



Microcantilever를 이용한 나노바이오/화학 센서

김 태 송
한국과학기술연구원 마이크로시스템 연구센터
tskim@kist.re.kr

1. 서 론

반도체 집적화 공정 기술을 바탕으로 기계적 구조물 (Micromachined mechanical structure) 구현을 가능하게 한 Microelectromechanical systems (MEMS) 기술은 최근 들어 새로운 연구분야로서 크게 각광받고 있다. 이러한 MEMS 기술은 자동차, 산업, 의공학, 정보과학 등에 폭넓게 응용되고 있으며 실리콘 가공 기술 및 미세전 기소자 (Microelectronics) 기술이 융합되어 전기·기계 적인 미세소자를 제작하는데 널리 이용되고 있다.¹⁻³⁾ 특히 MEMS 기술을 이용한 센서(sensor) 및 액추에이터 (actuator)에 관한 연구가 활발히 진행 중이며,⁴⁻⁶⁾ 이러한 MEMS 소자는 생명기술(BT), 나노기술(NT), 환경기술 (ET) 등의 다른 분야와 연계되어 다양한 곳에 응용이 가능하다.⁷⁾ 실제로 자동차 에어백 (airbag)의 가속도센서, 고선명 광학 디스플레이 (display)를 위한 마이크로 미러 (micromirror), 단원자의 이미지를 보기위한 주사 전자 현미경의 팁(tip), 혈액 분석기 및 압력 센서로서 MEMS 소자가 이용되고 있다.⁸⁾

그러나 초기 MEMS 소자에 있어서 쓰이는 재료는 실리콘을 기반으로 한 재료에 한정되어있으며, 최근 들어 스마트 재료(smart material)를 이용한 연구가 활발히 진행 중에 있다. 그 한 예로 강유전성 lead zirconate titanate (PZT) 박막 또는 후막을 예로 들 수 있으며, MEMS 및 NEMS 기술을 이용한 센서 및 액추에이터의 제작에 있어서 PZT 기반 소자의 경우 높은 에너지 밀도, 큰 힘 및 토크 뿐만 아니라 빠른 응답속도를 갖는 장점이 있으며,⁹⁾ 높은 감도 및 미세 신호 측정을 가능하게 하는 장

점도 가지고 있다. 본 글에서는 이러한 MEMS 기술을 바탕으로 생체물질 감지 또는 가스나 특정 화학물질 감지에 응용하는 마이크로 캔틸레버를 이용한 바이오/화학센서에 응용을 위한 연구방향을 살펴보고자 한다.

2. 캔틸레버를 이용한 마이크로/나노 바이오 및 화학센서

최근 들어 MEMS 및 Nano-electro-mechanical systems (NEMS)를 이용한 바이오센서 (biosensor) 및 면역센서 (immunosensor) 연구가 활발히 진행 중이다.¹⁰⁻¹³⁾ 이러한 바이오센서의 개발에 있어 그 주요구성원인 생체물질과 적당한 transducer의 선택은 매우 중요하며, 이는 측정대상물질과 밀접한 관련을 갖고 고려되어야 한다. 전기 화학식 바이오센서의 경우 특정한 전기화학적 특성을 가지는 측정대상물질에 적용될 수 있으나, 전기화학적 특성이 없는 측정 대상 물질인 경우 전기화학적 방법으로는 측정이 불가능하다. 또한 전기화학식 바이오센서의 경우 간섭물질에 의한 잡음이 심하며 측정 범위가 다소 높은 단점이 있다. 광학식 바이오센서는 측정제한 범위가 낮은 장점이 있으나, 장비가 비싸고 소형화가 힘든 단점이 있다.

이에 비해 전기적으로 측정이 가능한 acoustic 센서의 경우 나노그램 단위 이하까지 측정이 가능할 정도로 측정제한범위가 낮으며 소형화가 가능하다는 장점들이 있다. 또한, 항체가 가진 높은 선택성을 이용하기 때문에 측정하고자 하는 물질만을 정확하게 선택적으로 측정할 수 있어 간섭물질에 의한 간섭현상을 최소화 할 수 있으

Table 1. Acoustic Wave 소자들의 무게 감지 감도 비교¹⁴⁾

Device	Frequency(f_0)(MHz)	Sensitivity S_m (cm^2/g)	Minimum detectable mass density (ng/cm^2)
Microcantilever (end loading)	0.01-5	10000	0.02
Microcantilever (distributed load)	0.01-10	5000	0.04
Surface acoustic wave (SAW)	112	151	1.2
Quartz crystal microbalance (QCM)	6	14	10
Shear wave	104	65	1.0
Flexural wave (Lamb)	2.6	951	0.4

