

공진 기반 마이크로기계 생화학 센싱 구조물의 해석

여민구[†]·신윤혁*·임홍재**·임시형**

Analysis of Resonance Based Micromechanical Bio-Chemical Sensing Structures

Minku Yeo, Yoonhyuck Shin , Hong Jae Yim and Si-Hyung Lim

Key Words: Bio-Chemical Sensor(바이오-케미컬 센서), MEMS(멤스), Micro-Cantilever(초소형-외팔보), Resonance(공진), Surface Stress(표면 응력)

Abstract

A microcantilever is a well-known MEMS structure for sensing bio-chemical molecules. When bio-chemical molecules are adsorbed on the microcantilever's surface, resonance frequency shift is generated. There are two issues in this phenomena. The first one is which one between mass change and surface stress change effects is more dominant on the resonance frequency shift. The second one is what will be the performance change when the boundary condition is changed from cantilevers to double clamped beams. We have studied the effect of surface stress change and compared it with that of mass change by using FEM analysis. Furthermore, for microstructures having different boundary conditions, we have studied Q-factor, which determines the detection limit of micro/nano mechanical sensors.

기호설명

t_s : SiNx 의 두께

t_f : Au 의 두께

σ : 표면 응력

Δf_{tot} : 전체 주파수 변화

Δf_m : 질량 변화에 의한 주파수 변화

Δf_σ : 표면 응력 변화에 의한 주파수 변화

Q : 양호도 (Quality factor)

k_n : n 번째 진동 모드의 진동수 계산 계수

ρ_c : 마이크로캔틸레버의 밀도

E : 영의 계수 (Young's modulus)

μ : 점성 계수

ρ_a : 공기 밀도

h_n : 열잡음 (Thermal noise)

k_B : 볼츠만 상수 (Boltzmann Constant)

B : 대역폭 (Bandwidth)

k : 스프링 상수

1. 서 론

최근 MEMS (Micro Electro-Mechanical System) 기술의 발전으로 초소형 구조물들을 이용한 바이오-케미컬 물질을 감지해 내는 센서들의 개발이 많이 이루어지고 있다. 이러한 초소형 구조물을 기반으로 한 센서들은 소형화에 용이하고 대량 생산이 가능하며, 높은 응답성, 정밀도 및 큰 신뢰성을 얻을 수 있다는 장점이 있다. 또한, 센서 어레이화가 가능하고 하나의 전자 회로 칩 위에 초소형 기계 전자 구성 요소들의 통합이 가능하

[†] 국민대학교 자동차전문대학원

E-mail : blue3412@gmail.com

TEL : (02)910-5032 FAX : (02)910-4839

* 국민대학교 기계설계대학원

** 국민대학교 기계자동차공학부

기 때문에 미래를 이끌어갈 기술로서 활발한 연구가 이루어지고 있다.

본 연구에서는, 한쪽 끝단을 고정시킨 마이크로캔틸레버 구조물과 양 끝단을 고정시킨 마이크로브리지 구조물에 대하여, 구조물의 경계 조건 변화에서 오는 바이오-케미컬 센서 구조물로서 나타날 수 있는 특성 차이를 비교하였다.

첫 번째로, 마이크로캔틸레버는 바이오-케미컬 분자가 캔틸레버의 표면에 흡착되었을 때 공진 주파수의 변화량이나, 캔틸레버의 굽힘 정도를 이용하여 바이오-케미컬 분자들을 검출한다[1-6]. 하지만, 이때 발생하는 공진 주파수의 변화가 바이오-케미컬 분자가 캔틸레버에 흡착될 때 발생하는 질량 변화에 의한 영향인지[7], 표면 응력 변화의 영향인지[8], 또는 두 가지 중 어떤 영향이 더 큰지가 명확하지 않다. 본 연구에서는 마이크로캔틸레버와 마이크로브리지 구조물에 대하여 각각 질량에 대한 민감도와, 표면 응력에 대한 민감도, 그리고 두 가지 초소형 구조물에 질량 변화와 표면응력 변화가 동시에 일어날 경우 전체주파수 변화에 기여하는 정도를 상용 유한요소 프로그램 ANSYS 를 이용하여 연구하였다.

