



나노섬모의 자연모사 기술

허 신[†]·최 홍 수·이 규 향·김 완 두

한국기계연구원 프린팅공정/자연모사연구실
(2009년 4월 9일 접수, 2009년 4월 29일 수정 및 채택)

Biomimetics of Nano-pillar

Shin-Hur[†], Hongsoo Choi, Kyu-Hang Lee, and Wandoo Kim

Korea Institute of Machinery & Materials, Daejeon, 305-343, Rep. of Korea

E-mail : shur@kimm.re.kr

(Received April 9, 2009, Revised & Accepted April 29, 2009)

요약 : 내이의 달팽이관은 기저막(basilar membrane)과 유모세포(hair cells)라는 두 가지 중요한 요소로 이루어져 있다. 기저막은 귀로 들어오는 소리를 주파수에 따라 분리하는 기능을 가지고 있으며, 기저막 위에 있는 유모세포는 생체전기 신호를 발생시키는 기계적 감각 수용기관이다. 인간의 생체청각기구를 모사한 인공와우와 신개념의 인공감각기관을 개발하기 위해서, 본 논문에서는 ZnO 압전 나노필라를 사용하여 인공유모세포(artificial hair cell)를 구현할 수 있는 핵심 기반 기술인 생체모사 기술을 연구하였다. 그 구체적인 방법으로 ZnO 나노필라를 저온성장법으로 유연기판에, 고온성장법으로 실리콘 웨이퍼에 성장시켰다. 유연기판과 실리콘 웨이퍼 위에 ZnO 나노필라를 성장 전에 미리 패턴을 만들었고, 기판에 선택적으로 ZnO 나노필라를 성장시켰다. 또한 ZnO 나노필라의 동적-정적 거동을 이해하기 위해 다중 물리 해석기법을 사용하여 ZnO 나노필라의 electric potential, von Mises stress, 변형량 등을 분석하였다. 본 연구에서는 ZnO 나노필라를 제작 및 패턴링하는 기술과 최적화하는 다중 물리 해석기술을 이용하여 인공 유모세포를 구현하는 핵심기술을 개발하였다.

ABSTRACT : The cochlea of the inner ear has two core components, basilar membrane and hair cells. The basilar membrane disperses incoming sound waves by their frequencies. The hair cells are on the basilar membrane, and they are the sensory receptors generating bioelectric signals. In this paper, a biomimetic technology using ZnO piezoelectric nano-pillar was studied as the part of developing process for artificial cochlea and novel artificial mechanosensory system mimicking human auditory senses. In particular, ZnO piezoelectric nano-pillar was fabricated by both low and high temperature growth methods. ZnO piezoelectric nano-pillars were grown on solid (high temperature growth) and flexible (low temperature growth) substrates. The substrates were patterned prior to ZnO nano-pillar growth so that we can selectively grow ZnO nano-pillar on the substrates. A multi-physical simulation was also conducted to understand the behavior of ZnO nano-pillar. The simulation results show electric potential, von Mises stress, and deformation in the ZnO nano-pillar. Both the experimental and computational works help characterize and optimize ZnO nano-pillar.

Keywords : ZnO nano-pillar, biomimetics, mechanosensory system

I. 서 론

자연계에 존재하는 포유류, 조류 및 곤충의 감각기관은 다양한 주파수대의 음파를 감지하거나 주변의 공기 유동을 고감도로 탐지하여 포식자의 위협으로부터 벗어나는 등의 탁월한 감각 능력을 지니고 있다. 이러한 감각기관의 일종인 포유류의 달팽이관 및 전정기관, 조류, 물고기의 옆줄이 가지고 있는 공통점은 유모세포(hair cell)라는 나노 크기의 필라(pillar) 형태의 기계적 감각수용기(mechanoreceptor)를 가지고 있다는 것이다.¹⁻³ 유모세포에는 나노스케일의 부동섬모(stereocilia)

가 존재하여 소리, 진동 및 유동을 감지하고, 감지된 기계적인 신호는 청각신경절(ganglion neuron)에서 생체전기신호로 변환되어 뇌의 청각중추신경에 전달된다.⁴ 예를 들면, 포유류의 청각기관 및 전정기관 등에 존재하는 부동섬모는 미세한 음파 또는 움직임을 감지하고, 물고기의 옆줄에 존재하는 부동섬모는 유체의 흐름을 감지하고 주변의 움직이는 물체를 감지한다. 곤충의 감각기관은 포유류와는 차이가 있지만 기능은 유사하다. 귀뚜라미, 메뚜기의 감각기관은 팀패널 기관(tympanal organ)이라고 하는 구조로 되어 있고, 그 외의 거의 모든 곤충의 감각기관은 존스톤 기관(Jonston's organ)이라는 기계적 감

각수용기 (mechanoreceptor)를 가지고 있다.⁵ 본 연구에서는 인간 및 동물의 청각기관 또는 평형기관과 물고기의 옆줄에 존재하는 나노스케일 부동섬모의 구조 및 원리에 대해서 살펴보고 인공 나노섬모의 해석 기술 그리고 인공 나노섬모의 제조 공정 기술에 관하여 소개하고자 한다.

II. 나노섬모의 연구배경

1. 나노스케일 부동섬모의 원리

사람의 내이(inner ear)에는 기계적 감각수용기인 유모세포 (hair cell)가 있고, 유모세포의 끝에는 부동섬모가 존재한다. 부동섬모는 청신호의 강도에 따라 생체전기신호를 뇌의 청각 중추신경에 전달하는 역할을 한다. 부동섬모의 개략도는 Figure 1에 주어지고 길이가 3~7 μm , 직경이 100~900 nm 범위에 있는 길이가 다른 막대들로 정렬되어 있다. 이들 부동섬모는 직경이 5 nm인 작은 팁 링크(tip link)에 의해서 서로 연결되어 있다. 외부자극이 들어오면 부동섬모들이 변형되면서 팁 링크가 늘어나게 되고 이온 채널이 열리어 양이온 (cation)이 들어가게 되어 멤브레인 전위가 변화하게 된다. 이로 인해 전기 신호가 발생하여 신경계를 통해 그 전기신호가 뇌로 전달되게 된다.^{6,7} Figure 2는 부동섬모의 이온채널의 작용을 도식적으로 보여준다.

