

Bio-MEMS에서의 Microactuator의 응용

윤대성, 오광욱, 조윤경, 차준희, 임근배

세종대학교 · 항공우주공학과

I. 서론

최근 들어 대량생산과 디바이스의 소형화 등 여러 측면의 이점 때문에 MEMS(Micro-Electro-Mechanical Systems) 기술을 각 산업분야에 적용하려는 움직임이 거세게 일고 있다. 생물/의학분야도 예외는 아니며 microfluidics 기술을 이용한 다양한 소자와 제품이 연구되고 양산되고 있으며 이 분야를 Bio-MEMS라고 부르기도 한다. 이 분야에서 MEMS 기술을 이용하여 개발된 미세소자 들은 크게 4 가지로 분류하여 볼 수 있다. 의학진단분야, 약물운반시스템, neural prosthetics, 생체보철공학 및 인공장기와 생체 칩체를 최소화한 수술 분야로 분류할 수 있다[1][2]. 최근 들어 가장 각광을 받고 있는 부분이 의학진단분야이며 기존의 전자, 기계, 재료 등 하드웨어산업과 생명공학이 결합된 바이오칩과 micro total analysis system(μ -TAS) 혹은 칩 위의 실험실(lab-on-a-chip)은 의학진단분야의 꽃이라고 할 수 있다.

많은 연구자들에 의해 펌프, 밸브, 믹서, 분리기, 전기 영동 칩과 같은 microfluidic component 들에 집중적인 연구가 이루어지고 있다. 이들 연구는 대부분 세포와 같은 생체시료를 출발물질로 해서 최종적으로 어떤 인의 반응을 수행하거나, 질병을 진단하는 임상실험실에서 이루어지는 전 공정을 하나의 칩 상에서 구현하려는 데에 그 목적이 있다. 이러한 개념을 μ -TAS 혹은 칩 위의 실험실이라고 한다. 이러한 칩 위의 실험실을 구현하기 위해서 필수 불가결한 요소 중의 하나가 MEMS 기술을 이용하여 제작된 microactuator이다.

Microactuator를 이용한 응용은 실로 다양하다. 대표적인 예로 μ -TAS에서 샘플 전처리을 위해서 많은 수의 마이크로 펌프와 밸브가 요구되는데 microactuator를 채용함으로써 능동적으로 유체의 흐름을 단속할 수 있다. 이외에도 질병진단에 사용하는 DNA 칩과 단백질 칩을 제조하는 장비나 DNA sensor 등에도 microactuator가 이용되고 있다.

본 논문에서는 μ -TAS 혹은 칩 위의 실험실과 또한 bio-MEMS 전반에 대해서 microactuator가 이용되는 현황을 사례 중심으로 살펴보고 문제점과 향후 전망

에 대해서 논의하고자 한다.

II. Bio-MEMS에서의 Microactuator의 응용

2-1. Microactuator를 채용한 microfluidic device

대부분의 bio-MEMS는 유체의 조절을 기반으로 하는 microfluidic device에 중심을 두고 있다. 이러한 microfluidic device에서 가장 중요한 부속 중 하나인 마이크로 펌프, 밸브, 믹서 혹은 acoustic power generator 등에 이러한 microactuator가 많이 응용되고 있다.

많은 연구자들이 microfluidic device 혹은 μ -TAS에 적용될 수 있는 다양한 마이크로 펌프, 밸브와 믹서 등을 보고하고 있다. Kaajakari 등은 PZT actuator를 이용하여 챔버 내에서 혼합과 펌프 및 입자구속 등 다양한 목적을 수행할 수 있는 다목적 소자를 개발하였고 이를 Figure 1에 간략한 구조를 나타내었다[3]. 실리콘에 반응챔버가 있고 뒷면에 PZT actuator가 부착되어 있다. 실리콘 bulk micromachining을 이용하여 반응 챔버를 구현하였으며, 반응 챔버 내에는 surface micromachining 이용하여 제작된 폴리실리콘 재질의 디스크형의 마이크로 actuator array가 형성되어 있다.

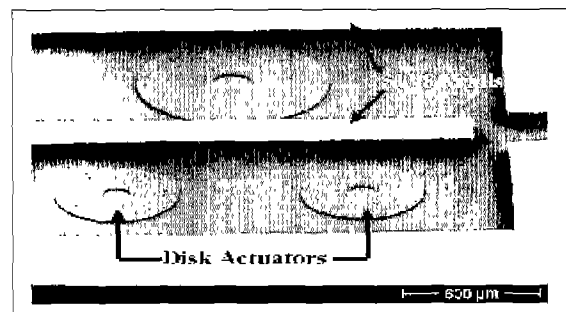


Figure 1. A schematic diagram of the frequency addressable microfluidic actuator.

이 소자는 주파수에 따라서 두 가지 종류의 resonance가 있다(Figure 2). 첫째는 substrate flexural resonance이고, 다른 하나는 thickness

mode substrate resonance 이다. 전자는 1 MHz 이하에서 우세하며 후자는 1 MHz에서 우세하게 나타난다. Substrate flexural resonance는 acoustic wavelength(1.5~7.5mm)가 microactuator의 크기보다 훨씬 크고, actuator 자체가 scattering dipole source로 작용하여 결국 큰 vortex을 형성시킨다. 이러한 flexural wave를 형성함으로써 Figure 3(c)에 보여지는 바와 같이 채널 벽을 따라서 acoustic gradient가 발생하여 벽을 따라서 유체의 이동이 이루어진다.