두 번째로, 마이크로캔틸레버와 마이크로브리지의 Q-factor 이론식을 이용하여 Q-factor 특성을 알아보았다. 여기에서, Q-factor 는 마이크로캔틸레버와 마이크로브리지 구조물의 열잡음에 영향을 미치는 인자로서 센서의 검출 한계를 결정짓는 중요한 인자이다.

2. 생화학 반응에 대한 센서 민감도 해석

2.1 모델링

기계적인 공진 주파수의 변화를 이용하여 바이오-케미컬 분자를 검출하는 초소형 구조물로서, Figure 1 과 같이 한쪽 끝단을 고정된 마이크로캔틸레버와 양쪽 끝단을 고정된 마이크로브리지를 해석 대상으로 한다.

2.1.1 물성치

해석에 사용된 마이크로캔틸레버와 마이크로브리지는 $90\ \mu\text{m}(L) \times 30\ \mu\text{m}(w) \times 2\ \mu\text{m}(t_s)$ 크기의 SiNx 의 표면 위에 $50\ \text{nm}(t_f)$ 의 두께로 Au 가 코팅되었다. 각 재료의 물성치는 Table 1 에 나타냈다.

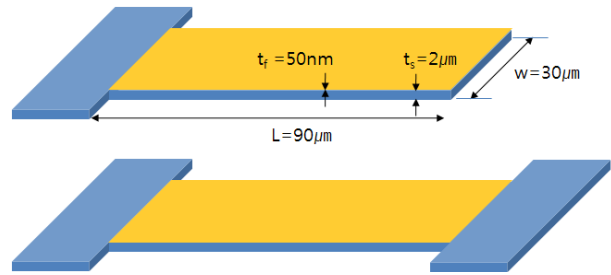


Fig. 1 Schematic of a microcantilever and a microbridge

Table 1 Material properties[1]

	Au	SiNx
Young's modulus	70 GPa	100 GPa
Poisson's ratio	0.35	0.27
Density	19,300 kg/m ³	2,400 kg/m ³
Thermal expansion coeff	$14.2 \times 10^{-6} / \text{K}$	$0.8 \times 10^{-6} / \text{K}$

2.2 질량 민감도

상용 유한 요소 해석 프로그램인 ANSYS 를 이용하여 마이크로캔틸레버와 마이크로브리지의 모달 해석을 수행하였다. 각 구조물의 Au 의 표면 위에서, 바이오-케미컬 분자가 흡착되는 질량 변화에 따라 발생하는 1차 공진 주파수의 변화를 Figure 2 에 나타내었다. 바이오-케미컬 분자가 흡착되지 않은 상태에서, 마이크로브리지의 경우 초기 공진 주파수가 1,576,455 Hz 로 마이크로캔틸레버의 초기 공진 주파수 245,792 Hz 보다 크