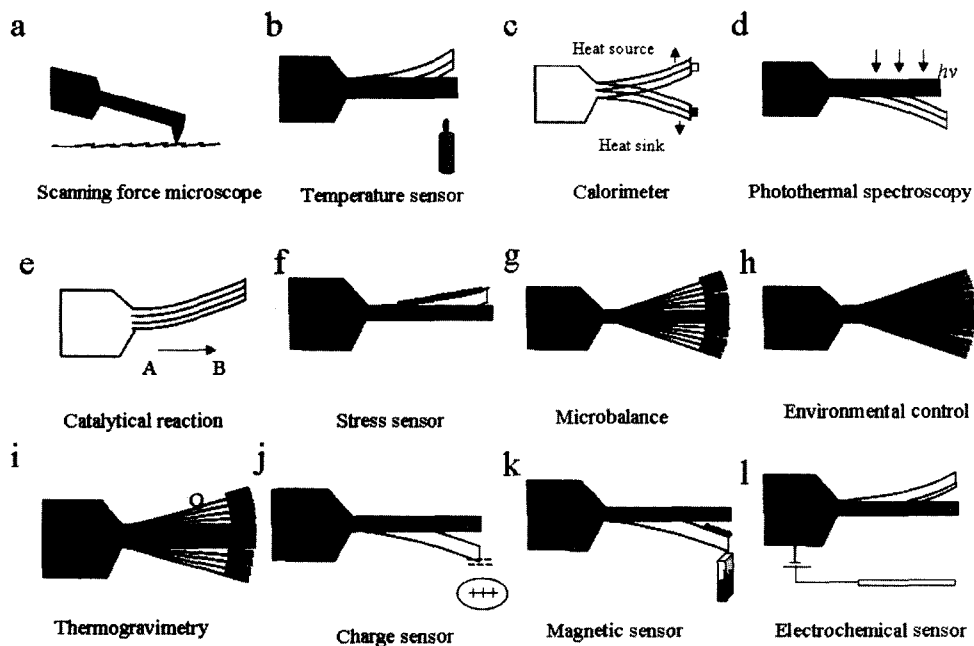


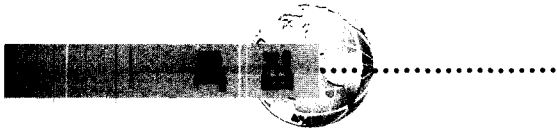
Fig. 1. microcantilever sensor의 센싱 응용 방법 및 센싱 원리.

며 항체만 바꿈으로써 측정대상물질을 쉽게 바꿀 수 있는 응용성을 가진다. 그리고 항원-항체반응을 측정하는데 있어서 label이 필요 없기 때문에 기존의 방법에 비해 안전하고 경제적이다. 이러한 acoustic wave 소자들의 특성들을 Table 1에 나타내었다.¹⁴⁾

표에 나타나 있는 바와 같이 acoustic 소자들 중의 하나인 캔틸레버 형태 소자의 경우 그 질량 감도 (mass sensitivity)가 다른 acoustic 소자, 즉 surface acoustic wave (SAW), quartz crystal microbalance (QCM), Shear wave, Flexural wave (Lamb)와 비교하여 월등히 높은 장점이 있다. 특히 두께방향의 공진을 이용하여 화학, 생물학 실험실에서 미량의 물질을 감지하기 위한 시스템으로 사용되어지는 QCM에 비하여 이론적으로 수백배 감도가 높다고 보고되고 있다. 이러한 장점을 갖는 캔틸레버를 기

반으로 하여 센서를 제작할 경우, 높은 감도를 가지므로, 특히 극미량의 생체물질 (bio-polymer) 및 화학물질을 감지하는 소자에 매우 적합하다. 이러한 마이크로/나노 캔틸레버 센서는 그 응용에 있어서 microbalance의 원리 및 surface stress 원리로 크게 나뉜다. 전자는 캔틸레버 위의 질량 변화에 의해 발현되는 공진주파수의 변화를 측정하는 AC(alternating current) 모드이며, 후자는 마이크로/나노 캔틸레버 위의 receptor에 반응하는 target 분자의 결합에 의한 surface stress의 변화와 이에 따른 변위의 변화를 측정하는 DC (direct current) 모드이다. Fig. 1에 이들 마이크로 캔틸레버를 이용하여 측정할 수 있는 다양한 센싱 응용 방법 및 센싱원리가 잘 도식적으로 나타나 있다.

