

## Al/PZT/RuO<sub>2</sub> 마이크로 캔틸레버의 제작과 공진 특성 전산모사

유응현 · 정용재<sup>†</sup> · 홍경일 · 최덕균 · 김태송\*

한양대학교 세라믹공학과

\*한국과학기술연구원 마이크로시스템 연구센터

(2001년 3월 29일 접수; 2001년 5월 31일 승인)

### Fabrication of Al/PZT/RuO<sub>2</sub> Micro Cantilever System and Computer Simulation of Resonant Characteristics

Woong Hyun Ryu, Yong-Chae Chung<sup>†</sup>, Kyung-Il Hong,  
Duck-Kyun Choi and Tae Song Kim\*

Department of Ceramic Engineering, Hanyang University, Seoul 133-791, Korea

\*Microsystem Research Center, Korea Institute of Science and Technology, Seoul 136-791, Korea

(Received March 29, 2001; Accepted May 31, 2001)

#### 초 록

본 연구에서는 마이크로 내시경용 바이오 센서로 응용하기 위한 Al/PZT/RuO<sub>2</sub>로 이루어진 마이크로 캔틸레버를 제작하였으며, 공진 특성 및 병원체의 흡착에 따른 공진 특성 그리고 검출 감도(sensitivity)에 미치는 구조적인 영향을 전산모사를 통하여 알아보았다. 길이 100  $\mu\text{m}$ , 폭 50  $\mu\text{m}$ , 두께 0.3  $\mu\text{m}$ /0.25  $\mu\text{m}$ /0.7  $\mu\text{m}$  (Al/PZT/RuO<sub>2</sub>)의 크기의 제작된 마이크로 캔틸레버는 89 kHz의 공진주파수를 가지고 있음을 전산모사를 통해 알 수 있었다. 바이오 센서로 응용될 때의 검출 감도는 흡착 질량의 증가에 비례하여 향상되었으며, 5% 이상의 검출 감도를 갖기 위해서는 흡착 질량이 약 5 나노그램 이상이 되어야 함을 확인할 수 있었다. 캔틸레버의 크기를 결정하는 길이, 폭, 두께 중 사용 주파수 대역은 길이의 조절을 통하여 결정할 수 있고, 검출 감도의 향상을 위해서는 가능한 한 두께를 얇게 해야 함을 알 수 있었다. 반면에 폭의 변화는 공진주파수나 검출 감도에 거의 영향을 미치지 않았다.

#### ABSTRACTS

The micro cantilever system of Al/PZT/RuO<sub>2</sub> was fabricated using MEMS technology for the application of micro endoscope biosensor. The resonance characteristics and sensitivity were simulated as a function of the size of cantilever and adsorbed mass. The resonance frequency of the fabricated micro cantilever system was found to be 89 kHz when the size of the system is 100  $\mu\text{m}$  long, 50  $\mu\text{m}$  wide and 0.3  $\mu\text{m}$ /0.25  $\mu\text{m}$ /0.7  $\mu\text{m}$  (Al/PZT/RuO<sub>2</sub>) thick. The sensitivity of the system was turned out to be proportional to the adsorbed mass. And it can be inferred that at least 5 nanograms of the adsorbed mass is required for 5% sensitivity. The length was found to be a dominant factor for the selection of required resonance frequency range. The sensitivity could be improved by making the cantilever as thinner as possible. On the other hand, the width had influenced very little on either the magnitude of resonance frequency or the sensitivity.

**Key words :** Micro cantilever, Biosensor, Simulation, ANSYS, Resonance characteristics

#### 1. 서 론

약 10여년 전부터 발전되어 온 MEMS 기술을 이용하여 지능형 마이크로 시스템의 제작을 목표로 많은 연구가 진행되고 있다. 지능형 마이크로 시스템은 마이크로 내시경이나 마이크로 PDA 등을 말하는데, 이 가운데서 마이크로 내시경은 인체 내를 이동하면서 질병을 진단하거나 치료하고 인체 내의 모습을 영상으로 보여주는 기능을 하는 시스템을

말한다. 마이크로 내시경이 이렇게 여러 가지 기능을 동시에 수행하려면, 센서, 초소형 배터리, 통신 모듈 등과 같이 많은 소자들이 탑재되어야 하는데, 그 중에서 질병을 일으키는 병원체를 검출하는 마이크로 바이오센서는 미세제작이 가능하고 체내에서 동시에 다종의 병원체를 검출할 수 있어야 병원체 검출 효율을 향상시킬 수 있다.