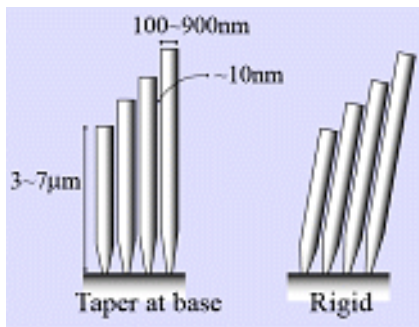


Figure 1. Schematic view of Stereocilia.

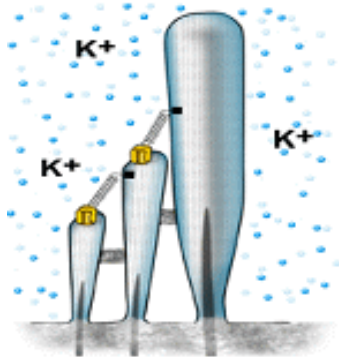


Figure 2. Generation of cations from Stereocilia.

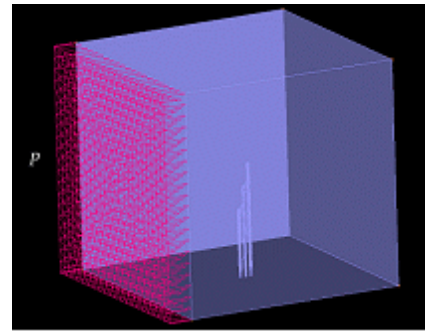


Figure 3. FSI model for Stereocilia and lymph liquid.¹¹

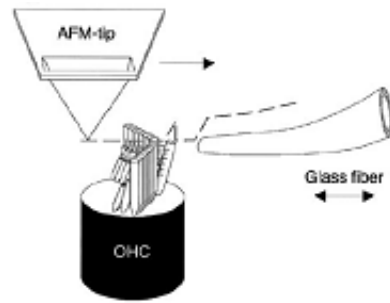
2. 해석기술

나노섬모와 같은 자연구조물의 해석을 위해서는 다중 스케일 해석과 다중 물리 해석 기법이 요구된다. 다중 스케일 해석은 연속체 방정식(continuum equation)이 적용되는 매크로영역과 분자동력학(molecular dynamics) 해석이 필요한 나노스케일의 바이오 구조물이 접해 있는 분야에 적용되며, 각각의 해석과 함께 이들의 커플링 문제가 중요하다. 다중물리 해석에서는 유체와 나노 물질 그리고 바이오 물질이 접해 있는 대상을 해석하기 위해 유체, 구조, 화학, 전기의 통합해석이 요구되며, 많은 데이터를 신속하게 처리할 수 있는 하드웨어가 필요하다. 나노섬모와 주변 유체간 상호 작용 해석을 위한 노력이 계속되고 있으나 아직은 단순화된 모델을 사용하는 수준에 그치고 있어 주변 유체의 상태 변화에 따른 나노섬모의 미시적 변화 예측은 아직 연구되고 있지 않다. 워싱턴 대학의 A. Salt는 부동섬모 주위의 달팽이관 유체에 대한 연구를 심층적으로 수행하였으며, endocochlear potential의 발생모델을 제시하였다.^{8,9} 1998년에 W. A. Svrcek-Seiler 연구팀은 부동섬모의 brownian motion에 대한 모델을 만들었다.¹⁰ 최근에는 한국기계연구원에서 Figure 3과 같이 부동섬모와 주변 유체와의 상호관계를 고려한 해석 (FSI: fluid structure interface)을 위하여 림프액인 유체공간을 설정하고, 유체공간 내에 부동섬모 번들이 존재하는 형상을 구현하여 해석을 수행하였다.¹¹ 한국기계연구원에서 수행한 ZnO 나노필라의 제작과 전기적 특성해석, 그리고 다중 물리 해석을 본 논문에서 자세하게 소개하도록 한다.

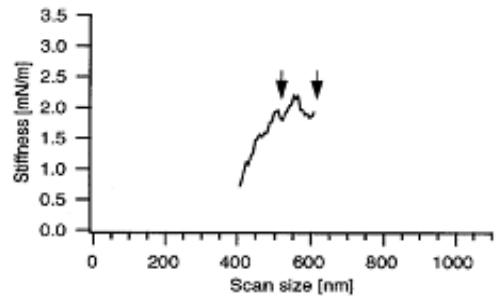
3. 측정기술

최근 원자력현미경(atomic force microscope) 및 SEM(scanning electron microscopy) 등의 미소스케일 구조물에 대한 계측 기술이 눈부시게 발달되었다. 이에 따라 내이의 청각감각기관인 달팽이관 및 평형감각기관인 전정기관 내에서의 유동과 생체막의 가진으로 음파 및 운동을 감지하는 부동섬모에 관한 연구가 활발하게 진행되고 있다. Georg von Bekesy는 음파에 대

