinnati 대학의 Roseman 교수팀은 압전 PVDF를 이용해 기저막의 진동 실험을 진행했으나 의미 있는 결과를 얻어내지 못하였다[20]. 반면 Osaka 대학의 Shintaku 교수팀은 (그림 9)에서 볼 수 있는 40 μm 두께, 30 mm 길이, 2 ~ 4 mm 폭의 긴 사다리꼴 모양의 PVDF 필름을 제작해 공기 중에서 6.6 ~ 19.8 kHz에서 반응하고 실리콘 오일에서는 약 1.4 ~ 4.9 kHz에서 반응하는 인공기저막 모델을 완성하였고 WKB 모델과 비교하여 반응결과를 검증하였다[21].



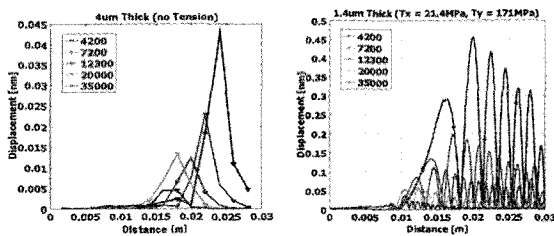
(그림 9) Shintaku 교수팀의 PVDF 인공기저막[21]



(a) MEMS 인공기저막 모델[3]



(b) Michigan 기저막 시뮬레이션 결과[3]



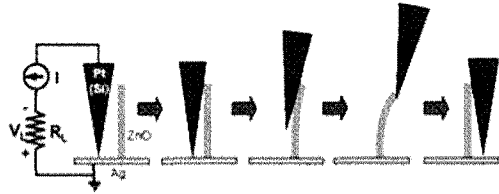
(c) KIMM 기저막 주파수 반응 시뮬레이션

(그림 8) 인공기저막 모델 및 설계 시뮬레이션

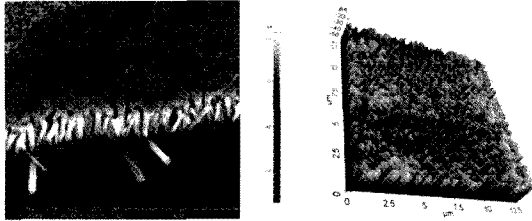
2.2.2 유모세포 모사 압전 나노와이어

기저막에서 발생하는 기계적 진동을 전기 신호로 변환시키기 위해서는 압전 재료의 적용이 그 가능성을 보여준다. 인체의 경우 기저막이 진동할 때 유모세포가 전기 신호를 발생시키고 청신경에 전달해 음파를 감지한다[18]. 이런 메커니즘을 모방하는 방법으로는 (그림 10(a))와 같이 Georgia Institute of Technology의 Wang 교수가 제안한 압전 나노와이어를 생각해볼 수 있다. Wang 교수팀은 ZnO 나노와이어를 이용해 약 17 ~ 30%의 에너지 효율을 가지는 발전장치를 개발했다[22]. 이 기술을 응용해 기저막에 나노와이어를 성장시키고 기저막이 진동할 때 나노와이어가 전극과 맞닿으면서 휘어져 전류를 발생시킬 수 있다. 한국기계연구원 파이오니어 연구단에서는 (그림 10(b))처럼 ZnO 나노와이어를 어레이로 성장시키고, I-AFM으로 전류를 측정하여 나노와이어의 인공 유모세포로서의 응용 가능성을 확인했다[23]. 그러나 이 방법은 나노와이어에서 발생하는 전기신호가 작고 나노와이어 어레이와 전극 설계가 매우 정교하게

이루어져야 하는 단점이 있다.



(a) 나노와이어 AFM 측정 방법[22]



(b) 나노와이어 SEM 사진 및 I-AFM 전류 측정

(그림 10) 나노와이어와 I-AFM을 이용한 전류 측정

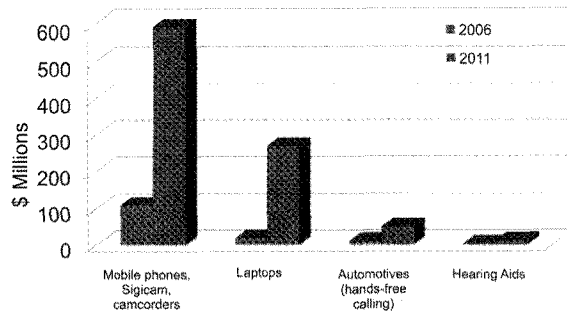
또 다른 연구 방향은 압전박막을 기저막으로 만들거나 압전 캔틸레버를 설치하는 방법이다[21]. 이는 나노와이어와 비교해 진동에서 전기 신호를 최대로 얻어낼 수 있고, 전극 설계가 용이한 장점이 있다.