최근 몇 년간 마이크로 캔틸레버를 이용한 연구가



Science 및 Nature biotechnology 등에 발표되었으며,^{10-12,15)} 이는 DNA의 상보염기서열 및 단백질의 항원-항체 반응시 발생하는 surface stress에 의한 캔틸레버의 변위를 광학적으로 측정하는 내용이었다. 그러나 현재 발표되고 있는 대부분의 마이크로 캔틸레버를 이용한 소자들의 연구는 Si 또는 SiNx의 캔틸레버를 이용한 nanomechanical bending 방법에 집중되어 왔다. 즉 현재 단백질 검출 센서 시스템에 있어서 대부분의 nanomechanical 개념의 센서에 관한 연구는 stress에 의한 변위를 광학적으로 감지하는 센서, 즉 DC 모드의 센서개발에 초점이 맞추어 있다. 그러나, 이러한 광학적 검출방법은 좁은 dynamic 범위 및 기생 변위 (parasitic deflection) 등의 한계를 가지고 있다. 전자의 경우 캔틸레버의 큰 변위 발생시 photosensitive detector (PSD)의 감지 범위를 벗어남 때문에 발생하며, 후자의 경우 캔틸레버에 laser heating시 야기되는 변위 때문에 발생하게 된다. 또한 광학적 시스템의 한계 때문에 캔틸레버의 변위를 감지하는 DC 모드의 경우 portable 시스템에의 구현에도 한계를 갖게 된다.

3. 압전박,후막을 이용한 공진형 캔틸레버센서

앞서 설명한 바와 같이 레이저와 같은 광을 이용하여 마이크로 캔틸레버의 deflection 변위를 측정하는 DC 모드 방법을 이용한 생체물질 (DNA, Protein) 및 화학물질 (유기물 및 중금속 등)의 감지 방법 이외에 공진을 이용하여 측정하는 AC 모드 캔틸레버센서에 대하여 보다 자세히 살펴보면 다음과 같다.

AC 모드의 공진형 마이크로 캔틸레버를 이용한 극미량의 센싱은 3가지 방법을 이용한다. 첫째로는 마이크로 캔틸레버에 크기가 큰 별도의 압전특성이나 혹은 자성을 이용한 가진장치를 부착하여 마이크로 캔틸레버를 일정 주파수에서 진동하도록 하고 공진주파수변화를 다른 광학적인 장치를 이용하여 측정하는 방법이다.^{15,16)} 두 번째로는 외부공진장치 없이 캔틸레버의 자연적인 공진 (natural resonance) 주파수 변화를 광학기기를 이용하여 측정하는 방법이 있다.¹⁷⁾ 마지막으로 다른 하나의 방법은 마이크로캔틸레버 자체에 압전 박,후막을 이용하거나 혹은 정전기 또는 정전용량법을 이용하여 전기

적인 시그널을 인가하여 인위적인 공진을 시키고 발생하는 공진주파수 변화를 측정함으로써 센서로서 응용하는 방법이다.¹⁸⁾ 일견하여 알 수 있는 바와 같이 첫 번째 방법은 외부의 가진장치를 별도로 설치하고 광학적으로 측정하기 위한 측정시스템이 필요하고 두 번째 방법도 외부의 별도 측정장치가 필요하다는 점 이외에 자연적 공진을 측정하기 때문에 감도가 뛰어난 센서를 구현하기 어려운 점이 있다. 또한 시스템크기도 일정 크기이상 측정장치와 맞물려 커져야 하므로 포터블 하거나 혹은 착용가능한 소형 센싱시스템 구현에 제한이 있다. 이와 달리 세 번째 방법은 공진을 일으키는 외부 액츄에이터 대신에 박막 또는 후막의 압전물질과 캔틸레버가 일체화되어 있어 시스템 크기를 줄일 수 있을 뿐 아니라 공진시 발생하는 변위가 커 보다 높은 감도의 센서의 구현이 가능하다는 장점이 있다. 이와 같은 압전물질과 캔틸레버가 일체화된 마이크로캔틸레버는 압전물질의 박,후막 증착기술과 MEMS 가공기술을 이용하여 제작되어진다. 압전 박막중 ZnO 박막은 미세 기계 구조물에 응용을 위한 전기기계 요소로서 아주 안정적인 재료이다. 이 물질은 강유전체 재료와 다르게 폴링이 필요 없어 공정이 간단하고 기계적 에너지로의 변환이 효율적인 장점이 있지만 압전상수(d31)값은 작아 변위를 이용한 소자 응용에는 제한적인 단점이 있다. 대체로 PZT의 경우 압전상수 값이 커 Force나 Torque 등 액츄에이터가 내는 에너지면에서 우수한 반면에 유전손실이나 혹은 결합계수 등이 중요한 소자의 경우에는 PZT 보다 AlN이나 혹은 ZnO가 훨씬 유리하다. 막의 두께는 마이크로캔틸레버의 크기에 따라 달라 질수 있지만 대체로 0.5-2 μ m 범위의 박막, 10-30 μ m 범위의 후막이 적당하다. 통상적인 후막 제조 방법은 스크린 인쇄법, roll coating법, dipping법, 닥터 블레이드 법 및 테이프 캐스팅법 등인데, 이중 기판 위에 형성하는 방법으로 가장 널리 적용되고 있는 방법은 스크린 인쇄법을 이용한 후막 제조이다. 이는 스크린 인쇄법이 비교적 쉽고 값이 저렴하며, MEMS 공정과의 정합성 및 높은 양산성 등의 장점을 가지고 있기 때문이다. 스크린 인쇄법에 의한 후막의 제조 공정은 크게 ink(paste) formulation, screen printing, firing(sintering) 등의 3가지 공정을 거치게 된다. ink(paste)는 기본적으로