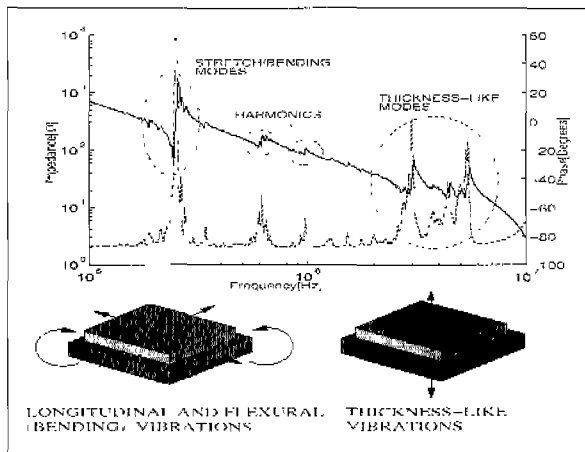


Figure 2. The measured PZT/Si laminate electrical impedance and corresponding mode classes.

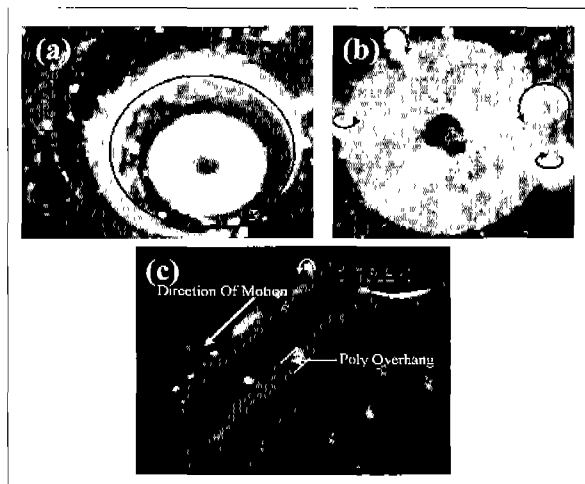


Figure 3. (a) Vortex formation around a disk actuator, (b) vortices along the disk periphery and (c) microsphere motion along the poly-silicon overhang (~50µm).

Thickness mode substrate resonance는 주파

수에 따라서 파장과 evanescent wave decay length가 변화한다. 결국 소자의 크기 대 파장의 비와 채널높이 대 decay length의 비가 디스크형의 microactuator 부근의 수직방향과 원형방향의 acoustic field에 지대한 영향을 미친다. 따라서 챔버 내의 각각의 actuator들에 다른 주파수를 가해 줌으로서 acoustic field의 분포를 변화시켜 유체를 원하는 방향으로 이동시킬 수 있다.

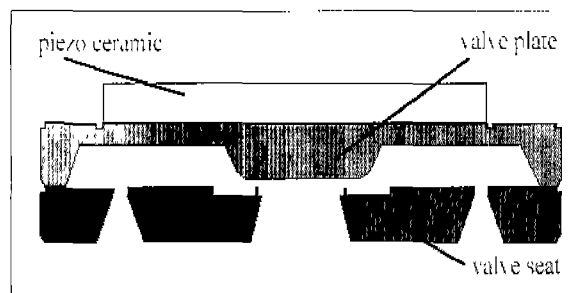


Figure 4. A schematic diagram (cross-sectional view) of the 2/2 normally open microvalves.

평판형 압전 actuator를 멤브레인에 부착된 마이크로 펌프와 밸브도 많이 보고되고 있다. Kluge 등은 하판에 유체의 입구와 출구 valve seat을 구현하고 상판에 멤브레인과 유체의 채널이 구현되어 있는 마이크로 펌프를 보고하였다[4]. Figure 4에 간략한 구조를 나타내었다. 멤브레인 위에는 PZT 평판형 actuator가 접착되어 있는 구조이다. 7 ml/min의 유속 하에서 제작된 밸브의 평균 leakage flow는 개방되었을 때의 유속의 0.3% 정도였다. Richter 등은 Figure 5에서와 같이 유체의 출구와 입구 및 밸브를 구현한 하판과 중간판, 유체챔버와 멤브레인 및 압전 actuator가 부착된 상판을 접합한 마이크로 펌프를 제작하였다[5]. -40 V ~ 90 V의 구동전압과 100 Hz 주파수 하에서 구동시 평균유속은 1.594 µl였으며 표준편차는 106 µl였다.

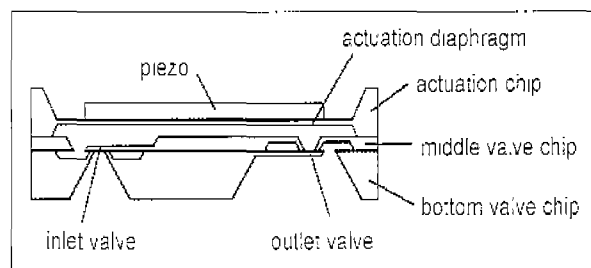


Figure 5. Design of the piezoelectrically driven silicon micropump.

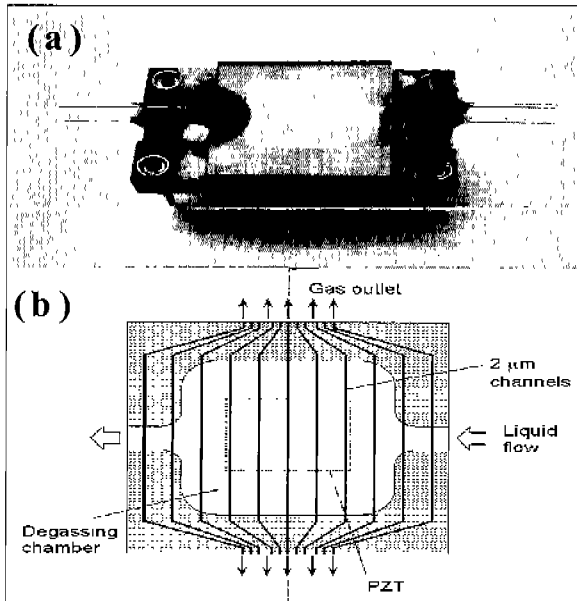


Figure 6. (a) A photograph of the degassing device and (b) schematic drawing of the degassing device.