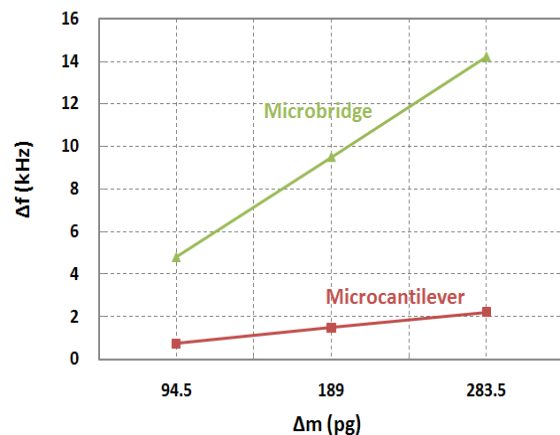


Fig. 2 Frequency shifts of a microcantilever and a microbridge for mass changes

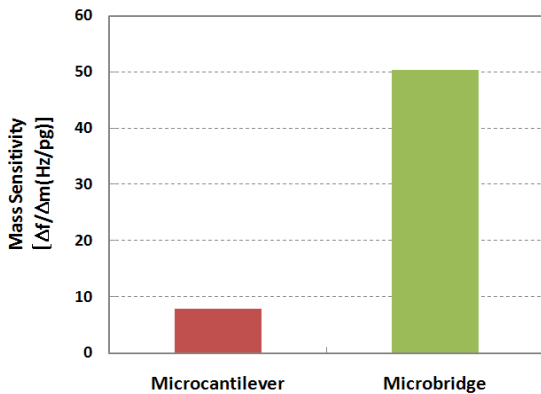


Fig. 3 Mass sensitivity of a microcantilever and a microbridge

게 나타나며, 질량 변화에 따른 주파수 변화도 급격하게 변하는 것을 알 수 있다. 이때, 공진주파수는 구조물의 표면 위에 흡착되는 질량이 증가할수록 음의 방향으로 증가한다. Figure 3에서 보이는 바와 같이 마이크로캔틸레버와 마이크로브리지의 질량에 대한 민감도는 각각 7.83 Hz/pg, 50.38 Hz/pg 으로 마이크로브리지의 경우가 마이크로캔틸레버 보다 6배정도 큰 질량 민감도를 보였다.

2.3 표면 응력 민감도

2.2 절과 마찬가지로 상용 유한 요소 해석 프로그램인 ANSYS 를 이용하여 공진하는 마이크로캔틸레버와 마이크로브리지 구조물에 바이오-케미컬 분자들이 흡착되었을 경우 발생하는 표면 응력 변화에 대한 공진 주파수 변화에 대하여 해석을 수행하였다.

Figure 4 에 보여지는 바와 같이, 해석 결과 마이크로캔틸레버의 경우 표면 응력 변화에 공진 주파수 변화가 거의 나타나지 않지만, 마이크로브리지의 경우 공진 주파수 변화가 표면 응력의 변화에 비례하여 음의 방향으로 증가하였다. 마이크로캔틸레버와 마이크로브리지의 표면 응력에 대한 공진 주파수의 민감도는 Figure 5 에 막대 그래프를 통하여 나타냈으며, 이때 각 구조물의 표면응력 민감도는 $0.003 \text{ Hz/mJ}\cdot\text{m}^{-2}$, $2.5 \text{ Hz/mJ}\cdot\text{m}^{-2}$ 로 마이크로브릿지가 마이크로캔틸레버보다 800배 정도 큰 표면 응력 민감도를 보였다.

2.4 질량과 표면응력 변화가 동시 작용할 때 공진 주파수의 변화

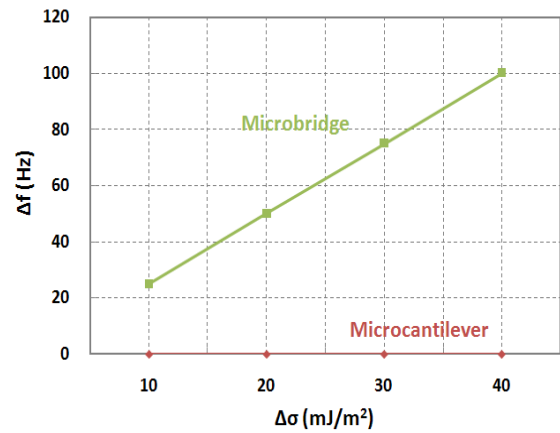


Fig. 4 Frequency shifts of a microcantilever and a microbridge for surface stress changes