III. 차세대 청각소자 시장규모 및 전망

세계적으로 선진 복지사회가 도래하면서 노령화가 가속화되고 웰빙 수요가 증가하고 있으며, NT, BT, IT분야의 신기술이 융합되어 발전됨에 따라 장애인 및 노령자용 장애보조기기산업의 혁신이 가속화되고 있다. 또한 산업의 발달과 IT기기의 사용 증가로 난청인구가 계속 증가하고 있으며 이에 따른 청각보조장치 시장의 규모는 꾸준히 증가하고 있다. 청각 장애의 극복을 위한 첨단 보청기 시장의 핵심 기술이 될 MEMS 마이크로폰의 국산화와, 이를 이용한 보청기, 음가시화 기술을 이용한 청각보조기기 개발은 관련분야 연구자들에게 유망한 연구 분야가 될 것으로 예상된다.

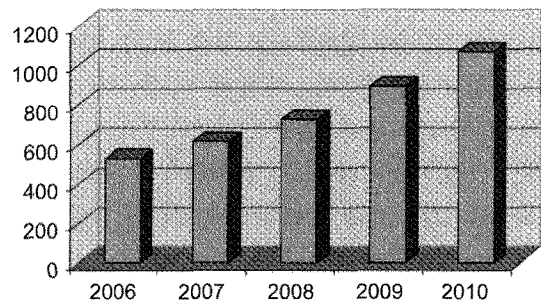
현재, 국내 MEMS 마이크로폰 시장은 100% 해외 수입에 의존하고 있으며, 몇몇 벤처기업 및 연구기관에서 실용화

연구를 수행하고 있다. 국외의 경우 미국의 Knowles 사가 세계시장의 약 70%를 점유하고 있으며, Akustica사 및 Sonion사가 그 뒤를 따르고 있다[24]. (그림 11)에서 2011년 세계 MEMS 마이크로폰 시장의 전체 규모는 88억 달러에 달할 것으로 예상되고, 그 중 모바일 IT기기 시장이 58억 달러로 압도적이다[25]. IT기기에는 일반 사용자가 외부의 음향 정보를 얻기 위한 수단으로 사용하는 PC나 DMB, PMP (Portable Multimedia Player), 핸드폰 등의 제품이 있다.



(그림 11) MEMS 마이크로폰 시장동향[25]

(그림 12)는 세계 인공와우 시장 규모를 나타낸 것으로, 2010년에 약 11억 달러의 시장이 형성되고, 2022년에는 약 26억달러 규모로 성장할 것으로 예측된다[26]. 기존 인공와우를 개량한 완전 이식형 인공와우는 현재 개발단계에 있으며, 생체 이식 배터리 및 마이크로폰의 핵심 요소 기술을 필요로 하며, 관련 기술들에 대해서는 특허가 상당부분 선점되어 있는 상황이다.



(그림 12) 세계 인공와우 시장 전망(단위: 백만 달러)[26]

그러므로 파이오니어 연구단에서 수행중인 생체 청각기구

모사 완전 이식형 인공와우는 기존 연구에서 필요로 하는 요소기술 개발 방식과 차별화된 것으로 원천기술 확보 및 이를 바탕으로 한 시장에서의 독점적 지위 확보가 가능할 것으로 판단된다. 완전 이식형 인공와우의 시장 형성 시기를 2015년 이후로 예상했을 때, 제안된 생체 모사 인공와우의 개발 완료 시기와 비슷하여 기술적 우위를 바탕으로 시장 경쟁력을 확보할 수 있을 것으로 기대된다. 또한 관련 핵심기술은 생체이식형 나노발전기, 나노바이오 센서, 신개념 음향센서 등에 응용될 수 있을 것이다. (그림 13)은 초소형 MEMS 마이크로폰 기반 음장가시화 기술 및 생체 청각기구 모사 차세대 인공와우 기술의 응용분야를 나타내며, 관련 기술분야의 파급효과가 클 것으로 판단된다.