측정대상기관에 있는 미량의 병원균이나 체내 성분을 검출하는 방법에는 병원체의 흡착으로 인한 공진주파수 변화를 이용하는 방법, 흡착할 때 발생하는 반응열을 이용하는 방법, 흡착 전후 pH 변화를 이용하는 방법과 빛의 회절을

<sup>†</sup>Corresponding author : yongchae@hanyang.ac.kr

이용하는 방법 등 여러 가지 방법이 현재까지 제안되었다.<sup>1)</sup> 그 중 흡착 전후의 공진주파수 변화를 이용하는 압전 박막이 첨가된 캔틸레버 형태의 마이크로 바이오센서는 진동에 의한 역학적 에너지를 압전 박막이 전기적 신호로 발현함으로써 질병을 진단하게 되는데, 다른 방법에 비해 회로와의 일체화가 쉽고 마이크로 내시경의 탑재를 위한 미세 제작이 용이할 뿐만 아니라, 제작시 비교적 간단한 공정이 요구되는 장점이 있다.

일반적으로 마이크로 압전 액츄에이터(actuator)나 마이크로 센서로서 캔틸레버는 PZT 박막을 지지하기 위하여 기계적 성질이 우수한 Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>나 poly-Si이 지지대로 사용되고 있고 전극으로는 Au, Pt 등의 금속 물질이 사용되고 있다. 그러나 Au를 전극으로 사용할 경우는 PZT 박막과의 약한 접착력 문제로 Cr과 같이 사용하여야 하는 공정상의 번거로움이 있고, Pt의 경우는 PZT 박막의 피로, 노화 등의 열화 현상이 매우 크며<sup>2)</sup> 건식 식각이 어려워 미세 패턴을 형성하는데 어려움이 있는 것으로 알려져 있다.<sup>3)</sup> 반면에 산화물 전극층의 하나인 RuO<sub>2</sub>를 전극 물질로 사용하면 이미 여러 연구자들에 의해 보고된 바와 같이 PZT 박막의 피로 특성이 향상되며<sup>4)</sup> 건식 식각이 용이해 미세패턴의 형성이 가능하다. 또한 RuO<sub>2</sub>는 강성(stiffness)과 전도성을 동시에 지니고 있기 때문에 액츄에이터 제작시 지지대와 전극의 역할을 동시에 수행할 수 있는 장점이 있다.

본 연구에서는 PZT 박막의 상부전극으로 Al을, 하부전극으로 상기한 장점을 가지고 있는 RuO<sub>2</sub>를 사용한 마이크로 캔틸레버 시스템을 바이오센서로 채택하였다. 캔틸레버를 마이크로 내시경의 바이오센서로 직접 응용하려면 미량의 측정대상물질 흡착에 따른 공진주파수 변화를 충분히 감지할 수 있어야 하기 때문에 우수한 검출 감도(sensitivity)를 가지는 새로운 형태의 마이크로 캔틸레버 설계가 필요하고, 이를 위해서는 넓은 범위에서의 마이크로 캔틸레버의 공진 특성에 대한 기초 자료가 요구된다. 필요한 기초 자료를 실험을 통하여 확인할 때는 캔틸레버 제작과 공진 특성의 측정에 장시간이 걸리고 고비용이 소요되는 단점이 있다. 본 연구에서는 시간 단축과 비용 절감이 가능한 전산모사를 이용

하여 단시간 내에 요구되는 공진 특성을 가지는 마이크로 캔틸레버를 설계하고자 하는 목적을 가지고, 각 구조의 변화에 따른 캔틸레버 공진특성에 관하여 전산 모사 하였다.

## 2. 실험방법

Al/PZT/RuO<sub>2</sub> 마이크로 캔틸레버의 제작은 기존의 알려진 방법을 이용하여 제작하였다.<sup>5)</sup> 기판으로는 p-형 (100) Si 웨이퍼를 사용하였으며, 하부 전극 RuO<sub>2</sub> 박막과 PZT 박막을 RF 마그네트론 스퍼터링 방법을 이용하여 증착하였으며, 상부 전극 Al 박막을 열증착법(thermal evaporation)을 이용하여 증착하였다. Al 박막은 습식 식각으로, PZT 박막과 RuO<sub>2</sub> 박막 그리고 Si 웨이퍼는 RIE(Reactive Ion Etching)를 이용하여 식각하여 캔틸레버를 제작하였다.