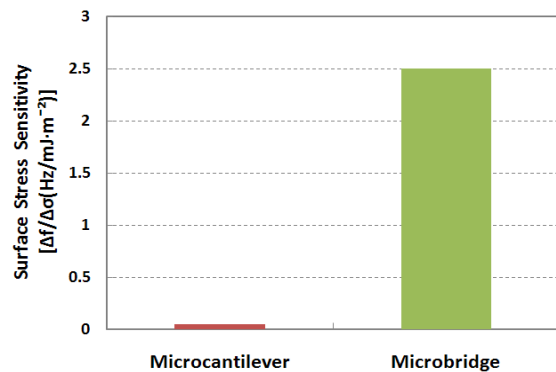


Fig. 5 Surface stress sensitivity of a microcantilever and a microbridge

앞 2.2, 2.3 절에서 공진 주파수 변화를 이용한 마이크로캔틸레버와 마이크로브리지의 질량 변화와 표면 응력 변화에 대한 민감도를 각각 알아보았다. 본 절에서는 마이크로캔틸레버와 마이크로브리지에 대하여 질량 변화와 표면 응력 변화가 동시에 일어나는 경우에 나타나는 전체 공진 주파수의 변화를 알아보고, 이때, 질량 변화와 표면 응력 변화가 각각 전체 공진 주파수의 변화에 기여하는 정도를 알아보고자 한다.

바이오-케미컬 분자가 초소형 구조물의 표면에 흡착할 때 발생하는 질량의 변화와 표면 응력의 변화에 대한 수학적인 상관관계가 없기 때문에, 본 연구에서는 DNA Hybridization에 관한 실험적 연구 내용을 포함하고 있는 참고 문헌[9]을 참조하였다.

2.4.1 DNA Hybridization

Stachoviak et al 은 single-stranded DNA(ssDNA)가 마이크로캔틸레버의 표면에 균일하게 흡착될 경우, 캔틸레버의 굽힘 정도를 이용하여, 발생하는 표면 응력을 측정하고, 이때 캔틸레버 표면에서 반응한 ssDNA 의 Hybridization Density (#/nm²)를 연구하였다[9]. ssDNA가 Hybridization 될 때, 마이크로캔틸레버의 표면적과 Hybridization Density 를 알면 마이크로캔틸레버 표면에서 반응한 ssDNA 의 전체 개수를 알 수 있다. 또한, 반응한 ssDNA 분자의 1개당 질량을 알면, 결국 캔틸레버 표면에 달라붙은 ssDNA 의 전체 질량을 계산할 수 있다. ssDNA 의 시퀀스가 5'-GGA GGT GAG A-3' 이고, 마이크로캔틸레버의 표면 응력 변화가 30 mJ/m² 일 때, Hybridization Density 는 0.045 #/nm² 이다. 결과적으로, 표면적이 200 μm × 30 μm 인 마이크로캔틸레버의 표면에서 ssDNA 가 반응하여 표면 응력이 약 30 mJ/m² 발생할 때, 질량 변화는 약 1.66 pg 발생한다.

2.4.2 전체주파수 변화에 대한 질량 및 표면 응력 변화의 기여도 비교

2.4.1 절에서의 데이터를 바탕으로 마이크로캔틸레버와 마이크로브리지에 각각 질량 변화와 표면 응력 변화가 동시에 가해질 경우에 대하여 전체 주파수 변화에 대한 각각의 영향을 비교 분석하였다.

캔틸레버의 표면에 약 30 mJ/m² 표면 응력이 발생할 경우 흡착되는 질량은 캔틸레버의 표면적에 비례한다고 가정한다. 따라서, 본 연구 대상 마이크로구조물의 길이 200 μm , 폭 30 μm 에 대하여, 표면 응력 변화 30 mJ/m² 에 대한 질량 변화는 약 0.747 pg 이다.

마이크로캔틸레버와 마이크로브리지에 대하여 각각 질량 변화와 표면 응력 변화를 동시에 가해준 경우의 전체 공진 주파수의 변화량과, 질량 변화와 표면 응력 변화를 따로 가해준 경우 각각의 공진 주파수 변화량을 비교하였다. 해석 결과는 Table 2 에 나타난 바와 같이, 전체 공진 주파수의 변화량(Δf_{tot})이 질량 변화에 의한 주파수 변화량(Δf_m)과 표면 응력에 의한 주파수 변화량(f_σ)의 합과 일치하는 것을 확인할 수 있다.