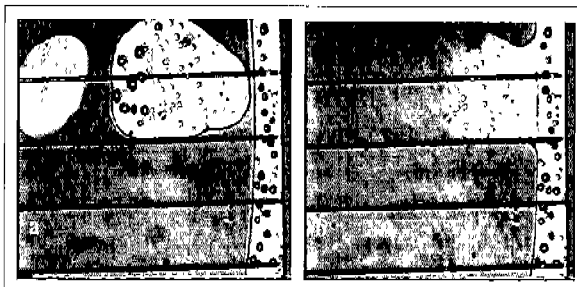


Figure 7. Selected video images showing a degassing process. This process was repeated with continuous water flow. (a) gas bubble generation and (b) venting.

Figure 6은 압전형 microactuator를 이용해서 제작된 degassing device 이다. Degassing 공정은 화학, 생물 및 dialysis와 같은 의료공정에서 필수 불가결한 공정이다. 기존의 방법으로는 화학 degassing, 가스교환, 진공확산법 등이 있으나 이들은 대부분은 μ -TAS에 적용하기는 적합치 않다.

Yang 등은 그 대안으로 microactuator를 이용한 초음파를 이용한 degassing 방법을 제안하였다(6). 소자는 기존의 포토리소그래피 공정을 이용하여 제작되었다. 실리콘 기판에 $2\ \mu\text{m}$ 선폭을 같은 미세채널을 array 형태로 반응성 이온에칭(RIE)를 이용하여 제작하였다. 이 미세채널 array는 가스가 빠져나가는 통로역할을 한다. dialysis를 위한 반응챔버와 주입구와 출구는 유리기판에 화학에칭방법으로 형성되

었다. 초음파 발생을 위한 멤브레인은 실리콘 기판의 뒷면을 에칭하여 제작하였으며 이것의 최종 두께는 $100\ \mu\text{m}$ 이다. 평판형 PZT actuator 블록이 멤브레인에 부착하여 제작되었다.

동작원리는 다음과 같다. 미세 채널 array를 소수성 화학물질로 코팅되어 생체시료가 미세유로를 타고 소자 바깥으로 세어 나오지 않고 반응챔버에 고립되게 하였다. 소수성으로 코팅되어 있는 미세채널은 $30\ \text{kPa}$ 의 내압에서도 견딜 수 있을 정도로 우수한 특성을 나타내었다. actuator를 동작시키면서 생체시료를 주입할 경우 시료에 녹아 있던 기체분자들이 기포로 바뀌게 된다. 이들 기포들이 소수성으로 코팅되어 있는 미세 채널로 이동을 하면서 기포는 대기 중으로 소멸하게 된다(Figure 7).

압전방식 이외에도 형상기억합금, 바이메탈, 정전기력과 외부압력을 이용한 펌프와 밸브가 제작되어 지고 있다(7). Ikuta 등은 Figure 8에서와 같이 형상기억합금의 판상 actuator를 이용하여 마이크로 펌프를 제작하였다(8). 각각의 펌프는 두 개의 체크밸브로 구성되어, 체크밸브는 실리콘 고무와 spacer 및 형상기억합금 actuator로 이루어 졌다. 제작된 소자의 최대유속은 $9.4\ \mu\text{l}/\text{min}$ 이었으며, 최대압력은 $15\ \text{kPa}$ 였다.

Takao 등은 Figure 9에서와 같이 유리/실리콘/유리 3중 접합방식으로 외부압력에 의해서 동작하는 마이크로 밸브를 제작하였다(9). 유리기판에 유체의 입구와 출구가 존재하고 멤브레인은 실리콘 기판에 구현되어 있다. 유리기판을 통하여 외부의 압력이 가해지면서 밸브 안쪽과 바깥쪽의 압력 차이에 의해서 멤브레인이 변위가 발생하여 밸브가 개폐되도록 하였다.

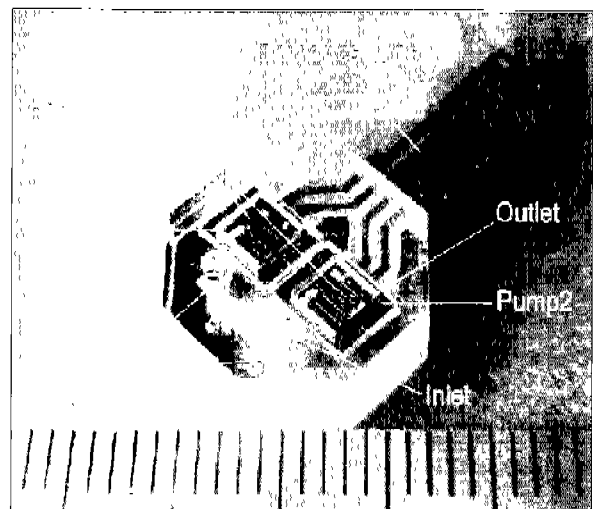


Figure 8. A photograph of optimized SMA micropump

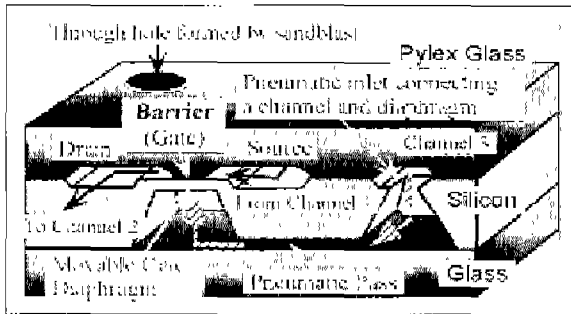


Figure 9. A schematic diagram of a pneumatically-actuated silicon microvalve.