마이크로 캔틸레버 공진 특성의 전산 모사에는 범용 유한요소해석 소프트웨어인 ANSYS(ANSYS사, 미국)가 사용되었다. ANSYS의 유한요소해석 과정은 크게 전처리(pre processing), 해석(solving), 후처리(post processing)의 세 부분으로 구성되는데,<sup>6)</sup> 전처리 과정에서는 CAD 작업을 통하여 상부 전극, PZT, 하부 전극으로 이루어진 캔틸레버의 기하모형을 생성시키고, 기하모형을 구성하는 물질의 성질(Table 1)<sup>7-9)</sup>을 정의한 후, 필요한 요소망을 생성시켰다. 구성물질의 성질을 정의할 때, PZT 박막에는 압전상수, 유전율, 밀도 그리고 탄성계수를 부여하였으며 상부전극인 Al과 하부전극인 RuO<sub>2</sub>에는 밀도와 탄성계수를 부여하였다. 해석 과정에서는 모델에 하중 및 구속 조건을 부여한 후 진동 해석을 하게 되는데, 캔틸레버가 한쪽이 고정된 형태이므로 이 부분에 해당하는 노드(node)의 모든 자유도를 구속한 후 진동 해석을 하였다. 마지막으로 후처리 과정에서는 해석 결과인 공진주파수와 진동 형상을 출력하였다.

## 3. 결과 및 고찰

상기된 바와 같이 이미 연구 보고된 Al/PZT/RuO<sub>2</sub> 마이크로 캔틸레버 제작 방법을 통하여 마이크로 캔틸레버를

Table 1. Material Properties of Micro Cantilever for Computer Simulation

	Density (kg/cm <sup>3</sup> )	Young's Modulus (Pa)	Piezoelectric Constant (C/m <sup>2</sup> )	Dielectric Constant (F/m)
Al	2700	$7.03 \times 10^{10}$	-	-
PZT	7500	$c_{11} = 13.2 \times 10^{10}$ $c_{12} = 7.1 \times 10^{10}$ $c_{13} = 7.3 \times 10^{10}$ $c_{33} = 11.5 \times 10^{10}$ $c_{44} = 3.0 \times 10^{10}$ $c_{55} = 2.6 \times 10^{10}$ $c_{66} = 2.6 \times 10^{10}$	$e_{13} = -4.1$ $e_{23} = -4.1$ $e_{33} = 14.1$ $e_{52} = 10.5$ $e_{61} = 10.5$	$\epsilon_{11} = 7.124 \times 10^{-9}$ $\epsilon_{22} = 7.124 \times 10^{-9}$ $\epsilon_{33} = 5.841 \times 10^{-9}$
RuO <sub>2</sub>	7050	$1.8 \times 10^{11}$	-	-

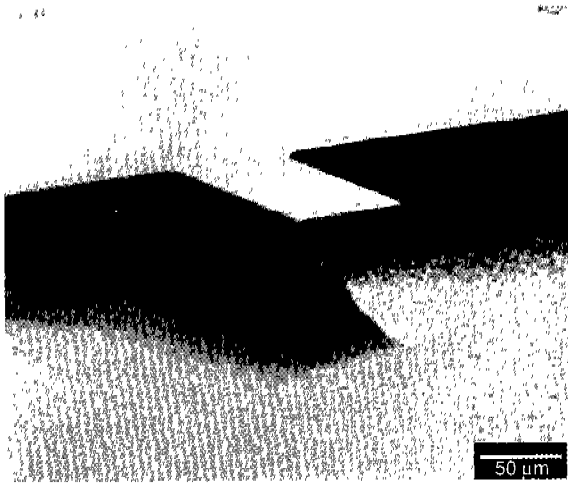


Fig. 1. The fabricated micro cantilever consists of 0.30  $\mu\text{m}$ -thick-Al, 0.25  $\mu\text{m}$ -thick-PZT, 0.7  $\mu\text{m}$ -thick-RuO<sub>2</sub> multilayer with width 50  $\mu\text{m}$ , length 100  $\mu\text{m}$ .