organic vehicle (solvent+organic binder), 특성구현 물질인 압전체 powder 및 필요시 glass계 또는 mineral계 binder로 구성되게 된다. ink가 기관에 screen(stencil) printing되면, 건조과정에 의해 휘발성 유기물이 제거되고, firing 또는 소결 과정에서, 먼저 낮은 온도영역에서 비휘발성 유기 binder의 burn-out이 일어나며, 최종적으로 목표 소결 온도에서 압전체 입자들이 소결되어 압전체 후막을 형성하게 된다. 따라서 압전체 후막의 특성은 이러한 전 공정의 변수에 의해 영향을 받게 된다. ink의 상태에 따라 공정변수(인쇄성, 소결성 등) 및 최종 후막의 특성이 많이 좌우되므로 이의 제조는 특히 중요하다. Fig. 2는 PZT 박막을 이용한 캔틸레버제조 공정도와 이렇게 만들어진 마이크로캔틸레버센서의 사진을 보여주고 있다.¹⁹⁾

Fig. 3은 공진형 캔틸레버센서의 감지원리원리를 모식적으로 나타낸 것이다. 그림에 나타낸 바와 같이 특정 타겟 물질을 인식하는 바이오 인식 층이 표면에 고정화 되

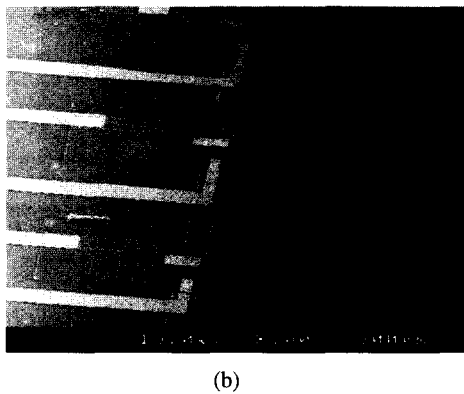
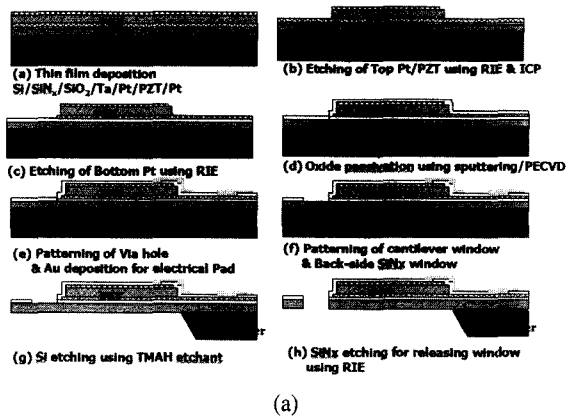
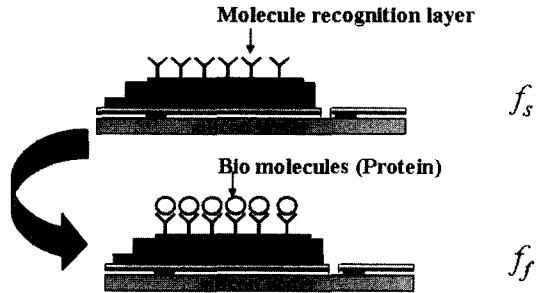


Fig. 2. 압전박막과 일체화된 마이크로캔틸레버제작을 위한 MEMS 공정도(a) 및 제작된 마이크로캔틸레버 사진(b).