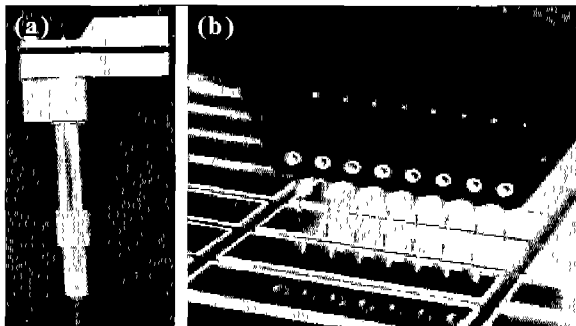


Figure 10. (a) A piezo tip with piezoactuator and glass nozzle and (b) 8 Piezo tips as implemented on the spotarrayer.

2-2. Biochip 분야에서의 microactuator 응용

압전형 microactuator를 이용하여 생체분자 등이 포함된 용액을 소량 분사해 주는 liquid dispenser가 최근 들어 각광을 받고 있다. 이 기술은 기존의 Epson이 채용하고 있는 압전 actuator를 이용한 잉크젯 방식과 흡사하다. Figure 10은 Packard bioscience Co.에서 시판 중인 압전형 DNA scan arrayer의 dispenser 부분이 다[10]. 원통모양의 압전형 actuator에 유리 재질의 마이크로 노즐이 붙어 있는 것을 기본단위로 8개가 array 형태로 배열이 되어 있다. 압전 actuator를 채용한 잉크젯 방식은 기존의 방식에 비해서 몇 가지의 장점을 가지고 있다. 첫째, 기존의 thermal 방식에 비하여 마이크로 챔버에서 발열하지 않으므로 유체 속에 포함되어 있는 생체분자 등이 변질될 가능성이 없다. 둘째, 압전 actuator를 구동하는 구동전압을 조절함으로써 토출되는 액적의 양을 정밀하게 제어할 수 있다. 제작된 dispenser는 1,600 spots/cm²의 밀도로 프린팅을 할 수 있으며, 대략적인 액적의 부피는 325 pL이다. 대략적인 spot의 크기는 기판과 샘플의 물성에 의존하

나 150 ~ 250 μm의 범위를 갖는다.

Nilsson 등은 Figure 11에서와 같이 적층형 PZT actuator를 이용하여 2 개의 유로와 2 겹의 복합 노즐을 채용함으로써 서로 다른 두 종류의 용액을 혼합하여 분사할 수 있는 소자를 제작하였다[11]. 이 소자는 MALDI TOF 질량분석기(Mass spectrometer)의 샘플 제조용으로 제작되었다. 한 채널에는 이미 알려진 펩타이드를 다른 한 채널에는 검사하고자 하는 펩타이드 용액을 집어 넣어 동시에 검사를 실시하여 검사의 정확도를 높이도록 하였다.

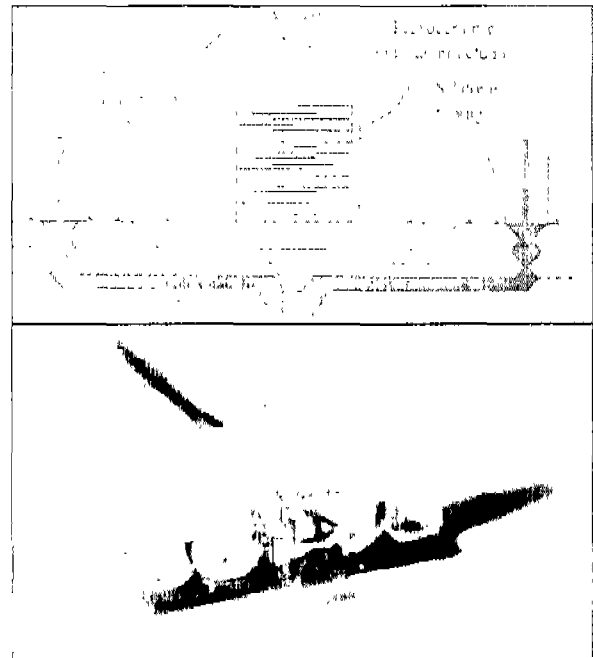


Figure 11. Design and photograph of the compound microdispenser.

2-3. microactuator를 이용한 nano biochemistry

최근 바이오칩 등장과 더불어 표면과학자 들의 관심사 중의 하나는 단일 분자수준의 탄성계수, 화학결합력과 같은 물리화학 물성을 평가하는 것이다[12]. 이러한 측정은 압전형이나 자기형microactuator를 채용한 AFM tip과 광학계를 이용하여 이루어지고 있다. Figure 12는 DNA 혹은 단백질과 같은 단일 생체분자의 물성을 평가하기 위한 AFM 실험장비의 한 예이다.