Fig. 1과 같이 제작하였다. 이전 연구 결과에 의하면 캔틸레버를 구성하는 물질간의 열팽창 계수의 차이로 인한 잔류 응력에 의해 캔틸레버의 휨이 발생하는 것으로 알려져 있다.<sup>5)</sup> 따라서 잔류 응력에 의해 휨이 발생하지 않도록 RuO<sub>2</sub>의 두께를 0.7  $\mu\text{m}$ 로 하여 휨의 발생을 방지한 결과, 그림에서 보는 바와 같이 매우 평활한 형상의 캔틸레버 제작이 가능하였다. 캔틸레버의 크기는 길이가 100  $\mu\text{m}$ , 폭이 50  $\mu\text{m}$ 이고 각 박막의 두께는 0.3  $\mu\text{m}$ /0.25  $\mu\text{m}$ /0.7  $\mu\text{m}$ (Al/PZT/RuO<sub>2</sub>)이다.

제작된 마이크로 캔틸레버의 공진 특성 전산모사를 위해서 전극인 Al과 RuO<sub>2</sub>의 poisson 비를 기본값인 0.3으로 정의하였고, 기하 모델로부터 진동 해석을 위한 요소 모델을 생성시킬 때 모든 기하 모델에 동일하게 free mesh를 적용시켰다. 주어진 요소 모델의 진동 해석(modal analysis)에서 사용이 가능한 고유치 해석 방법으로는 가장 일반적인 해석 방법인 block lanczos 방법 외에 subspace 방법, power dynamics 방법, reduced 방법, unsymmetric 방법, damped 방법, QR damped 방법이 있으나,<sup>10)</sup> 압전 성질을 가지는 PZT 박막에 대한 진동 해석이 필요한 본 연구에서는 오로지 reduced 방법만이 적용 가능하였다. Reduced 방법을 적용하여 해석하기 위해서 필요한 수치들로는 Master Degrees of Freedom(MDF), 추출할 모드 수, 해석 후 출력할 모드 수가 있다. MDF는 구조물의 역학적 거동을 잘 해석하기 위해 충분히 커야 하며 적어도 추출할 모드 수의 두 배 이상의 값을 가져야 하므로,<sup>10)</sup> 본 연구에서는 MDF를 100으로, 추출할 모드 수를 10, 출력할 모드 수를 10으로 적용한 후 해석하였다.

앞서 언급한 바와 같이 결정된 조건들을 이용하여 마이크로 캔틸레버의 구조 변화가 공진 특성에 미치는 영향을 알아보기 위하여, 제작한 마이크로 캔틸레버의 크기인 길이

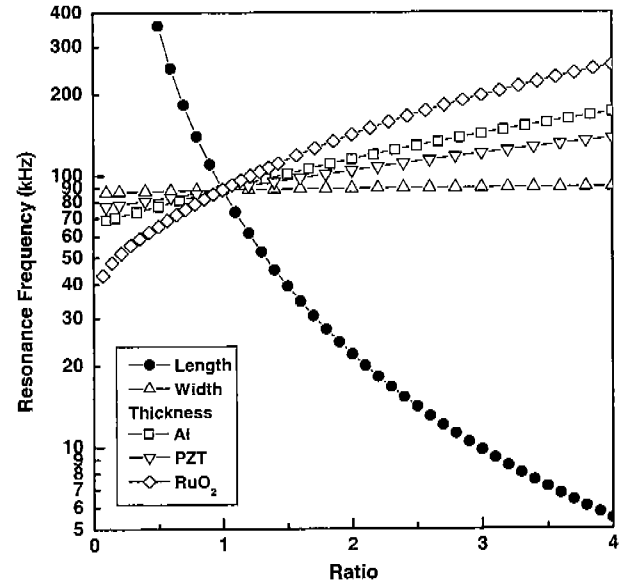


Fig. 2. Resonance frequency characteristics as a function of ratio.

100  $\mu\text{m}$ , 폭 50  $\mu\text{m}$ , 두께 0.3  $\mu\text{m}$ /0.25  $\mu\text{m}$ /0.7  $\mu\text{m}$ 를 1로 표준화하여 길이, 폭, 두께 변화를 식 (1)과 같이 상대적인 비율로 변화시키며 진동해석을 하였다(Fig. 2).

$$\text{Ratio} = \frac{a}{a_0} \quad (1)$$

여기서  $a_0$ 는 제작된 캔틸레버의 크기, 즉 길이의 경우는 100  $\mu\text{m}$ , 폭의 경우는 50  $\mu\text{m}$ , 두께의 경우는 0.3  $\mu\text{m}$ /0.25  $\mu\text{m}$ /0.7  $\mu\text{m}$ (Al/PZT/RuO<sub>2</sub>)를 의미하며,  $a$ 는 변화되는 캔틸레버의 길이, 폭, 두께를 나타낸다.