- Resonance frequency change as a function of mass

$$\% \Delta f = \left(1 - \sqrt{\frac{m_0}{m_f}} \right) \times 100\% = \left(1 - \sqrt{\frac{m_0}{m_0 + \Delta m}} \right) \times 100\%$$

Fig. 3. 표면에 부착된 생체물질 인식층에 타겟 물질이 바인딩됨에 따른 공진주파수 변화에 의한 캔틸레버의 센싱 동작이 이루어짐.

어 있고 여기에 분석하려는 샘플을 흘리면 타겟 물질이 인식물질과 반응에 의하여 캡춰(capture) 되고 이로 인한 공진주파수 변화를 측정함으로써 바이오센서로서의 역할을 하게 된다. Fig. 4는 캔틸레버 표면에 이와 같은 바이오 인식층을 고정화하는 예를 보여주고 있다.^{18,19)} 일 정두께의 Au 박막을 증착하고 Calixcrown SAM 로 표면을 개질(modification)한 후에 타겟물질을 캡춰하기 위한 antibody를 그 위에 고정화(immobilisation) 하여 센서로서의 기능이 만들어 진다. Fig. 4의 오른쪽 그림은 이와 같이 고정화한 antibody와 타겟 antigen과 반응하여 부착된 것을 형광현미경으로 확인한 이미지이다. 오직 antibody가 고정화되어 있는 부분에만 antigen 이 바인딩되어 있음을 알 수 있으며 Fig. 5에 이들 CRP (C-reactive protein) antibody와 antigen이 바인딩 되는 양상이 시간에 따라 나타나 있다. 시간이 지남에 따라 CRP 항원과 항체가 반응이 일어나 결합되면서 공진주파수 변화를 감지함으로써 반응 양상을 볼 수 있음을 알 수 있고 이러한 반응이 초기에 급격히 발생하며 약 30분이 내에 70%이상 발생됨을 보여준다.^{18,19)}

4. 마이크로캔틸레버센서의 응용을 위한 연구현황

캔틸레버 표면에서 생체 분자들의 흡착(adsorption) 또

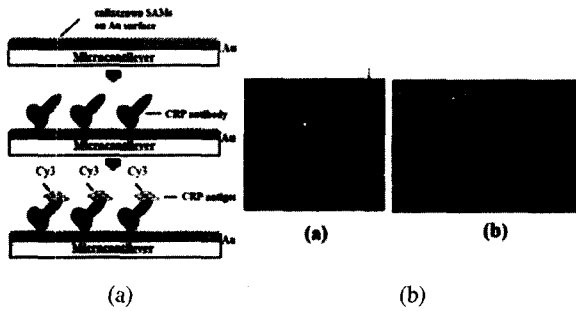
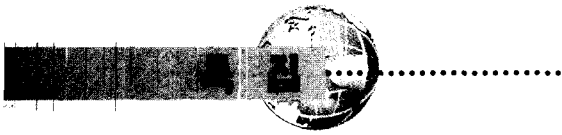


Fig. 4. Antibody의 표면 고정화 방법 (a) 및 캔틸레버에 고정화된 antibody의 고정화 양상을 레이블링된 antigen을 이용하여 확인한 사진 (b).

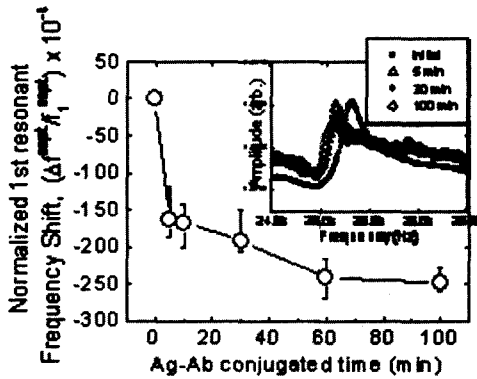
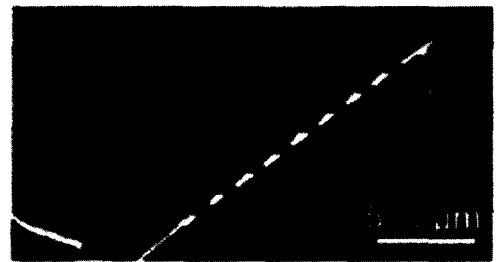


Fig. 5. 압전박막 일체형 마이크로캔틸레버센서를 이용한 CRP antibody-antigen 바인딩 거동.