Table 2 Frequency shift for mass changes and surface stress changes

	Δf_{tot} (Hz)	Δf_m (Hz)	Δf_σ (Hz)	$\Delta f_m / \Delta f_\sigma$
Cantilever	5.77	5.86	0.09	65.1
Bridge	111	37	74	0.5

마이크로 구조물의 공진 주파수 변화를 이용한 바이오-케미컬 분자의 검출 시, 마이크로캔틸레버는 전체 공진 주파수 변화에 대하여 질량 변화에 의한 요인이 지배적이라고 할 수 있으며, 마이크로브리지는 질량 변화에 의한 공진 주파수 변화와 표면 응력 변화에 의한 공진 주파수 변화가 전체 공진 주파수 변화에 각각 1:2의 비로 영향을 끼치는 것을 알 수 있다.

3. 생화학 반응에 대한 센서의 검출 한계

3.1 이론식에 의한 Q-factor 비교

초소형 구조물의 경계 조건 차이에 따른 특성 변화 중 Q-factor 에 대하여 알아보았다. Q-factor 는 센서의 검출 한계를 결정하는 요소로, Q-factor 가 높을수록 열잡음을 줄여 센서의 검출 한계를 높일 수 있으며, 다음과 같이 정의 된다.

$$Q = \frac{f_0}{\Delta f_{@-3dB}}, \quad (1)$$

여기에서 f_0 는 초소형 구조물의 공진 주파수, $\Delta f_{@-3dB}$ 는 $-3dB$ 에서 주파수 폭이다.

점성 유체 내에서 공진하는 마이크로캔틸레버의 Q-factor 는 이론적으로 다양하게 연구되어 왔으나, 본 연구에서는 Q-factor 를 간단하게 계산할 수 있는 다음의 이론식[10-11]을 이용하였다.

$$Q = \frac{k_n^2}{12\pi\sqrt{3}} \sqrt{\rho_c E} \frac{wt^2}{\mu LR(1+R/\delta)}, \quad (2)$$

여기에서, k_n 은 n 번째 진동 모드의 진동수 계산 계수이며, ρ_c 는 구조물의 밀도, E 는 영의 계수(Young's Modulus), μ 는 점성계수 이다. 공기 중에서 초소형 구조물의 공진을 다룰 때 위의 식에서 R 과 δ 는 다음과 같이 표현된다.

$$R = \sqrt{\frac{wL}{\pi}}, \quad (3)$$

$$\delta = \sqrt{\frac{\mu}{\pi\rho_a f_0}}, \quad (4)$$

여기에서, ρ_a 는 공기의 밀도이다.

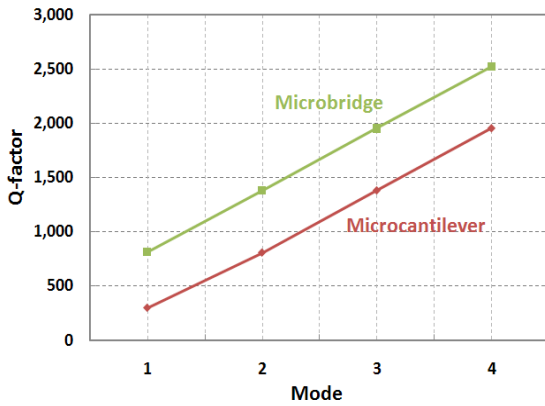


Fig. 6 Theoretical Q-factor of a microcantilever and a microbridge in air environment

공기 중에서 초소형 구조물이 작동할 때, 마이크로캔틸레버와 마이크로브리지에 대하여 Q-factor 를 각각 구하고, 그 결과를 Figure 6 에 나타내었다. 빔의 양 끝단을 고정시킨 마이크로브리지의 경우 진동 모드에 대한 k_n 의 값이 ($k_1=4.730$, $k_2=7.853$, $k_3=10.995$) 마이크로캔틸레버 ($k_1=1.875$, $k_2=4.694$, $k_3=7.854$) 보다 크기 때문에 Q-factor 가 더 크게 나오는 것으로 추정된다.