Fig. 2에서 볼 수 있듯이 제작된 마이크로 캔틸레버는 89 kHz의 공진주파수를 가지고, 각 구조인자에 해당하는 ratio의 변화가 공진주파수의 변화에 미치는 영향은 각각 다르게 나타남을 알 수 있었다. 제작된 캔틸레버를 기준으로 길이 ratio가 감소함에 따라 캔틸레버의 공진주파수는 급격하게 증가하였으며, ratio가 0.5가 되었을 때는 358 kHz를 나타내었다. 그리고 제작된 캔틸레버를 기준으로 길이가 증가함에 따라서는 공진주파수가 감소하였는데 ratio가 4가 되었을 때 5.5 kHz를 나타내었다. 반면에 캔틸레버의 폭의 변화에 대해서는 공진주파수가 89 kHz에서 거의 변화하지 않았다. 캔틸레버의 두께 변화에 대해서는 각 구성물질의 두께가 증가함에 따라 공진주파수가 증가하는 선형적인 비례 관계를 보이고 있다. 비례 정도는 그림에서 보는 바와 같이 압전 박막인 PZT 층의 두께 변화에 가장 둔감하고, 강성이 가장 큰 하부전극인 RuO<sub>2</sub> 층의 두께 변화에 가장 민감하게 나타났다. 그러나 RuO<sub>2</sub> 층의 두께 변화에 따른 공진주파수의 변화폭은 비슷한 ratio 변화 대역에서 길이 변화에 따른 공진주파수의 변화폭에 비해 상대적으로 미약한 것을 전산모사

결과로 확인할 수 있었다.

병원체 흡착시 검출 감도의 변화를 분석하기 위하여 우선 검출 감도를 흡착 전후의 공진주파수의 변화율로 정의하였다.

$$\text{검출 감도} = \frac{f_{\text{after}} - f_{\text{before}}}{f_{\text{before}}} \times 100 (\%) \quad (2)$$

여기서  $f_{\text{after}}$ 는 병원체가 흡착된 후의 캔틸레버의 공진주파수,  $f_{\text{before}}$ 는 흡착되기 전의 캔틸레버의 공진주파수이며, 병원체가 흡착했을 때 공진주파수를 계산하기 위해서 마이크로 캔틸레버의 상부전극인 Al의 표면에만 병원체가 흡착되어 흡착층을 형성하는 상황을 설정하였다.

공진주파수 계산에 필요한 흡착층의 밀도는 대부분의 유기물질이  $1000 \text{ kg/m}^3 \pm 200 \text{ kg/m}^3$ 를 가지는 것에 착안하여<sup>12)</sup> 본 계산에서는  $1000 \text{ kg/m}^3$ 으로 정의하였고, 대부분의 천연 고무가 5 MPa 이하의 탄성계수를 가지므로<sup>13)</sup> 흡착층의 탄성계수를 5 MPa로 정의하였다. Poisson 비는 전극과 마찬가지로 기본값인 0.3으로 가정하였다.

계산된 흡착질량과 검출 감도와와의 관계를 Fig. 3에 나타내었다. 그림에서 나타내는 흡착 질량과 검출 감도와와의 관계는 제작된 캔틸레버에 해당하는 것으로 크기는 길이가 100  $\mu\text{m}$ , 폭이 50  $\mu\text{m}$ , 두께가 0.3  $\mu\text{m}/0.25 \mu\text{m}/0.7 \mu\text{m}$ (Al/PZT/RuO<sub>2</sub>)이다. 병원체 흡착은 캔틸레버의 공진주파수를 흡착 전의 공진주파수에 비해 상대적으로 감소시켰으며, 흡착 질량이 증가함에 따라서 검출 감도가 선형적으로 증가하는 것을 알 수 있는데, 이는 흡착된 병원체의 무게가 무거울수록 검출 감도가 좋아진다는 것을 의미한다. 만약 본 연구팀