AFM은 생체분자의 형상과 기계적 성질을 평가하기 위한 날카로운 tip이 부착된 유연한 cantilever 형태의 microactuator를 사용한다. cantilever의 수직 수평 방향으로의 변위는 컴퓨터를 통해서 정밀하게 제어된다.

tip과 기판에 부착된 생체분자가 작용하기 시작할 경우 cantilever에 변위가 발생한다. 이러한 변위는 레이저를 cantilever의 뒷면에 조사하여 미세거울을 통해 반사된 광을 포토다이오드가 검지함으로써 관찰할 수 있다. cantilever를 x-y로 2차원 적으로 스캔할 경우 생체시료의 topographic image를 볼 수 있으며, 수직방향으로 움직일 경우 force curve를 얻을 수 있다. 이 force curve를 이용하여 생체분자의 종류와 분자간 힘을 측정할 수 있다.

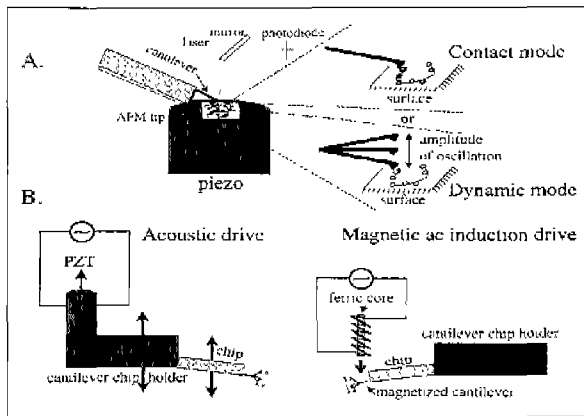


Figure 12. Schematic diagrams of the principle of action of the atomic force microscope. (A) The enlargements on the right-hand side illustrate the principle of the static mode (top) and the dynamic mode (bottom) of action, and (B) illustration of the acoustic and the magnetic-oscillation-induction dynamic mode of action.

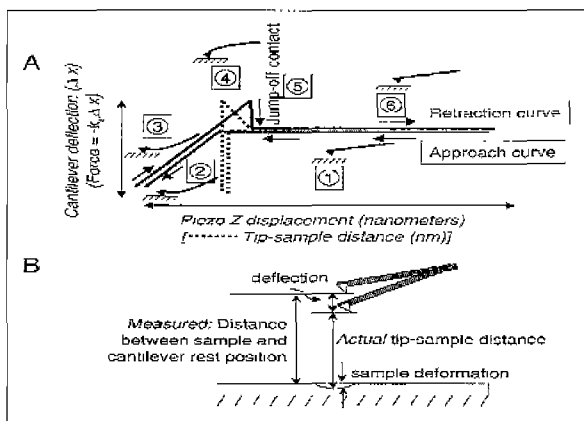


Figure 13. Schematics of types of force curves and tip-sample interactions.

Force curve를 얻는 방법은 Figure 13에 나타나 있다. 초기 tip이 샘플표면과 멀리 떨어져 있을 경우는 아무런 상호작용이 없다. tip을 샘플표면에 가까이 가져갈

경우 어떤 임계점을 초과할 경우 두 표면이 반응하여 cantilever가 샘플 쪽으로 휘어지거나(반데르발스 힘 혹은 정전기적 인력) 정전기적으로 반발력 때문에 반대 방향으로 휘어지기도 한다. 계속 변위를 가할 경우 cantilever는 탄성력과 tip과 샘플의 상호 작용력이 같아지는 곳에서 평형을 이루는 지점이 존재한다. 완전히 tip과 샘플이 접촉을 한 뒤에는 전자 오비탈이 겹치기 시작하므로 반발력이 생기기 시작한다. 이 지역에서는 샘플이 탄성/소성변형을 일으키기 시작하는데 이로부터 생체분자 수준의 기계적인 물성을 얻을 수 있다. 미리 설정된 하중에 도달한 뒤 tip은 샘플로부터 멀어지기 시작한다. 이 과정에서 소수성인력, solvation에 의한 인력 등 이전과는 다른 종류의 인력이 부가적으로 작용한다. 따라서 tip이 접촉할 당시의 변위보다도 더 멀어져도 tip은 여전히 샘플에 붙어있는 상태를 유지하고 있다. cantilever의 유효탄성계수가 이러한 상호작용을 극복할 수 있을 때 tip과 샘플이 분리된다.

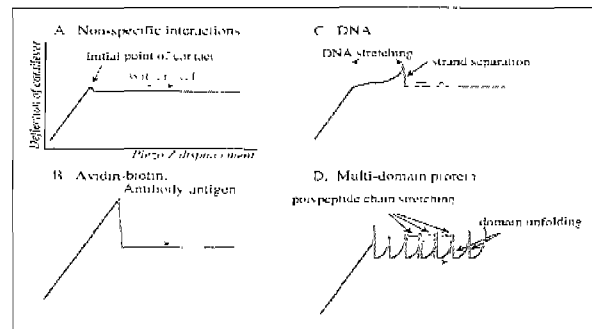


Figure 14. Illustration of the major types of force curves obtained as a result of interactions between biological macromolecules. (a) non-specific interactions, (b) avidin-biotin, (c) DNA, and (d) multi-domain protein

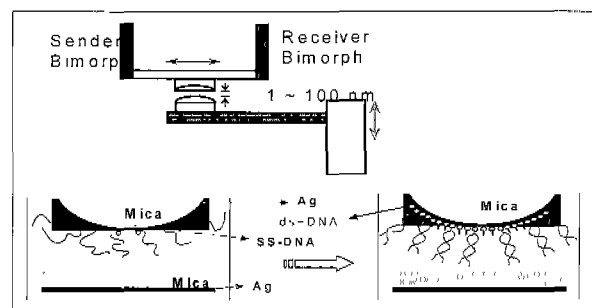


Figure 15. Experimental scheme. Thiol-terminated single stranded DNA (ss-DNA) was allowed to adsorb onto Ag-coated mica, mercaptohexanol was added to impede nonspecific adsorption, and the immobilized films were brought into contact with an opposed sheet of mica to which they did not adsorb.