한 베실러 멤브레인(basilar membrane)의 진동응답을 최초로 측정하여 1961년에 생리학 과 의학부문의 노벨상을 수상하였다. 그 이후 부동섬모의 기계적 물성뿐만 아니라 이온채널에 의한 기전원리에 대한 연구가 많이 수행되어 왔다. 1997년에 D. N. Furness 등은 부동섬모 번들 내의 접촉점 변형에 의한 기전 이온채널 개폐 가능성을 TEM(transmission electron micrograph)을 이용하여 연구하였다.¹² 1998년에 R. B. Silver 등은 confocal microscopy, SEM 등을 이용한 전정기관내의 섬모 측정으로 부동섬모의 지지구조 등에 대한 연구를 수행하였고,¹³ 2000년에 M. G. Langer 등은 SEM을 이용한 부동섬모의 탄성 및 이미지를 측정하였다.¹⁴ 2002년에 Valk는 guinea pig의 부동섬모를 SEM 및 TEM으로 관찰하기 위하여 화학적 처리를 수행하여 관찰한 결과, 부동섬모는 glyocalyx에 의해 둘러 싸여 있고, 팁 링크에 의해서 연결되어 있음을 확인하였다.¹⁵ 최근 한국기계연구원에서는 guinea pig의 등골을 달팽이관의 난원장에서 분리한 뒤, 달팽이관의 침단을 개방하고 2.5% glutaraldehyde (pH 7.2) 고정액으로 관류하였다. 또한 고정액 내에서 달팽이관의 기저 회전부에서 침단부까지 골 와우각, 혈관조, Reissner막, 개막의 순서로 제거하였다. Figure 4는 부동섬모의 샘플을 채취하고 탈수와 금 코팅 과정을 거쳐 환경주사 전자현미경에서 관찰한 결과이다. Figure 4(a)는 outer

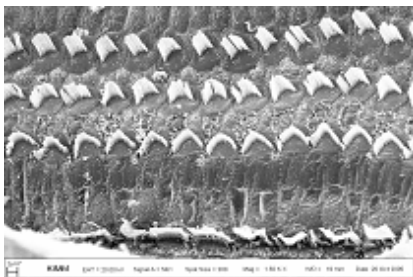


(a) Arrangement of OHC bundle

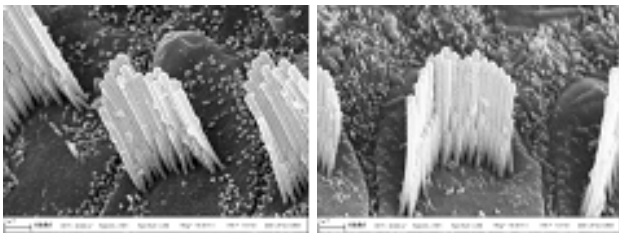


(b) Stiffness curve of the stereocilium

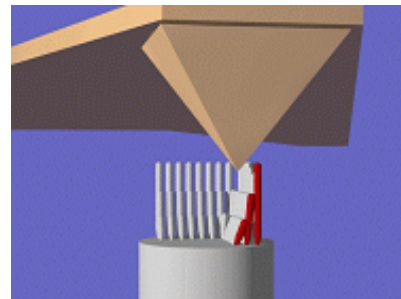
Figure 5. Mechanism of stiffness measurement of OHC bundle and their stiffness.¹⁶



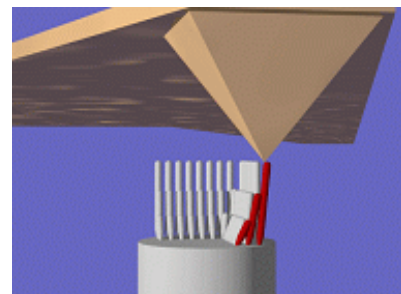
(a) Outer and inner hair cells



(b) Top, middle and bottom views of Stereocilia on outer hair cells
Figure 4. SEM images of Guinea pig's outer and inner hair cells.



(a) Before stiffness measurement



(b) In the middle of stiffness measurement

Figure 6. Schematic view of stiffness measurement.

hair cell(OHC)과 inner hair cell(IHC)의 전체를 관찰한 그림이고, Figure 4(b)는 outer hair cell의 상부, 중부, 하부를 관찰한

그림으로 각각의 형상과 제원이 다르다는 것을 알 수 있다.

2001년에 Langer는 Figure 5와 같이 Postnatal rats로부터 외곽 부동섬모를 연구하기 위해서 AFM tip을 사용하여 각각의 부동섬모를 스캐닝 하고, 스프링 상수 $2.5 \pm 0.6 \times 10^{-3} \text{N/m}$ 를 측정하였으며, 부동섬모 사이의 전달되는 힘을 측정하였다.¹⁶

Figure 6는 달팽이관의 부동섬모에 대한 강성을 측정하기 위한 모식도를 보여준다. Figure 6(a)는 AFM 캔틸레버와 부동섬모의 시험 전 상태를 보이고, Figure 6(b)는 AFM 캔틸레버가 수평으로 이동하면서 대상 부동섬모를 변형시키는 과정을 보이고 있다.

4. 제작공정기술

부동섬모를 모사하여 제작되는 ZnO 압전 나노필라는 인공 청각기능에 응용할 수 있을 뿐만 아니라 높은 민감도, 방향 감지, 기계적 평형 유지, 노이즈 이하의 소리감지가 가능한 장점이 있다. 때문에 기존의 막의 변형을 이용하는 음향 센서에 비해 크기는 줄이고 감도와 지향성을 획기적으로 개선시킬 수 있어 다양한 응용 가능성이 매우 크다. 인공 부동섬모를 만들기 위해서 F. Noca 등이 외부 압력 변화에 따라서 탄소나노튜브(CNT)의 변형과 휘어짐이 전기적 전위를 변화시킬 수 있다는 개념으로 시도한 것을 비롯하여 최근 몇 년 동안 많은 시도들이 행해져 왔다.¹⁷ 또한 Li 등이 알루미늄 양극산화막(AAO: anodized aluminum oxide)등을 이용해서 CNT를 자라게 하는 연구를 보고했고 이어서,¹⁸ 2002년에 J. Liang 등이 알루미늄 양극산화막을 이용하여 나노구멍 내부에 금속을 선택적으로 배열하고 에칭기술을 이용하여 나노 필라를 만드는 기술을 보고하였다.¹⁹