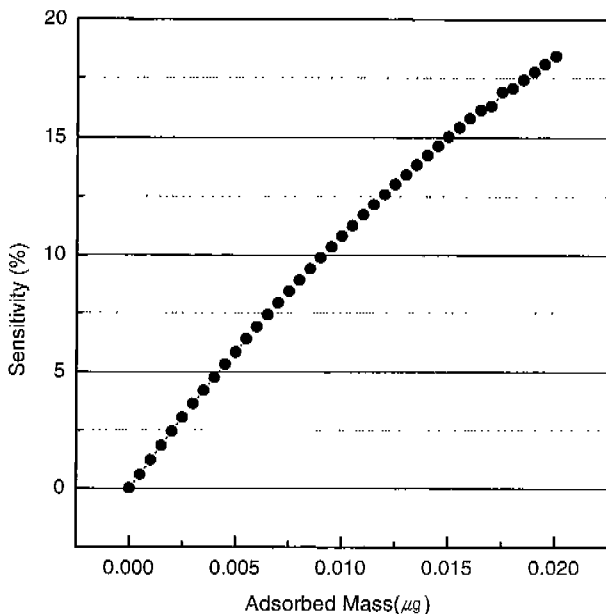


Fig. 3. Sensitivity characteristics as a function of adsorbed mass.

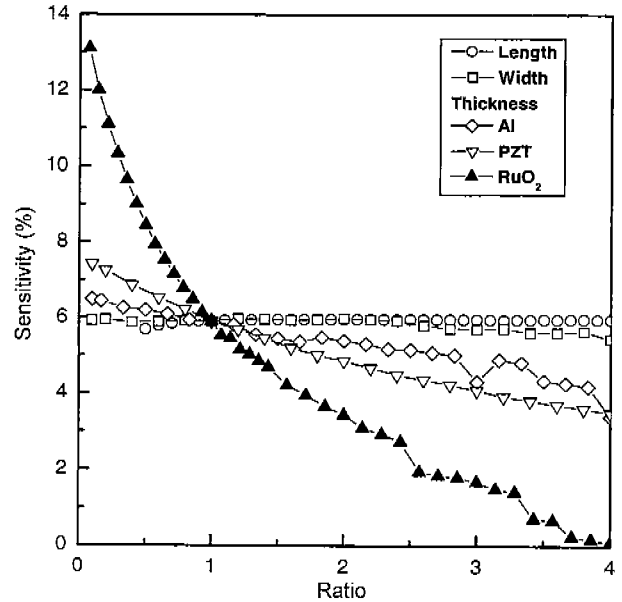


Fig. 4. Sensitivity characteristics as a function of ratio.

에서 제작된 마이크로 캔틸레버가 마이크로 내시경용 바이오센서로 사용될 때, 5% 이상의 검출 감도가 요구된다면 흡착 질량이 약 5 나노그램 이상이 되어야 함을 계산 결과로부터 확인할 수 있었다.

캔틸레버의 구조 변화와 검출 감도와와의 관계를 분석하기 위하여 앞서 언급한 바와 같이 제작된 캔틸레버의 크기를 기준으로 구조를 변화시키며 검출 감도를 계산하였는데(Fig. 4), 이때 단위 면적당 흡착되는 병원체의 질량을  $1 \times 10^{-3} \text{ kg/m}^2$ 로 고정시켰다. 그림에서 보는 바와 같이 캔틸레버의 길이 변화나 폭의 변화에 대해서는 검출 감도가 6%에서 거의 변화하고 있지 않았으나 두께 변화에 대해서는 검출 감도가 반비례 하는 것을 알 수 있었다. 즉, 모든 박막에 대해서 두께가 얇아질수록 검출 감도가 증가하고 두께가 두꺼워질수록 검출 감도가 감소하였는데, 특히 강성이 큰 하부전극인 RuO<sub>2</sub>의 두께 변화에 검출 감도가 가장 민감하게 나타났다.