(그림 13) 차세대 청각소자 기술의 응용 분야

IV. 결 론

본 논문에서는 전농 장애우들의 청각 기능을 향상시키는 차세대 완전 이식형 인공와우와 청각기능을 시각적으로 보조하기 위한 MEMS 마이크로폰을 이용한 음장가시화 기술에 관련한 기술동향을 살펴보았다. MEMS 마이크로폰을 이용한 음장가시화 기술을 위해서는 MEMS 마이크로폰의 최적화 및 어레이 제작과 효과적인 음장가시화 기술을 필요로 한다. 또한 이와 관련하여 청각 장애우를 위한 청각소자뿐만 아니라, 비장애인의 인지 향상, 로봇, 핸드폰, 방송, 군사 장비 등에도 활용될 수 있을 것으로 보여 그 응용분야는 아주 다양하다.

인공와우 연구와 관련해서는 기존의 인공와우가 외부 신호처리기와 마이크 등의 장치 때문에 생기는 단점을 보완한 완전 이식형 인공와우를 많은 연구팀에서 개발하고 있다. 완전 이식형 인공와우를 위해서는 MEMS, NT, BT, IT 등의 융합 연구가 진행되어야 한다. 그 결과물로는 장애의 노출이 없고, 무전원 또는 저전원 시스템, 그리고 향상된 음감의 전달 등을 가능하게 해주는 차세대 완전 이식형 인공와우가 개발 것으로 기대된다.

사 사

이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단-신기술융합형 성장동력사업과 미래유망 융합기술 파이오니아사업의 지원을 받아 수행된 연구이며 이에 감사드립니다. (2010K001127, 2010-0002248)

참 고 문 헌

- [1] P.R. Scheeper, A.G.H. van der Donk, W. Olthuis and P. Bergveld, "A review of silicon microphones," *Sensors and Actuators A*, Vol. 44, No. 1, pp. 1-11, 1994.
- [2] A. Dehé, "Silicon microphone development and application," *Sensors and Actuators A*, Vol. 133, No. 2, pp. 283-287, 2007.
- [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] M. Földner, "Modellierung und herstellung kapazitiver mikrofone in BiCMOS-technologie," Universität Erlangen-Nürnberg, Ph.D dissertation, 2004.
- [5] M. Földner, A. Dehé and R. Lerch, "Analytical analysis and finite element analysis of advanced membranes for silicon microphones," *IEEE Sensors Journal*, Vol. 5, pp. 857-863, 2005.
- [6] <http://uk.farnell.com>, <http://www.knowles.com>
- [7] J. Neumann and K. Gabriel, "CMOS-MEMS membrane