Figure 14는 수직방향으로 tip을 움직일 때 각기 다른 종류의 생체분자의 특성곡선이다. 이러한 곡선 모양을 바탕으로 생체분자의 conformation, 화학결합력과 같은 단일 분자수준의 물리화학적 정보를 얻을 수 있다. Bestamante 등은 AFM을 이용하여 DNA의 다양한 기계적 성질을 연구하였다[13]. 이 그룹은 대략 65 pN 정도의 힘으로 folding 된 DNA를 펼 수 있다고 보고하였다. 또한 많은 연구자들이 대략 65 pN 정도의 힘에서 B형에서 S형으로의 DNA 전이가 일어남을 보고하였다. Rief 등을 비롯한 여러 연구자들이 다양한 종류의 단백질의 conformation과 기계적인 물성을 연구하였다[14][15].

세계 최초로 측정하였다[16]. 또한 일정 압축력 하에서 작은 변위의 전단변위가 가해질 경우 ss-DNA와 ds-DNA일 경우의 전단력과 압축력과의 관계, 전단모드의 탄성계수와 점탄성과의 관계를 규명하였다.

ss-DNA가 hybridization을 통해서 ds-DNA로 바뀔 경우 전단력이 압축력보다 우세해진다(Figure 16). 또한 전단모드의 탄성계수와 점탄성계수를 비교할 경우, hybridization 이후 탄성계수가 우세해짐을 규명하였다.

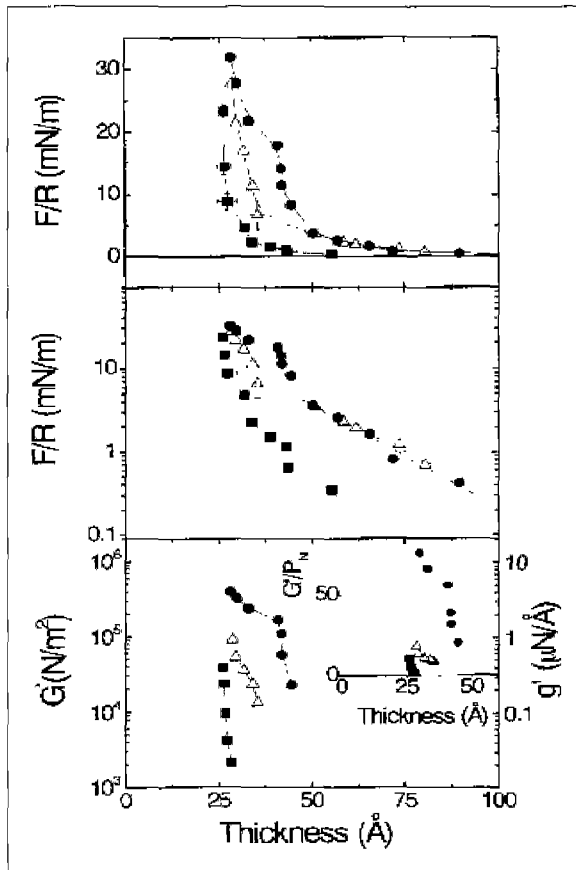


Figure 16. Forces in the compressive and shear directions are compared before and after hybridization with the complementary DNA strand.

Cho 등은 Figure 15에서와 같이 bimorph형 microactuator를 이용하여 일정한 압축력 하에서 수평변위를 발생시켜 DNA의 shear mode의 탄성계수 (shear modulus)와 점탄성계수(loss modulus)를



Figure 17. Surface growth method for CVD nanotube tip preparation: (a) SEM and (b) TEM images.

이와는 별도로 AFM의 고성능화를 위해서 MEMS 기술을 이용하여 cantilever를 제작하려는 연구들이 활발히 진행되고 있다. Grabiec 등은 MEMS 공정을 통하여 cantilever에 force sensor와 신호처리기를 위한 CMOS가 장착되어, 측정과 센싱, 그리고 신호처리가 전부 한 칩에서 이루어지는 소자를 제조하였다[17]. Hafner 등은 AFM tip 끝에 carbon nanotube를 부착하는 등, AFM의 정확도를 높이려는 시도들이 이루어지고 있다.(Figure 17)[18][19].

2-4. Microactuator를 이용한 bio-sensor

microactuator의 또 하나의 강력한 응용분야는 질병진단을 위한 DNA 센서 혹은 immunosensor 분야이다. Figure 18(b)에 원리도를 나타내었다. 우선 MEMS 공정을 이용하여 백금박막이 상부에 증착된 cantilever를 만든다. 여기에 염기서열을 알고 있는 probe DNA 혹은 항원 혹은 항체와 같은 단백질을 고정화 시킨다. 최종적으로 검지하고자 하는 환자의 target DNA 혹은 serum을 흘려 준다. 이때 염기서열이 맞는 경우는 target 들이 probe에 결합하게 되어 cantilever 가 특정 방향으로 변위를 발생하게 된다. 이러한 변위의 기원은 target 분자가 결합하기 전과 후의 intermolecular force의 변화와 configuration

entropy의 변화에 기인하는 cantilever의 표면응력 변화에서 기인한다.

