

1. 서 론

이성호 팀장

(한국과학기술원 부설 나노종합팹센터 바이오MEM스팀) 계 요 소 제 작 을 위 해 시 작 된 미 세 전 자 기 계 시스 템 (MEMS :

김병일 연구원

(한국과학기술원 부설 나노종합팹센터 바이오MEM스팀) Microelectromechanical Systmes) 기술은 21세기의 핵심 기술로서 인식되어 선진과학국가에서 국가적인 과제로 많은 지원을 해 왔다[1].

현재 MEMS 분야는 고주파(Radio Frequency), 광(Optics), 정보통신(Information), 에너지(Power Source), 바이오(Bio Chip) 등의 응용 분야로 확장되어 있다. 이와 같은 응용 분야 중에서 특히, 바이오 분야에 접목시키는 환경 칩, 바이오 칩 및 휴대용 진단 질병 시스템 등의 BioMEMS 응용 분야에 관심이 집중되고 있다.

BioMEMS 디바이스 응용은 우선 연구개발용이 대부분이나, 향후 의료 현장진단, 일반가정건강상태 확인 등의 응용에 많은 수요가 기대되고 있다. 이와 같이 일반가정과 의료현장의 사용을 위해서는 디바이스의 저가격화에 중점을 둔 BioMEMS의 실용화가 중요하다. 또한, DNA, Protein, Blood 등의 생체 재료를 마이크로채널 내에 원활히 흐르게 하기 위한 기판재료, 코팅재료의 선택 및 이의 미세패턴제작기술이 중요한 과제로 남아있다. Micro Total Analysis Systems, MEMS관련 학회에서 BioMEMS의 적용을 위한 다양한 재료 및 미세 패턴 제작, 활용 기술에 대한 연구 결과가 최근에도 계속하여 발표되고 있다. 특히, BioMEMS 응용 연구 개발은 Biomedical Engineering, Bio Chip, Microarray, Lab on a Chip 등에서 활발히 이루어지고 있다.

BioMEMS 구조는 마이크로 채널 구조를 이용하는 DNA Dispenser나 PCR Chip 등의 마이크로유체 시스템(Microfluidic System)과 외팔보(Cantilever)의 물리적인 진동을 이용하는 진동형 시스템으로 크게 나눌 수 있다. 마이크로 유체 디바이스의 경우, 낮은 레이노를 수에 기인한 두 유체 경계면에서의 혼합이 쉽지 않기 때문에, 혼합률을 증가시키기 위한 다양한 채널 구조 제작 연구를 수행하고 있다. 특히, 랩온어칩(Lab on a Chip)은 하나의 칩 위에 생물학적 요소를 집적화시킨 것으로, 마이크로 채널, 마이크로 밸브, 마이크로 반응기, 미세검출부등의 미세 요소를 집적

화 하는 기술 개발이 많이 진행되고 있다.

최근 고주파 등의 정보통신기술을 바이오 칩에 접목하는 유비쿼터스 기반의 실시간 정보 전달이 가능한 휴대용 진단형 바이오칩 센서, 유체 시스템, 통신 시스템이 일체화된 One Chip 형태의 연구가 활발하다. 또한, 광학, 원자 현미경등의 계측 기술을 생물학 분야에 접목시켜 생물체의 단분자의 분석을 가능하게 할 수 있는 연구 개발도 다양하게 이루어지고 있다.

BioMEMS 응용을 위한 디바이스 제작에 주로 사용되고 있는 재료로서는 실리콘, 유리, 폴리머 재료 등이 있다. 실리콘 재료는 반도체 제조공정과의 호환성으로 인해 많이 사용되고, 파이렉스, 석영 등 유리 재료는 광 투과율이 좋고, 내화학성 및 표면 개질이 용이하고, 절연성이 우수하여 전기영동 디바이스에 많이 이용되고 있다. 최근 Polycarbonate(PC), Poly Methyl Methacrylate(PMMA), Poly Dimethylsiloxane(PDMS) 등의 폴리머 재료는 표면 조절이 쉽고, 인체 친화적, 미세패턴 제조 공정이 용이하다는 등의 많은 장점 때문에 BioMEMS 응용을 위해 연구 개발이 활발히 되고 있다. 또한, 소프트 리소그라피(Soft Lithography)라는 공정을 이용하여 생체 친화성과 제작이 용이한 폴리머 재료의 바이오 칩 제작 연구를 수행하여, 마이크로 고분자 채널, 센서, 밸브 등의 미세 구조물 제작에 이용하고 있다.