#### 4. 결 론

길이가 100  $\mu\text{m}$ , 폭이 50  $\mu\text{m}$ , 두께가 0.3  $\mu\text{m}/0.25 \mu\text{m}/0.7 \mu\text{m}$ (Al/PZT/RuO<sub>2</sub>)인 Al/PZT/RuO<sub>2</sub> 마이크로 캔틸레버를 제작하였다. 전산모사 결과 제작된 마이크로 캔틸레버는 공진주파수가 89 kHz를 나타내었으며, 약 5 나노그램 흡착시 5%의 검출 감도를 보였다. 마이크로 캔틸레버의 길이에 따라서는 공진주파수가 지수 함수적으로 감소하지만, 폭의 변화에 따라서는 거의 변화하지 않았으며, 두께의 증가에 따라서는 공진주파수가 선형적으로 증가하였다. 특히 캔틸레버의 구성 물질 중 RuO<sub>2</sub>의 두께 변화에 가장 민감하였

으나, 그 변화폭은 길이 변화에 따른 공진주파수 변화폭에 비해 상대적으로 작게 나타났다. 병원체의 흡착은 공진주파수를 흡착 전의 공진주파수에 비해 감소시켰고, 흡착 질량의 증가는 검출 감도를 향상시켰다. 검출 감도는 두께가 감소할수록 증가하였고, 캔틸레버의 길이나 폭의 영향은 거의 없는 것으로 나타났다.

이러한 전산모사 결과는 마이크로 캔틸레버를 마이크로 내시경용 바이오센서로 응용할 때, 사용하고자 하는 공진주파수 대역은 길이의 조절을 통하여 결정할 수 있고, 두께를 얇게 하여 검출 감도를 향상시킬 수 있으며, 공진주파수나 검출 감도에 거의 영향을 미치지 않는 두께는 그 폭을 최대한 좁게 하여 마이크로 내시경에 탑재할 센서 어레이의 수를 증가시킬 수 있음을 확인시켜 주었고, 최적의 검출 감도를 가지는 마이크로 바이오 센서 디자인을 위한 기초 자료로 활용이 가능하리라고 사료된다.

### 감사의 글

본 내용은 과학기술부 21세기 프론티어개발사업 중 “지능형마이크로시스템개발사업단”의 연구비 지원을 받아 수행한 연구결과입니다.

### REFERENCES

1. G. T. A. Kovacs, "Micromachined Transducers Sourcebook," p221, McGraw-Hill, Boston, 1998.
2. 황철성, "고유전율 박막재료의 ULSI-DRAM에서의 응용 현상과 전망," 요업재료의 과학과 기술, 9(6), 605-611 (1994).
3. H. N. Al-Shareef, K. R. Bellur, O. Auciello and A. I. Kingon, "Fatigue and Retention of  $Pb(ZrO_{0.53}T_{0.47})O_3$  Thin Film Capacitors with Pt and  $RuO_2$  Electrodes," *Integrated Ferroelectrics*, 5, 185-196 (1994).
4. H. N. Al-Shareef, A. I. Kingon, X. Chen, K. R. Bellur and O. Auciello, "Contribution of Electrodes and Microstructures to the Electrical Properties of  $Pb(ZrO_{0.53}T_{0.47})O_3$  Thin Film Capacitors," *J. Mater. Res.*, 9(11), 2968-2975 (1994).
5. S-H. Lee, M-S. Jeon, K-I. Hong, J-W. Lee, C-K. Kim and D-K. Choi, "Cantilever Type Lead Zirconate Titanate Microactuator Utilizing Ruthenium Oxide," *Jpn. J. Appl. Phys.*, 39(5), 2859-2862 (2000).
6. 손창현, "Introduction to Finite Element Analysis Using ANSYS," 3rd E., 계림, pp. 30 (1999).
7. ANSYS Verification Manual, 3rd E., pp. 175.1-175.2, Houston.
8. D. R. Lide, "CRC Handbook of Chemistry and Physics," 81st E., pp. 3-83, CRC press, New York, 2000.
9. 이선호, 홍경일, 최덕균, "산화물 전극을 이용한 압전 마이크로 액츄에이터 제작," Proceeding of the 1st KIEE Symposium, 15, 1999.
10. ANSYS Structural Analysis Guide, pp. 3-3-3-5, Houston.
11. C. K. Lee, T. Itoh, R. Maeda and T. Suga, "Characterization of Micromachined Piezoelectric PZT Force Sensors for Dynamic Scanning Microscopy," *Rew. Sci. Instrum.*, 68(5), 2091-2099 (1997).
12. D. R. Lide, "CRC Handbook of Chemistry and Physics," 81st E., pp. 3-3-3-330, CRC press, New York, 2000.
13. N. A. Waterman and M. F. Ashby, "The Materials Selector," 2nd E., 3, 490-491, Chapman & Hall, London, 1997.