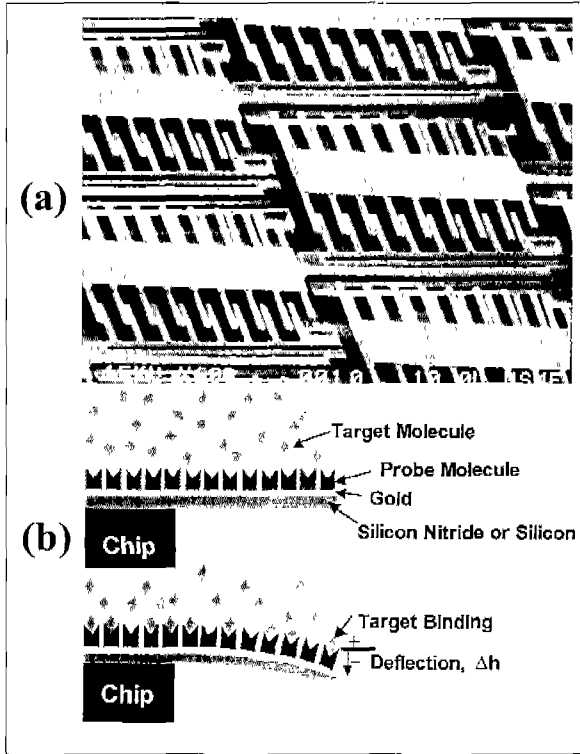


Figure 18. (a) photograph of microcantilever arrays and (b) illustration of specific biomolecular interactions between target and probe molecules after intermolecular interactions within a self-assembled monolayer on one side of a cantilever beam.

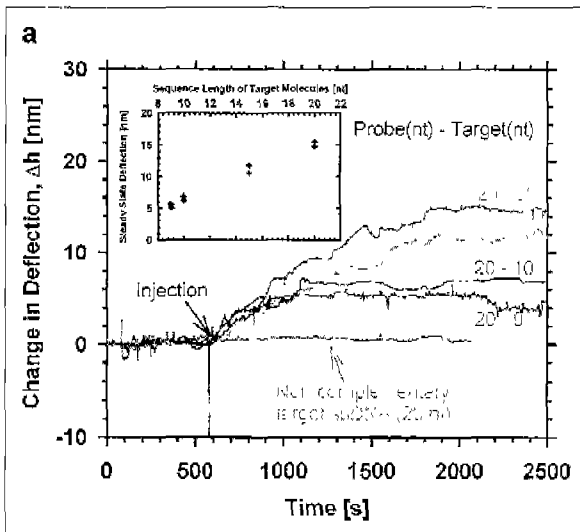


Figure 19. Changes in Au-Si cantilever deflection caused by hybridization.

Fritz 등과 Wu 등은 cantilever 형의 microactuator array를 제작하여 표면에 결합하는 생체분자들의 분자간 힘에 의한 actuator의 변위를 측정하였다(Figure 19)[20][21]. 이들 actuator 들은 DNA의 단일염기 수준의 차이까지도 감지할 수 있을 정도로 정밀도가 높았다. 주목할 만한 점은 cantilever의 변위에 DNA의 configuration entropy의 변화가 지대한 영향을 미친다는 점이다. ss-DNA가 고정화 되었을 경우 좀더 유연하여 상당히 복잡한 구조로 엉키면서 configuration entropy가 증가하는 방향으로 배열을 하게 된다. 이때 buffer의 이온농도를 변화시킨 경우와 변화시키지 않은 경우에 hybridization의 결과 cantilever의 변위가 정반대로 변화하였다. 이때 이온농도는 DNA의 configuration entropy를 제어하는 역할을 수행한다. 이온농도가 낮은 경우는 ds-DNA 들로 바뀌면서 표면에 흡착되기 보다는 정전기적인 척력에 의해 유체 속으로 밀려나 배향하게 된다. 이온농도가 증가할수록 스크린 현상이 심해져 배향정도가 감소하여 hybridization 전후의 변위에 큰 영향을 미치지 않는다.

III. 결론

이상에서 microactuator를 바이오산업에 응용한 사례들을 살펴보았다. μ -TAS나 칩 위의 실험실에서 이용되는 microactuator를 이용한 펌프나 밸브와 같은 microfluidic 구성품 들은 최근 들어 많은 연구들이 이루어지고 있다. 단품형으로는 어느 정도 만족할 만한 성과도 나오고 있으나, 한 칩에 여러 구성요소들이 일체화된 시스템화된 칩은 아직은 실험실 단계의 제작수준에 머물러 있다. 산업화를 저해하는 가장 큰 요인은 성능과 재현성에 있어서 기존의 제품과 경쟁성이 떨어지기 때문이다. 또한 제작공정이 지나치게 복잡하여 생산단가가 높은 것도 하나의 산업화를 저해하는 요소이다. 특히 μ -TAS와 칩 위의 실험실의 제작공정 중 펌프와 밸브를 칩 안에 장착할 경우 제작공정이 전체 공정의 많은 부분을 차지한다는 점이 커다란 단점으로 작용하고 있다. 따라서 현재의 microfluidic device는 외부의 유체조절 시스템을 따로 채용하고 있는 경우가 많다. 마이크로 펌프와 밸브 등이 이러한 칩에 채용되기 위해서는 좀더 단순화된 디자인과 공정, 그리고 재현성있는 성능이 뒷받침되어야 할 것이다.

microactuator를 이용한 단품소자들은 현재 급격하게 산업화가 진행 중이다. Biochip 제작용 liquid



dispenser, 압전형의 AFM tip, 마이크로펌프 단품 등이 좋은 예이다. 이외에도 수동형 actuator를 제작하여 생체분자들을 고정화하여 생체분자가 다른 분자와 반응을 할 때 분자간 힘에 의한 변위를 관찰하는 DNA sensor도 활발히 연구되고 있다. 비슷한 원리로 압전 actuator의 공명주파수 변화를 관찰하여 생체분자의 반응을 연구하려는 시도도 최근 이루어지고 있다.