- for audio-frequency acoustic actuation," *Sensors and Actuators A*, Vol. 95, pp. 175-182, 2002.
- [8] S. C. Ko, Y. C. Kim, S. S. Lee, S. H. Choi and S. R. Kim, "Micromachined piezoelectric membrane acoustic device," *Sensors and Actuators A*, Vol. 103, pp. 130-134, 2003.
- [9] W. S. Lee and S. S. Lee, "Piezoelectric microphone built on circular diaphragm," *Sensors and Actuators A*, Vol. 144, pp. 367-373, 2008.
- [10] W. F. King III and D. Bechert, "On the sources of wayside noise generated by high-speed trains," *J. Sound and Vibration*, Vol. 66, No. 3, pp. 311-332, 1979.
- [11] 최영철, 김양한 "실내 공간에서의 음원 탐지 방법," 한국소음진동공학회지, 제 12권, 제 7호, pp. 520-526, 2002.
- [12] H. Kwon and Y. Kim, "Moving frame technique for planar acoustic holography," *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 103, pp. 1734-1741, 1998.
- [13] S. Park and Y. Kim, "An improved moving frame acoustic holography for coherent band-limited noise," *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 104, pp. 3179-3189, 1998.
- [14] J. Jeon and Y. Kim, "Localization of moving periodic impulsive source in a noisy environment," *Mechanical Systems and Signal Processing*, Vol. 22, pp. 753-759, 2008.
- [15] <http://soundmasters.kaist.ac.kr/>
- [16] C. Park and Y. Kim, "Spatial complex envelope of acoustic field: Its definition and characteristics," *Korean Soc. for Noise and Vibration Engineering*, Vol. 17, pp. 693-700, 2007.
- [17] L. Robles and M.A. Ruggero, "Mechanics of the mammalian cochlea," *Physiological Reviews*, Vol. 81, No. 3, pp. 1305-1352, 2001.
- [18] M.J. Wittbrodt, "A life-sized model of the human cochlea: design, analysis, fabrication, and measurements," *Ph.D Thesis, Boston University*, 2005.
- [19] J.L. Flanagan, "Computational model for basilar-membrane displacement," *The Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 34, No. 8, pp. 1370-1376, 1962.
- [20] N. Mukherjee, R.D. Roseman, J.P. Willging, "The piezoelectric cochlear implant: concept, feasibility, challenges, and issues," *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, Vol. 53, No. 2, pp. 181-187, 2000.
- [21] H. Shintaku, T. Nakagawa, D. Kitagawa, H. Tanujaya, S. Kawano, 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.
- [22] Z.L. Wang and J. Song, "Piezoelectric Nanogenerators Based on Zinc Oxide Nanowire Arrays," *Science*, Vol. 312, pp. 242-246, 2006.
- [23] S. Hur, S.Q. Lee, and H. S. Choi, "Fabrication and characterization of PMN-PT single crystal cantilever array for cochlear-like acoustic sensor," *Journal of Mechanical Science and Technology*, Vol. 24, pp. 181-184, 2010.
- [24] P. V. Loeper and S. B. Lee, "The first commercialized MEMS microphone," *Solid-State Sensors, and Microsystems Workshop*, Hilton Head Island, South Carolina, June 4-8, 2006.
- [25] "MEMS Microphones-A Global Technology, Industry and Market Analysis," Innovative Research and Products, Inc., 2007.
- [26] "The Market for Neurotechnology: 2006-2010," Neurotech Reports, 2007.

약 력



허 신

1987년 전북대학교 공학사
 1989년 전북대학교 공학석사
 2005년 충남대학교 공학박사
 1991년 ~ 1996년 한국기계연구원 기계부품연구부 연구원
 1996년 ~ 2006년 한국기계연구원 나노기계연구본부 선임연구원
 2007년 ~ 현재 한국기계연구원 나노융합생산시스템연구본부 책임연구원
 2006년 스위스 바젤대학교 방문연구원
 관심분야: 초소형 청각소자, 생체모사 인공와우, 나노바이오 센서



이 영 화

1997년 충남대학교 공학사
 1999년 충남대학교 공학석사
 2006년 충남대학교 공학박사
 2006년 ~ 2009년 한국표준과학연구원 나노양자연구단 박사후연수원
 2009년 ~ 현재 한국기계연구원 나노융합생산시스템연구본부 위촉연구원
 관심분야: MEMS 마이크로폰, 열전센서 등

박 준 식

2008년 Cornell University 공학사
 2008년 Cornell University 공학석사
 2008년 ~ 현재 한국기계연구원 나노융합생산시스템연구본부 연구원
 관심분야: MEMS 구조 디자인, 초소수 표면, 미세유체역학



김 완 두

1980년 서울대학교 공학사
 1982년 서울대학교 공학석사
 1993년 서울대학교 공학박사
 1982년 ~ 1988년 한국기계연구원 기계부품연구부 연구원
 1988년 ~ 1997년 한국기계연구원 나노기계연구본부 선임연구원
 1997년 ~ 현재 한국기계연구원 나노융합생산시스템연구본부 책임연구원
 1995년 ~ 1996년 미국 Purdue 대학교, POST-DOC
 2008년 ~ 2009년 한국기계연구원 선임연구본부장
 관심분야: 자연모사, 생체모사 인공감각계, 바이오기계



최 홍 수

2002년 영남대학교 공학사
 2003년 Washington State University 공학석사
 2007년 Washington State University 공학박사
 2007년 ~ 2007년 Washington State University 박사후연구원
 2007년 ~ 2009년 University of California, Davis 박사후연구원
 2009년 ~ 현재 한국기계연구원 나노융합생산시스템연구본부 선임연구원
 관심분야: MEMS 초음파 트랜스듀스, 압전센서, Micro/Nano robot, MEMS 청각센서, BioMEMS/BioNEMS 등