3.2 열잡음

열잡음(Thermal Noise)는 다음과 같이 정의할 수 있다[1].

$$h_n = \sqrt{\frac{2k_B T B}{k \pi f_0 Q}}, \quad (5)$$

여기에서, k_B 는 볼츠만상수(Boltzmann Constant), $1.38 \times 10^{-23} J/K$, 이고 T 는 상온(300K)이다. B 는 측정 대역폭, k 는 스프링 상수이다. 이때, 마이크로캔틸레버와 마이크로브리지의 스프링 상수는 다음과 같이 표현 된다.

$$k_{cantilever} = \frac{3EI}{L^3}, \quad (6)$$

$$k_{bridge} = \frac{192EI}{L^3}, \quad (7)$$

여기에서, EI 는 각 초소형 구조물의 등가 유연강성 값이다[1].

1차 공진 모드에 대한 열잡음은 Figure 7 에 보이는 것처럼, 마이크로브릿지가 마이크로캔틸레버보다 큰 Q-factor 와 스프링 상수 k 로 인해 열잡음이 한 차수 작은 것을 확인할 수 있다. 결국,

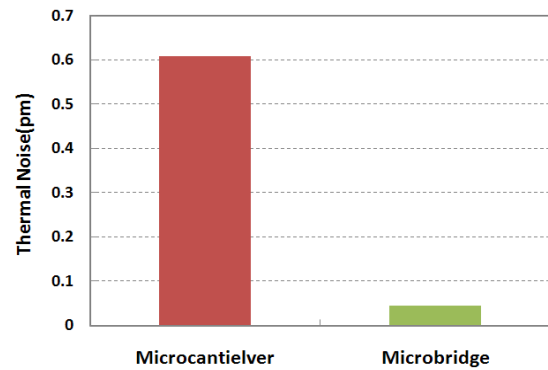


Fig. 7 Thermal noise of a microcantilever and a microbridge in air environment

마이크로브릿지가 높은 Q-factor 로 인해 낮은 열잡음 특성을 나타내므로 마이크로캔틸레버보다 높은 검출 한계를 갖는다.

4. 결 론

본 논문에서는, 빔의 한쪽 끝단을 고정시킨 마이크로캔틸레버 구조물과 빔의 양 끝단을 고정시킨 마이크로브리지 구조물에 대하여, 빔 구조물의 경계 조건 변화에서 오는 바이오-케미컬 센서 구조물로서 나타날 수 있는 특성 차이를 비교하였다.

공진 주파수 변화를 이용한 바이오-케미컬 센서 구조물로서, 마이크로캔틸레버와 마이크로브리지의 센서 표면에 바이오-케미컬 분자가 흡착될 때 나타나는 질량 민감도와 표면 응력 민감도를 비교하였다. 또한, 질량 변화와 표면 응력 변화가 동시에 일어날 때 나타나는 전체 주파수 변화량에 기여하는 정도를 비교해보았다. 마이크로캔틸레버의 경우, 질량 변화에 의한 공진 주파수 변화가 지배적으로, 표면 응력에 의한 공진 주파수 변화는 거의 나타나지 않았다. 반면에, 마이크로브릿지는 질량 변화에 의한 주파수 변화와 표면 응력 변화에 의한 주파수 변화가 1:2 의 비율로 나타나 표면 응력 변화에 의한 공진 주파수 변화가 더 크게 작용한다.