나노헤어 제작은 CNT 뿐만 아니라 폴리머를 녹여 사출성형하는 방법도 연구되고 있다. 독일 Fraunhofer 연구소에서는 UV 경화성 수지와 엠보싱 공정을 이용하여 종횡비는 대략 1인 무반사용 moth-eye 구조를 제작하였다.²⁰

본 연구팀은 고온에서 실리콘 웨이퍼에, 저온에서 유연기관에 ZnO 압전 나노필라를 성장시켰다. ZnO 나노필라는 압전특성이 있기 때문에 외부 힘이 가해지면 전하를 만들고, 외부 전기장이 가해지면 필라가 형태의 변형을 일으키는 특성이 있다. 그 실험공정과 ZnO 압전 나노필라의 특성은 IV. 실험방법과 V. 결과 및 고찰에서 자세하게 설명된다.

III. ZnO 나노필라 해석

압전물질은 외부의 변형에 의해서 전하를 발생시키고, 외부에서 electric potential을 가하면 모양의 변형이 일어난다. 이러한 특성으로 압전재료는 초음파 트랜스듀스, 압력센스, 마이크로폰, strain 센서, 정밀 액츄에이터 등의 분야에 응용되어왔

다.^{21,22} ZnO 압전 나노필라도 이러한 압전특성이 있기 때문에, 외부의 스트레스가 가해지면 모양이 변형되면서 전하를 발생한다. 이는 내이의 유모세포와 유사하여, 음파의 진동으로 ZnO 압전 나노필라가 변형을 하게 된다면, 그 변형량에 따라 일정양의 전하가 발생한다. 우리는 ZnO 압전 나노필라를 이용하여 내이의 유모세포를 자연모사하여 신개념의 완전 내부삽입형 인공와우를 개발하고자 본 연구를 수행중이다. 그러한 연구 단계의 일부로 본 논문에서는 ZnO 압전 나노필라의 제작과 기전특성 해석에 관하여 논하고자 한다.

ZnO 압전 나노필라의 제작과 성능의 최적화는 시간적으로나 금전적으로나 많은 투자가 필요한 연구이다. 본 실험과정을 단순화 시키고, 최적화하는 시간을 효율적으로 줄이기 위해서는 ZnO 압전 나노필라의 정적·동적 거동을 정확하게 이해하는 것이 필수이다. 따라서 ZnO 압전 나노필라를 정확하게 시뮬레이션 하는 방법을 개발하는 것은 ZnO 압전 나노필라의 전기적·구조적 특성을 이해하는데 중요한 출발점이다. 이러한 해석방법은 ZnO 압전 나노필라의 거동을 최적화하는 최선의 방법이다. 또한 시뮬레이션을 통하여 실험만으로는 예측할 수 없는 문제를 미리 예측하고 해결할 수 있다.

본 연구에서는 압전 나노필라를 시뮬레이션하기 위해서 유한요소법 (finite element method)에 기초한 COMSOL Multiphysics 프로그램을 사용하였다. Figure 7에서는 지름 50 nm, 길이 600 nm의 ZnO 나노필라의 상단면에 80 nN의 정적인 힘을 가하였을 때의 electric potential의 분포를 보여준다. 이때 최대 발생 전압은 0.306 V, 최저 전압은 -0.312 V로, 외부의 힘에 의해서 ZnO 나노필라에서 electric potential이 형성됨을 알 수 있다. 그림에서 보듯이 인장된 부분은 positive electric potential이 형성되어 양의 전하가 모이고, 압축된 부분은 negative electric potential이 형성되어 음의 전하가 모인다. 여기서 특이할 사항은 기저부의 electric potential이 전체적인 electric potential 분포와 상이한 형태로 나타나는 것이다. 이러한 기저부의 특이한 electric potential의 분포를 이해하기 위해서는 이

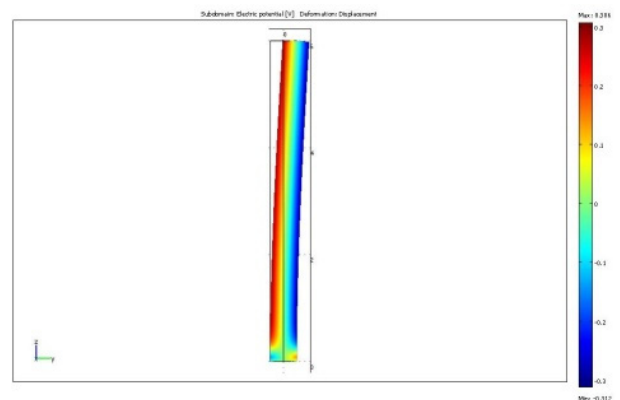


Figure 7. Electric potential in ZnO nano-pillar (diameter: 50 nm, length: 600 nm).

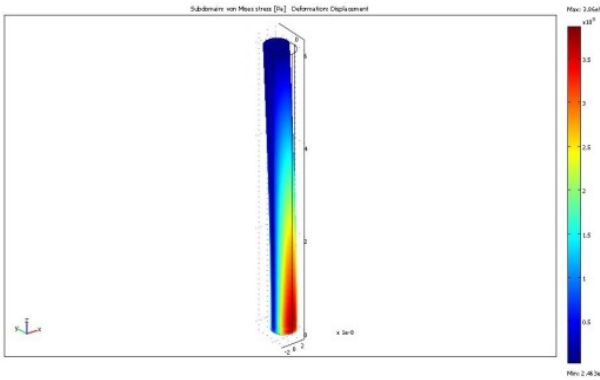


Figure 8. von Mises stress in ZnO nano pillar with 80 nN static force on the top surface.

론적으로 그리고 실험적으로 좀 더 연구가 진행되어야 한다.