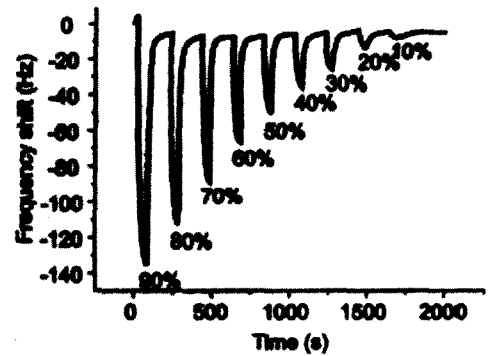
는 탈착(desorption)이 일어나는 경우 캔틸레버의 기계적 특성인 stiffness가 변하게 되며 이를 통해 매질의 점탄성 정도(medium viscoelasticity) 및 무게 변화를 감지할 수 있다. 이론적으로 감지 가능한 mass density는 0.67 ng/cm²이며, 최소 감지 가능한 무게는 10-15 g으로 알려져 있다.²⁰⁾ 그러나 이러한 원리를 이용한 감지법은 액체 속에서 공진 주파수 peak이 낮아지는 문제와 이에 따른 Q-factor의 감소 때문에 액체 속에서의 측정에 어려움이 따르며, 분자의 단위자층 흡착의 측정에는 적당하지 않다고 알려져 있다.²¹⁾ 또한 stoney 식에 따르면 surface stress에 의해 곡률 반경의 변화를 가져오게 되어 생체분자의 캔틸레버 표면 흡착시에도 이에 상응하여 stress가 발생하게 된다.²²⁾ 이러한 측정 방법은 스트레스에 의한 캔틸레버의 휨을 PSD(position-sensitive detector)를 이용하여 photocurrent를 전기적 신호로 변환하여 측정하는 방법이다. 이러한 방법은 특히 IBM 추리히 연구소에

서 활발히 진행중이며, static mode 하에서의 specific binding 시킨 캔틸레버 및 reference 캔틸레버의 변위차를 광학계를 이용하여 측정한 후 각각의 생체 분자들을 구분할 수 있음을 제시하였다.

Fig. 6은 AC 모드를 사용하여 화학센서로서 응용한 예를 나타내었으며,²⁰⁾ 에탄올에 반응 하는 폴리머를 마이크로캔틸레버에 코팅한 후 마이크로캔틸레버가 노출된 환경의 메탄올 증기(vapor) 양에 따라 공진주파수의 변화를 측정하였다. 에탄올의 증기의 양이 적을수록 즉, 흡착량이 적을수록 공진주파수의 변화도 적은 것을 확인할 수 있다. 또한 surface stress 변화를 이용한 경우는 DC 모드 방법으로 target 물질의 receptor로서 결합을 통해 발생하는 surface stress로부터의 cantilever의 변위를 광학적으로 측정하는 방법이다. Fig. 7에서 그 예를 보여주고 있다. 이러한 결과는 2000년 Science지 (Science, 2000, v288, pp.316)에 단일 염기 서열 만이 다른 DNA 시퀀스를 분리할 수 있다는 내용의 논문으로 발표되었



(a)



(b)

Fig. 6. 마이크로캔틸레버의 공진주파수 변화를 이용하여 에탄올 농도를 측정하는 화학센서응용 예 : (a) 실리콘을 이용하여 제작한 마이크로 캔틸레버 (b) 에탄올 농도 변화에 따른 공진주파수 변화.



으며,²¹⁾ 나노 감지 소자에 대한 관심을 크게 대두시키게 되었다. 이들은 stress에 의해 야기된 변위량의 차이를 광학계를 이용해 측정된 후 적분하는 방법으로 DNA 16 mer 및 12 mer의 구별이 가능함을 보였으며, 농도에 따른 감지, protein-protein간의 구별, 그리고 Protein A 및 BSA의 구별 가능함을 제시하였다.

또한 적혈구(RBC : red blood cell)의 모양을 결정 짓는 요인중의 하나인 pH의 정량적 분석이 가능함을 제시하여 적혈구의 형태를 감지할 수 있는 가능성을 제시하기도 하였다.²²⁾ 이러한 캔틸레버를 기반으로한 array 형태의 나노 감지 소자를 통해 생체 물질의 감별 이외에 인공코(artificial nose)의 개발로 응용할 수 있다. 예를 들면 센싱캔틸레버로 Au/Si/SiO₂를 사용하고 reference 캔틸레버로 Au/Si/Au를 이용하여 기체상태의 습도를 측정할 수 있는 감지 소자, PMMA 기능성 기를 이용하여 향을 측정할 수 있는 소자, PMMA층을 이용하여 알코올 계열을 감지할 수 있는 소자 등이 개발되거나 연구 중에 있다.²³⁻²⁴⁾ 또한 폴리머 기능기들을 이용하여 펩시콜라와 코카콜라의 분별 뿐 아니라 위스키의 종류에 따