마이크로캔틸레버와 마이크로브리지의 Q-factor 와 열잡음을 이론식을 이용하여 비교하였다. 마

이크로브리지가 마이크로캔틸레버보다 큰 강성으로 높은 공진 주파수를 갖기 때문에, Q-factor 특성이 높게 나타났다. 또한 마이크로브리지가 마이크로캔틸레버보다 높은 스프링 상수와, Q-factor를 갖기 때문에 이론식에 의해 더 낮은 열잡음 특성을 갖고, 마이크로캔틸레버보다 높은 검출 한계를 갖는다.

후 기

본 연구는 지식경제부 21세기 프론티어 기술개발사업인 지능형 마이크로 시스템 개발사업 (<http://www.microsystem.re.kr>) 및 서울시 산학연 협력사업(과제번호 10583)의 연구비 지원을 받아 수행되었으므로 이에 감사드립니다.

참고문헌

- (1) Si-Hyung Lim, Roberto Horowitz and Arunava Majumdar, 2006, "Modeling and performance of two types of piston-like out-of-plane motion micromechanical structures," *J. Micromech. Microeng.*, vol. 16, pp. 1258-1266.
- (2) Wu, G.H., Datar, R.H., Hansen, K.M., Thundat, T., Cote, R.J. & Majumdar, A. 2001, "Bioassay of prostate-specific antigen (PSA) using microcantilever," *Nat. Biotechnol.*, vol. 19, pp. 856-860.
- (3) Arntz, Y., Seelig, J.D., Lang, H.P., Zhang, J., Hunziker, P., Ramseyer, J.P., Meyer, E., Hegner, M. & Gerber, C., 2003, "Label-free protein assay based on a nanomechanical cantilever array," *Nanotechnology*, vol. 14, pp.86-90.
- (4) Ji, H.F., Thundat, T., Dabestani, R., Brown, G.M., Britt, P.F. & Bonnesen, P.V., 2001, "Ultrasensitive detection of CrO4²⁻ using a microcantilever sensor," *Anal. Chem.*, vol. 73, pp. 1572-1576.
- (5) Yinon, J., 2003, "Detection of explosives by electronic noses," *Anal. Chem.*, vol. 75, pp. 99-105.
- (6) Fritz, J., Baller, M.K., Lang, H.P., Rothuizen, H., Meyer, E., Vettiger, P., Gunterodt, H.J., Gerber, C. & Gimzewski, J.K., 2000, "Translating biomolecular recognition into nanomechanics," *Science*, vol., 288, pp. 316-318.
- (7) Angelica P. Davila, Jaesung Jang, Amit K. Gupta, Tom Walter, Arthur Aronson, Rashid Bashir, 2007, "Microresonator mass sensors for detection of Bacillus anthracis Sterne spores in air and water," *Biosensors and Bioelectronics*, Vol. 22, pp. 3028-3035.
- (8) Kyo Seon Hwang, Kilho Eom, Jeong Hoon Lee, Dong Won Chun, Byung Hak Cha, Dae Sung Yoon, Tae Song Kim, 2006, "Dominant surface stress driven by biomolecular interactions in the dynamical response of nanomechanical microcantilevers," *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 89
- (9) Jeanne C. Stachoviak, Min Yue, Kenneth Castelino, Arup Chakraborty, Arun Majumdar, 2007, "Chemomechanics of Surface Stresses Induced by DNA Hybridization," *Langmuir*, Vol. 17, pp. 2491-2494.
- (10) F. R. Blom, S. Bouwstra, M. Elwenspoek, J. H. J. Fluitman, 1992, "Dependence of the quality factor of micromachined silicon beam resonators on pressure and geometry," *J. Vac. Sci. Technol. B.*, Vol. 10, No. 1, pp. 19-26.
- (11) T Ikehara, J Lu, M Konno, R Maeda, T Mihara, 2007, "A High quality-factor silicon cantilever for a low detection-limit resonant mass sensor operated in air," *J. Micromech. Microeng.*, Vol. 17, pp. 2491-2494.