Figure 8은 위와 동일한 외부 힘이 가해질 때 스트레스를 해석한 결과를 보여준다. 그림으로 알 수 있듯이 최대 von Mises 스트레스는 기저부에서 3.86 GPa이고 최저 von Mises 스트레스는 상단부에서 24.63 MPa로 나타났다. 또한 본 해석을 통하여 ZnO 나노필라의 상단 최대 변위는 13 μm, 최대 first principal strain은 0.0302임을 알 수 있었다.

ZnO 압전 나노필라의 시뮬레이션을 위하여 사용된 constitutive equations과 계수들은 식(1)~(4)에 주어진다. 식(1)에서 사용된 기호들은 'IEEE standard on piezoelectricity'의 규정을 따랐으며 S, T, E, D는 각각 변형률(strain), 응력(stress), electric field, electric displacement를 나타낸다. c_{pq} , e_{kp} , ϵ_{ik} 는 각각 linear elastic constant, linear piezoelectric constant, dielectric constant이다. 예시된 시뮬레이션을 위해서 사용된 c_{pq} , e_{kp} , ϵ_{ik} 의 값은 식(2)~(4)에 나타나 있다. 각 계수의 위첨자 'E'와 'S'는 그 계수의 측정 당시 electric field와 변형률(Strain)이 각각 상수라는 의미이다. 한 가지 기억할 사항은 아직 ZnO 나노필라에 대한 정확한 물성치가 보고되지 않은 관계로 본 해석을 위해서는 bulk ZnO 또는 박막 (thin film) ZnO의 물성치가 사용되었다.

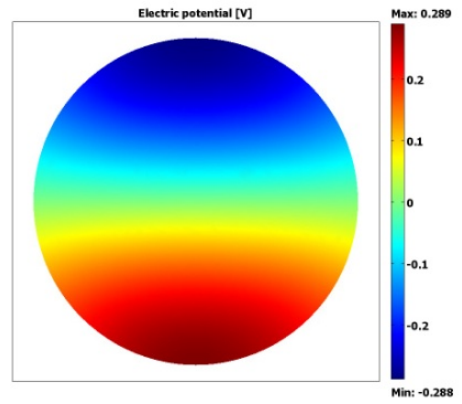
Figure 9(a)는 ZnO 나노필라의 기저부로부터 수직방향으로 500 nm에서 단면의 electric potential을 분포를 보여주며 Figure 9(b)는 (0, -25 nm, 500 nm)에서 (0, 25 nm, 500 nm)까지의 electric potential을 나타내준다. Figure 10은 ZnO 나노필라 끝에 sin(80 nN*time)의 힘을 주기적으로 주었을 때 필라 끝 외곽의 한 점(0, 25 nm, 600 nm)에서의 전압 변화를 시간 함수로 보여준다. 이와 같이, ZnO 나노필라의 끝에 수평방향으로 주기적인 힘을 가하면 전기적 특성 또한 주기적으로 나타남을 시뮬레이션을 통하여 알 수 있다. 이러한 시뮬레이션 결과는 실험 결과를 예측하는데 중요한 도구가 된다. 4장과 5장에서 설명될 AFM 팁을 이용한 ZnO 나노필라에서의 전류측정은 궁극적으로 이러한 해석과 서로 보완하며 최적의 공정과 디자인을 도출하는 과정이다.

$$\begin{aligned} T_p &= c_{pq}^E S_q - e_{kp} E_k \\ D_i &= e_{iq} S_q + \epsilon_{ik}^S E_k \end{aligned} \quad (1)$$

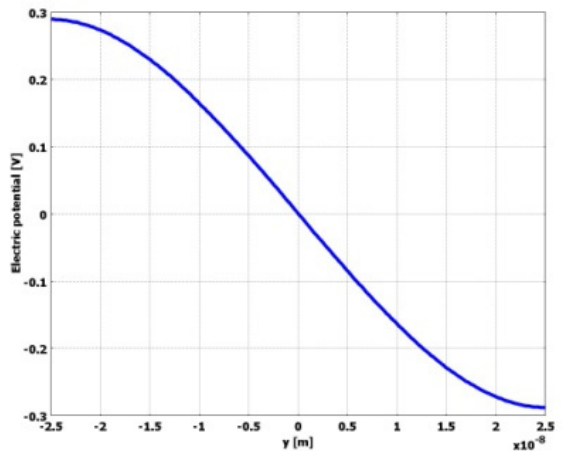
$$c_{pq} = \begin{pmatrix} 2.097e11 & 1.211e11 & 1.054e11 & 0 & 0 & 0 \\ 1.211e11 & 2.097e11 & 1.054e11 & 0 & 0 & 0 \\ 1.054e11 & 1.054e11 & 2.112e11 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 4.237e10 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 4.237e10 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 4.425e10 \end{pmatrix} [Pa] \quad (2)$$

$$e_{kp} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & -0.48 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -0.48 & 0 & 0 \\ -0.567 & -0.567 & 1.32 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} [C/m^2] \quad (3)$$

$$\epsilon_{ik} = \begin{pmatrix} 8.5446 & 0 & 0 \\ 0 & 8.5446 & 0 \\ 0 & 0 & 10.204 \end{pmatrix} \quad (4)$$



(a)



(b)

Figure 9. Electric potential at z=500 nm.

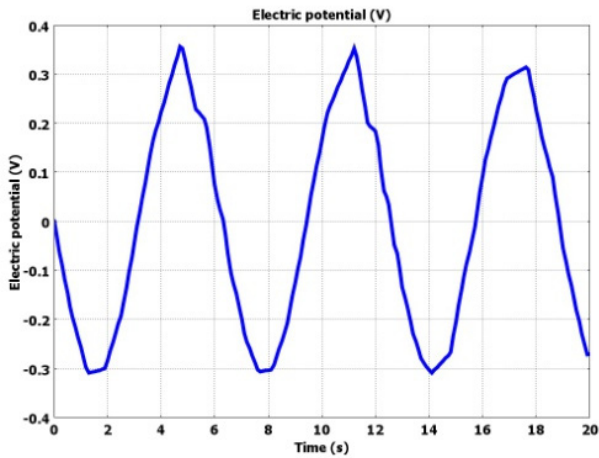


Figure 10. Electric potential at the end of the ZnO nano-pillar with periodic loading.