른 분별까지도 가능한 감지 소자가 개발되거나 연구 중에 있다.²⁵⁾

5. 결론

최근들어 바이오테러 등 외부로부터의 생물학적 또는 화학적 물질의 공격으로부터 보호하기 위한 또는 단백질체학(proteomics), 유전체학(genomics), 세포학(cel-lomics)연구를 위한 분석시스템 등에 적용가능한 고감도 생체 및 화학센서의 중요성이 대두되고 있다. 이를 위한 중요한 기술중의 하나는 실시간 분석의 중요성이며 또한 기존의 방법과 달리 발색을 위한 발색체를 labeling 하지 않는 방법이 중요하다. 마이크로캔틸레버센서는 이러한 기술을 만족시켜주는 새로운 센서로서 연구되고 있는 여러 감지 방법 중의 하나이다. 특히 가진(driving)과 감지(sensing)를 위한 스마트재료와 일체화된 일체형(monolithic)소자의 구현으로 보다 소형화한 시스템의 구현가능성이 높다. 센싱 기술의 증진은 한편으로는 상당 부분이 생물학적 및 화학적인 문제의 해결에 있는 것이 또한 사실이다. 즉 완벽한 선택성을 가진 Probe 물질을 마이크로캔틸레버 표면에 얼마나 잘 고정화 시키고 그러면서 활성을 항상 재현성 있게 유지시킬 수 있는지 또한 미량의 샘플을 공급하고 처리해주는 일체형 칩의 구현을 위한 문제 등 해결해야 될 난제들이 많이 있다.

참고문헌

1. W. P. Robbins, D. L. Polla, T. Tamagawa, W. Tjhen, IEEE/ASME, J. Microelectromechanical Systems, **1**, 247-52 (1991).
2. K. Tani, K. Senda, T. Niikawa, and K. Tazuke, "ZnO surface Acoustic Wave Filter for TV set," National Technical Report (Matsushita Electric Industry Company), **24**, 134-43 (1978).
3. C. Lee, T. Itoh, and T. Suga, "Micromachined Piezoelectric Force Sensors Based on PZT Thin Films," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, **43** [4] 553-9 (1996).
4. D.L. Polla, C. Ye, P. Schiller, and C.C. Hsueh, "Application of PZT and related Thin Films in Piezoelectric Microsensors," Material Research Society Symposium Proceedings, **243**, 55-60 (1992).
5. W. Benecke, "Micromachined Sensors," CompEuro

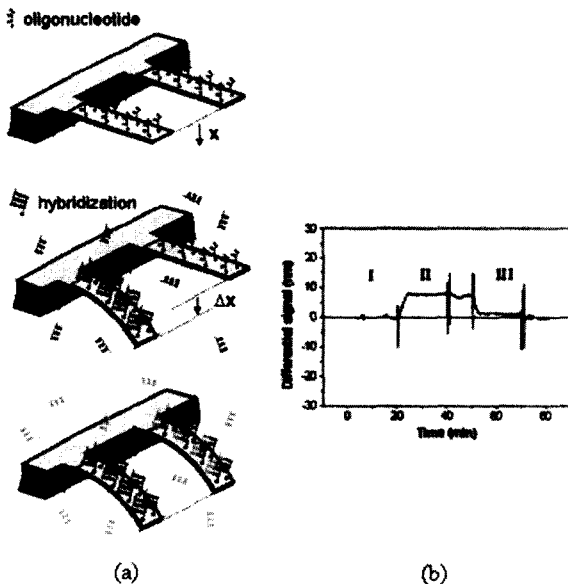
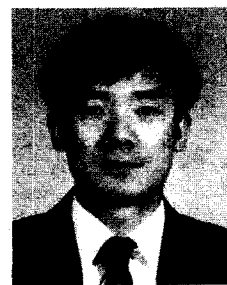


Fig. 7. 마이크로캔틸레버의 DC 모드를 이용하여 DNA 센서 응용 예 : (a) 캔틸레버 기판 표면위에 발생하는 두개의 oligonucleotide DNA 시퀀스의 결합 미케니즘 양상 모식도, (b) 개개의 DNA의 시퀀스 결합의 양상을 시간에 따른 캔틸레버의 변화로 측정된 결과를 보여주는 그림.