생명공학이 폭발적으로 발전하고 세분화되면서 Bio MEMS 분야에서 microactuator의 역할이 중요해 지고 있다. 특히 microfluidic device에 효과적으로 일체화시킬 수 있을 정도로 기술이 성숙단계에 도달한다면 그 발전 가능성 및 응용 가능성은 무한하다고 볼 수 있다.

IV. 참고문헌

1. P. Dario et al. "Micro-systems on biomedical applications", J. Micromech. MicroEng. 10, 235-244 (2000)
2. 임근배, 윤대성, "MEMS 기술과 차세대 생물산업", 대한전자공학회지, 28(3), 301-308 (2000)
3. V. Kaajakari et al. "A frequency Addressable ultrasonic microfluidic actuator array", Transducers '01, 958-961, (2001)
4. S. Kluge et al., "Pneumatic silicon microvalves with piezoelectric actuation", Transducers '01, 924-927, (2001)
5. M. Richter et al., "Batch fabrication of silicon micropumps", Transducer '01, 936- 939 (2001)
6. Z. Yang et al. "Fabrication and performance of ultrasonic micro-degassing device", Micro total analysis system 2001, 191-192 (2001)
7. N. Vandelli et al. "Development of a MEMS microvalve array for fluid flow control", J. MEMS , 7(4), 395-403 (1998)
8. K. Ikuta et al. "Multi-micro pump chip to flow gases and liquids", Micro Total Analysis System 2001, 233-235 (2001)
9. H. Takao et al. "A pneumatically-actuated silicon microvalve and its application to functional fluidic integrated circuits", Transducers '01, 946-949, (2001)
10. <http://www.packardbioscience.com>
11. J. Nilsson et al. "Compound micro-dispensing", Micro total analysis system 2001, 75-77 (2001)
12. S. Zlatanova et al. "Single molecule force spectroscopy in biology using the atomic force microscope", Progress in biophysics & molecular biology 74, 37-61 (2000)
13. C. Bustamante et al. "Entropy elasticity of λ -phage DNA", Science, 265, 1599-1600 (1994)
14. M. Rief et al. "Reversible unfolding of individual titin immunoglobulin domains by AFM", Science 276, 1109-1112 (1997)
15. S. Labeit et al. "Titins-giant proteins in charge of muscle ultrastructure and elasticity", Science 270, 293-296 (1995)
16. Y. K. Cho et al. "A surface forces study of DNA Hybridization", Langmuir 17, 17732-7734 (2001)
17. P. B. Grabioc et al. "The integration of CMOS with plasma-enhanced micromachining", Surface and coating technology 97, 475-480 (1997)
18. J. H. Hafner, C. L. Cheung, C. M. Lieber, Nature 398, 761-762 (1999)
19. J. H. Hafner, C. L. Cheung, C. M. Lieber, J. Am. Chem. Soc. 121, 9750-9751 (1999)
20. J. Fritz et al. "Translating biomolecular recognition into nanomechanics", Science 288, 316-318 (2000)
21. G. Wu et al. "Origin of nanomechanical cantilever motion generated biomolecular interactions", Proc. Natl. Acad. Sci. 98, 1560-1564 (2001)

윤대성

1991년 연세대학교 세라믹공학과(공학사)
1996년 KAIST 재료공학과(공학박사)
1999~2000 University of Pennsylvania(post-doc.)
1995~1996 삼성전자 메모리사업부
1996년~현재 삼성종합기술원 MEMS Lab.
관심분야 : Bio-MEMS, Biophysics,
Lab-on-a-chip, 마이크로전자소자

오광욱

1995년 전북대학교 물리학과 (B.S.)
1997년 University of Cincinnati Electrical Engineering (M.S.)
2000년 University of Cincinnati Electrical Engineering (Ph.D.)
1995년~2000년 Univ. of Cincinnati Research Assistant
2001년~현재 삼성종합기술원 MEMS Lab
관심분야 : BioMEMS, μ -TAS,
Lab-on-a-chip, Microvalves,
Micropumps, Microfluidics

조윤경

1992년 포항공과대학교 화학공학과(공학사).
1994년 포항공과대학교 화학공학과(공학석사).
1999년 Univ. of Illinois at Urbana-Champaign(공학박사).
1999년~현재 삼성종합기술원 MEMS Lab.
관심분야 : BioMEMS, 표면화학, Microfluidics

차준희

1993년 포항공과대학교 화학과(이학사) 재료금속공학과(공학사).
1995년 포항공과대학교 화학과(이학석사).
1999년 포항공과대학교 화학과(이학박사).
1999년~2001년 삼성종합기술원 MEMS Lab.
관심분야 : Lab-on-a-chip

임근배

1990년 영남대학 전자공학과 (공학사)
1992년 영남대학 전자공학과 (공학석사).
1996년 Tohoku Univ. (공학박사).
1996년 현재 삼성종합기술원 Biochip Project Team
관심분야 : BioMEMS