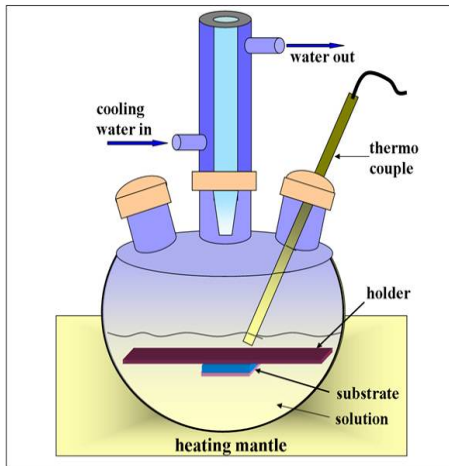


Figure 11. Schematic view of solution method setup.

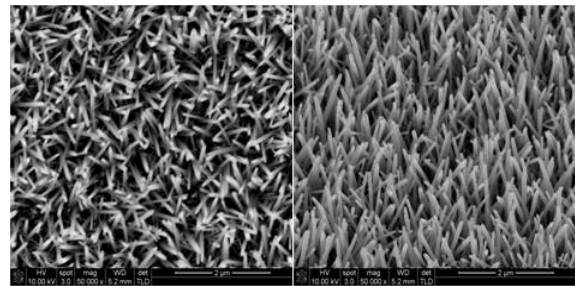
IV. 실험방법

본 실험에서는 ZnO 압전 나노필라를 성장시키기 위해서 기판에 ZnO seed 레이어를 증착하였다. 이를 위해서 RF magnetron sputtering을 이용하였으며 target은 ZnO(4N)를 사용하였다. RF power는 240 W를 사용하였고 증착 시 압력은 20mtorr로 조절하였다. Ar의 주입량은 16sccm, O₂의 주입량은 64sccm으로 고정하였다. 기판온도는 실온이며 ZnO 박막 두께는 50~60 nm이다. ZnO 나노필라를 성장시키는 방법으로는 고온성장법과 저온성장 법이 있다. 유연기판(flexible substrate)에 ZnO 나노필라를 성장시키기 위해서는 Figure 11에 보이는 저온성장 법 중 하나인 용액법을 사용하였다. ZnO 나노필라의 저온 성장을 위해서 용액에 zinc nitrate hexahydrate (Zn(NO₃)₂·6H₂O) 와 hexamethylenetetramine ((CH₂)₆N₄)를 DI

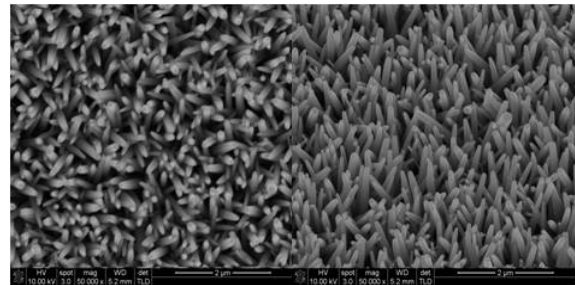
water에 합성하여 80도에서 6시간 동안 성장시켰다. 물농도에 따른 변화량을 알기 위해 세 종류의 다른 물농도(0.01 M, 0.05 M, 0.1 M)로 용액을 각각 합성하였다. ZnO 나노필라의 전류 특성을 알아보기 위해서 ZnO 박막을 포토리소그래피 공정을 통해서 패터닝 한 후 ZnO 나노필라를 선택적으로 성장시켰으며 성장된 나노필라의 물성 및 전기적 특성 분석을 하였다. 특성분석은 SEM, X-ray diffraction(XRD) 및 AFM을 사용하여 이루어졌다.

V. 결과 및 고찰

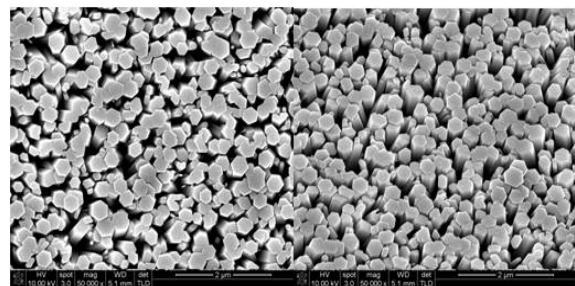
Figure 12는 ZnO 나노필라의 다양한 농도에 따른 SEM 사진이다. 각 사진마다 왼쪽은 위에서 본 사진이고 우측의 사진은 30도 경사각을 유지하며 찍은 사진이다. ZnO 나노필라의 지



(a) 0.01M



(b) 0.05M



(c) 0.1M

Figure 12. SEM images of ZnO nano-pillars grown at various molarity.

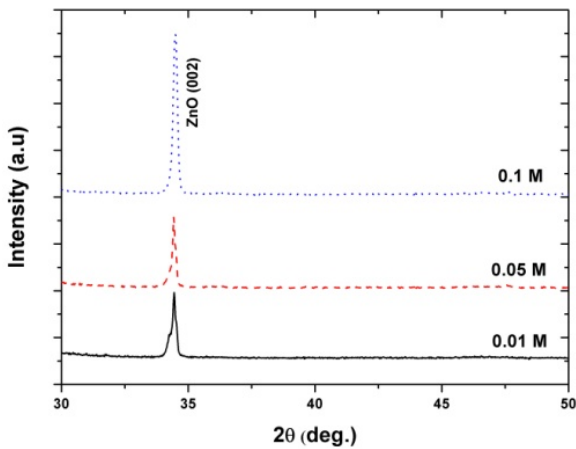


Figure 13. XRD spectra of ZnO nanowires grown at different molarity.