- '89., VLSI and Microelectronic Applications in Intelligent Peripherals and their Interconnection Networks, Proceedings, (1989).
6. A. M. Flynn, L.S. Tavrow, S. F. Bart, and L. E. Cross, IEEE/ASME, J. Microelectromechanical Systems, **1**, 44-51 (1992).
 7. Gregory T.A. Kovacs, Micromachined transducers sourcebook, WCB McGraw-Hill, (1997).
 8. Mohamed Gad-el-Hak, The MEMS Handbook, CRC press, (2002).
 9. S. Wakabayashi, M. Sakata, H. Goto, M. Takeuchi and T. Yada, "Static characteristics of piezoelectric thin film bulking actuator", *Jpn. J. Appl. Phys.*, **35** 5012-14 (1996).
 10. S. Cheriau and T. Thundat, *Appl. Phys. Lett.*, **80** 2219 (2002).
 11. J. Fritz, M.K. Baller, H.P. Lang, H. Rthuizen, P. Vettiger, E. Meyer, H.-J. Guntherodt, C. Gerber, J.K. Gimzewski, *Science* **288** 316 (2000).
 12. R. Berger, E. Delamarque, H.P. Lang, C. Gerber, J.K. Gimzewski, E. Meyer, H.-J. Guntherodt, *Science* **276** 2021 (1997).
 13. B. Ilic, D. Czaplewski, H. G. Craighead, P. Neuzil, C. Campagnolo and C. Batt, *Appl. Phys. Lett.* **77**, 450 (2000).
 14. F. G. Brath, J. A. C. Humphery, *Sensing and Sensing in Biology and Engineering*, SpringerWienNewYork, (2002).
 15. G. Wu, R. H. Datar, K. M. Hansen, T. Thundat, R. J. Cote, and A. Majumdar, *Nature biotechnology*, **19** 856 (2001).
 16. Kevin Y. Yasumura, Timothy D. Stowe, Eugene M. Chow and Daniel Rugar, "Quality factors in micron- and submicron-thick cantilever", *J. of MEMS*, **9** 117-25 (2000).
 17. B. Ilic, D. Czapewski, H.G. Craighead, P. Neuzil, C. Campagnolo and C. Batt, "Mechanical resonant immunospecific biological detector", *Appl. Phys. Lett.*, **77** 450-452 (2000).
 18. J. H. Lee, K. H. Yoon, and T. S. Kim, "Effect of mass and stress on resonance frequency shift of functionalized PZT thin film microcantilever for the detection of C reactive protein," *Appl. Phys. Letter*, **84** 3187-89 (2004).
 19. J. H. Lee, K. H. Yoon, K. S. Hwang, J. B. Park, S. Y. Ahn and T. S. Kim, "Label Free Novel Electrical Detection using Micromachined PZT Monolithic Thin Film Cantilever for the Detection of C-reactive Protein," *Biosensor and Bioelectronic*, in printing, (2004).
 20. P. I. Oden, "Gravimetric sensing of metallic deposits using end loaded microfabricated beam structure", *Sens. Actuators B*, **53** 191 (1998).
 21. H.-J. Butt, P. Siedle and A. Engel, "Scan speed limit in atomic force microscopy", *J. Microsc.*, **169** 75 (1993).
 22. G. G. Stoney, "The tension of metallic films deposited by electrolysis", *Proc. roy. Soc. London A Mater.*, **82** 172 (1909).
 23. Berger et al., *Science* **276** 2021 (1997).
 24. H.P. Lang, H. Rothuizen, P. Vettiger, E. Meyer, and H.-J. Guntherodt, "Translating biomolecular recognition into nanomechanics", *Science*, **288** 316 (2000).
 25. J. Fritz, M. K. Baller, H. P. Lang, T. Strunz, E. Meyer, H. J. Guntherodt, E. Dela-marche, C. Gerber, and J.K. Gimzewski, "Stress at the solid-liquid interface of self-assembled monolayers on gold investigated with a nanomechanical sensor", *Langmuir*, **16** 9694 (2000).



김태승

- 1982년 연세대학교 세라믹공학과 학사
- 1984년 한국과학기술원 재료공학과 석사
- 1993년 한국과학기술원 재료공학과 박사
- 1984년 대우통신 광통신 사업부 대리
- 1989년
- 1994년 한국과학기술연구원
- 2000년 선임연구원
- 1997년 미국 미네소타대학교
- 1998년 전기공학과 방문연구
- 2000년 한국과학기술연구원
- 현재 책임연구원
- 2000년 한국과학기술연구원 마이크로
- 현재 시스템 연구센터 센터장