름은 0.01 M 일 때 63 nm, 0.05 M 일 때 80 nm, 0.1 M 일 때 300 nm인 것으로 관측되었다. 이 결과로 ZnO 나노와이어가 성장 될 때는 몰농도가 높을수록 지름이 커지는 것을 알 수 있다.

Figure 13은 ZnO 나노와이어의 XRD 특성 분석 결과를 보여주는 것이다. 0.01 M 일 때 34.44, 0.05 M 일 때 34.42, 0.1 M 일 때 34.48로 측정되었으며 이는 벌크 ZnO의 피크 34.4 (002) 방향과 비슷한 값이다. 따라서 몰농도의 변화에 따라 피크의 크기는 달라지지만 ZnO 나노와이어의 방향성에는 변화가 없는 것으로 확인되었다.

Figure 14는 선택적으로 패터닝된 ZnO 나노필라의 SEM 사진이다. 주어진 ‘KIMM’ 패턴은 포토리소그래피 공정으로 만들어졌다. Figure 15는 ‘K’자로 패터닝된 ZnO 나노필라를 AFM으로 측정한 morphology를 나타낸다. 확대된 그림에서 여러 ZnO 나노필라가 성장 된 것을 볼 수 있다.

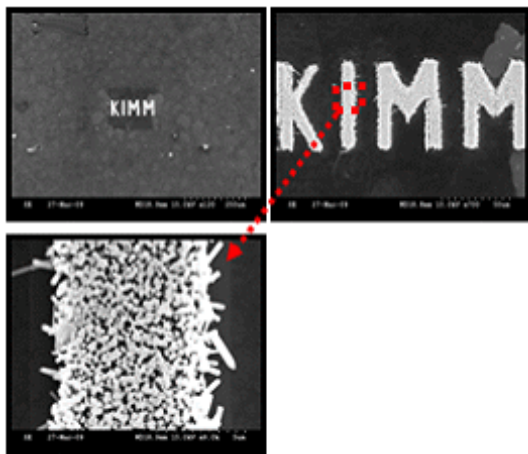


Figure 14. SEM images of patterned ZnO nanowire.

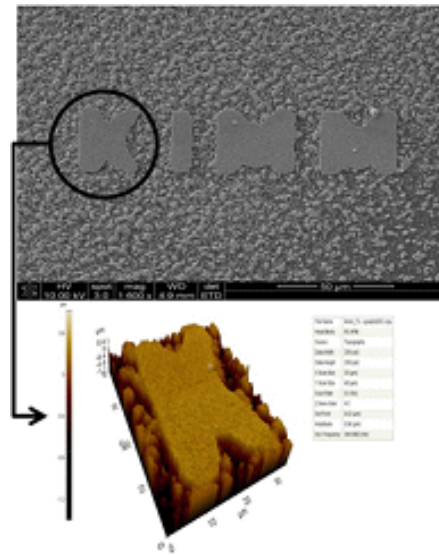


Figure 15. Patterned “K” morphology using AFM.

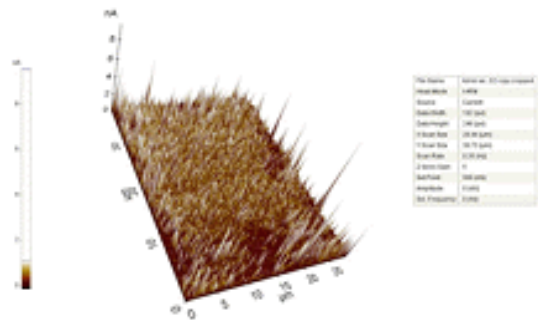


Figure 16. Measured current on the patterned “K” using I-AFM.

Figure 16은 I-AFM으로 측정된 ZnO 나노필라의 전류 값이다. 패터닝된 “K” 모양대로 각 나노필라마다 전류가 측정된 것을 볼 수 있다. 이는 ZnO 나노필라의 압전효과가 전기에너지로 변화하는 것을 보여준다. 즉 I-AFM tip과 ZnO 나노필라가 쇼트키장벽이 형성되어 전류가 발생 되는 것을 알 수 있다. 이러한 결과를 통해서 ZnO 나노필라가 압전효과를 가지고 있음을 알 수 있고, 이러한 특성은 많은 분야의 응용소자에 적용 될 수 있다.

VI. 결 론

본 연구에서는 나노섬모인 부동섬모를 모사하는 기술을 조사하였다. 나노섬모의 연구배경과 목적이 설명되었고, 자연계에 존재하는 부동섬모를 소개하고 작동원리도 설명되었다. ZnO 압전 나노필라를 이용하여 부동섬모를 모사하는 방법을 개략적으로 설명하였고, ZnO 압전 나노필라의 전기적, 구조적 정적·동적인 해석을 하였다. 해석 결과 지름 50 nm, 길이

600 nm의 ZnO 나노필라의 상단면에 80 nN의 정적인 힘을 가하였을 때 electric potential은 최대 0.306 V, 최저 -0.312 V로 나타났다. 그때의 최대 von Mises 스트레스는 기저부에서 3.86 GPa이고 최저 von Mises 스트레스는 상단부에서 24.63 MPa로 나타났으며, 상단 최대 변위는 13 μm , 최대 first principal strain은 0.0302임을 알 수 있었다. Si 웨이퍼와 유연기판에서의 ZnO 압전 나노필라 성장법이 소개되었고, 각각 다른 몰농도에 따른 ZnO 나노필라의 성장특성이 비교되었고 각각의 몰농도에서 성장된 ZnO 나노필라의 XRD 특성 분석이 이루어졌다. 포토리소그래피를 이용한 선택적 ZnO 나노필라 성장법이 소개되었고, 그에 따라 특정한 형태로 자란 ZnO 나노필라 영역에서의 morphology와 current가 측정되었다. 본 연구는 ZnO 압전 나노필라를 이용한 인공와우, 고감도 음향소자, 고감도 센서 등의 개발 가능성을 보여주었다.

참 고 문 헌

1. D. P. Corey, "What is the hair cell transduction channel?", *J. Physiol.*, **576**, 23 (2006).
2. P. S. Guth, P. Perin, C. H. Norris, and P. Valli, "The vestibular hair cells: Post-transactional signal processing", *Prog. Neurobio.*, **54**, 193 (1998).
3. M. Strassmaier and P. G. Gillespie, "The hair cell's transduction channel", *Cur. Opin. Neurobio.*, **12**, 380 (2002).
4. L. Chen, P. G. Trautwein, M. Shero, and R. J. Salvi, "Tuning, spontaneous activity and tonotopic map in chicken cochlear ganglion neurons following sound-induced hair cell loss and regeneration", *Hear. Res.*, **98**, 152 (1996).
5. D. Robert, M. P. Read, and R. R. Hoy, "The tympanal hearing organ of the parasitoid fly *Ormia ochracea* (Diptera, Tachinidae, Ormiini)", *Cell Tis. Res.*, **275**, 63 (1993).
6. R. J. Goodyear, W. Marcotti, C. J. Kros, and G. P. Richardson, "Development and properties of stereociliary link types in hair cells of the mouse cochlea", *J. Comp. Neur.*, **485**, 75 (2005).
7. B. Kachar, M. Parakkal, M. Kurc, Y. Zhao, and P. G. Gillespie, "High-resolution structure of hair-cell tip links", *Proc. Nat. Aca. Sci.*, **97**, 13336 (2000).
8. A. N. Salt and J. E. DeMott, "Longitudinal endolymph movements and endocochlear potential changes induced by stimulation at infrasonic frequencies", *J. Acou. Soc. Ame.*, **106**, 847 (1999).
9. S. S. Gill and A.N. Salt, "Quantitative differences in endolymphatic calcium and endocochlear potential between pigmented and albino guinea pigs", *Hear. Res.*, **113**, 191 (1997).
10. W. A. Svrcek-Seiler, I. C. Gebeshuber, F. Rattay, T. S. Biro, and Harald Markum, "Micromechanical Models for the Brownian Motion of Hair Cell Stereocilia", *J. Theo. Bio.*, **193**, 623 (1998).
11. Y. W. Hwang, D. Kim, P. W. Heo, S. J. Park, E. S. Yoon, "The Mechanical Model Analysis of the Stereocilia Bundle", *KSME fall conf.*, pp. 1702~1706 (2005).
12. D. N. Furness, D. E. Zetes, C. M. Hackney, and C. R. Steele, "Kinematic analysis of shear displacement as a means for operating mechanotransduction channels in the contact region between adjacent stereocilia of mammalian cochlear hair cells", *Proc. R. Soc. Lon. Biol. Sci.*, **264**, 45 (1997).
13. R. B. Silver, A. P. Reeves, A. Steinacker, and S. M. Highstein, "Examination of the cupula and stereocilia of the horizontal semicircular canal in the toadfish *Opsanus tau*", *J. Comp. Neur.*, **402**, 48 (1998).
14. M. G. Langer, A. Koitschev, H. Haase, U. Rexhausen, J. K. H. Hörber, and J. P. Ruppertsberg, "Mechanical stimulation of individual stereocilia of living cochlear hair cells by atomic force microscopy", *Ultramicro.*, **82**, 269 (2000).
15. W.L. Valk, M.L.Y.M. Oei, J.M. Segenhout, F. Dijk, I. Stokroos, F.W.J. Albers, "The Glycocalyx and Stereociliary Interconnections of the Vestibular Sensory Epithelia of the Guinea Pig, A Freeze-Fracture, Low-Voltage Cryo-SEM, SEM and TEM Study", *J. Oto-Lary.y, Head Neck sur.*, **64**, 242 (2002).
16. M. G. Langer, S. Fink, A. Koitschev, U. Rexhausen, J. K. H. Hörber, and J. P. Ruppertsberg, "Lateral Mechanical Coupling of Stereocilia in Cochlear Hair Bundles", *Biophys. J.*, **80**, 2608 (2001).
17. J. J. Zhou, F. Noca, and M. Gharib, "Flow conveying and diagnosis with carbon nanotube arrays", *Nanotech.*, **17**, 4845 (2006).
18. F. Li, L. Zhang, and R. M. Metzger, "On the Growth of Highly Ordered Pores in Anodized Aluminum Oxide", *Chem. Mater.*, **10**, 2470 (1998).
19. J. Liang, H. Chik, A. Yin, and J. Xu, "Two-dimensional lateral superlattices of nanostructures: Nonlithographic formation by anodic membrane template", *J. Appl. Phys.*, **91**, 2544 (2002).
20. A. Gombert, W. Glaubitt, K. Rose, J. Dreiholz, B. Bläsi, A. Heinzl, D. Sporn, W. Döll, and V. Wittwer, "Antireflective transparent covers for solar devices", *Solar Ener.*, **68**, 357 (2000).
21. H. S. Choi, J. L. Ding, A. Bandyopadhyay, and S. Bose, "Finite element analysis of piezoelectric thin film membrane structures", *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, **54**, 2036 (2007).
22. H. S. Choi, J. L. Ding, A. Bandyopadhyay, M. J. Anderson, and S. Bose, "Characterization and modeling of a piezoelectric micro-machined ultrasonic transducer with a very large length/width aspect ratio", *J. Micromech. Microeng.*, **18**, 10 (2008).