본 논문에서는 BioMEMS 응용을 위해 필요한 실리콘 미세패턴제작기술, 유리 미세패턴제작기술, 폴리머 미세패턴제작기술로 크게 나누어, 이 기술들의 설명과 BioMEMS에 응용되고 있는 연구 사례들을 살펴보자 한다.

2. 바이오MEMS 미세패턴 제작 기술 및 응용

BioMEMS에의 연구 개발은 최근 몇 년 사이에 수많은 연구자, 기업 등에서 관심을 가지면서 폭발적인 결과들이 나오고 있다[2]. BioMEMS의 이런 분위기는 바이오 칩 제작 회사, 연구개발기관 및 대학에서 발표하는 랩온어칩, 바이오 센서, 셀 칩 등에서 쉽게 찾아볼 수 있다. 또한, Caliper社 및 Affymatrix社

의 DNA Chip, i-STAT社의 혈액분석장치 등 많은 회사에서 나노바이오칩 관련 기술을 이용해 제품을 개발하여 판매하고 있다.

미세 기계요소, 전자회로, 광학소자 등을 접목한 마이크로 센서 및 마이크로머신 디바이스는 고도의 3차원 미세구조가 필요하다. 특히, 바이오MEMS에의 적용을 위해서는 미세유체채널 형성을 위한 공정과 단분자 바이오 물질의 진동 거동을 판별하여 농도를 분석할 수 있는 나노 진동자의 개발이 필요하다. 여기에는 사진공정(Photolithography), Electroforming /Plating을 이용하여 미세유체채널 제작, 표면개질 기술, 패키징 기술, 마이크로 펌프 및 밸브 등의 미세 유체제어 디바이스 기술, 나노진동자를 제조하는 식각 기술과 바이오물질을 패터닝하는 기술 등이 포함된다고 할 수 있다. 접착화된 바이오센서 디바이스를 제작하기 위하여 바이오 칩의 시료 전처리 공정에 이용되는 미세유체제어시스템, 어레이 전극 재료의 미세패턴과 미소광학검출 시스템의 접착화, 질량 분석시스템의 소형화와 유체시스템과의 접착화 등에도 BioMEMS 제조공정이 활발히 활용되고 있다.

최근, BioMEMS에서의 유리, 플라스틱의 중요성은 많이 발표되고 있다. 이전까지 사용되어 왔던 실리콘, 세라믹, 금속의 이용은 줄어들고, 유리와 플라스틱의 이용은 더욱 증가하고 있다. 특히, 플라스틱의 경우 단순 부품(Passive Components)의 사용보다는 접착화된 기능(Active Components)를 가질 수 있는 하이브리드(Hybrid)화하여 샘플링(Sampling, Separation)과 검출(Detection) 등의 접착화를 통한 랩온어칩 응용을 위해 많은 기대가 되고 있다.

그림1은 바이오칩, 바이오센서 및 바이오MEMS 기술 분류를 보여주고 있다. 그림에서처럼 BioMEMS는 마이크로어레이칩과 랩온어칩의 바이오칩, 바이오센서를 위한 중요한 도구로서 인식되고 있다. 나노입자, 나노와이어, 나노튜브 및 나노진동자 등의 나노기술을 BioMEMS 기술과 접목하여 형광검출, 전기화학측정, 공진 주파수 검출 방법에 바탕을 둔 바이오센서의 응용이 활발하다. 한편, 마이크로 채널 등을 제작하여 단백질, 세포등의 생체 물질의 측정, 분리 등을 이용해 랩온어칩 등의 마이크로바이오칩에 응용하고 있다.

그림2에 각 재료별 마이크로유체 디바이스에의 응용 예를 보여주고 있다. 다양한 종류의 바이오칩, 바이오센서에의 적용을 위해서 실리콘 재료, 유리, 플라스틱, 금속 등이 사용되고 있다. 또한, 바이오칩, 바이오센서는 DNA, Protein등의 액체 성분의 생체 물질을 흘려 보내기 위한 마이크로 유체 채널 구조, 피에조저항(Piezo Resistivity)과 같은 마이크로 센서 시스템, 외팔보(Cantilever) 구조 마이크로 진동 시스템을 필요로 한다. 그림2에 나타난 바와 같이, 실리콘, 금속, 유리, 폴리머 재료를 마이크로 유체 작용에 따라 분류하였다. 유리 재료는 반응 시스템, 제약 합성, 분석 시스템의 응용 분야에 이용되고, 폴리머

재료는 현장진단시스템(POC : Point of Care), 제약 디스펜스 시스템 등의 응용에 적용되고 있다. 실리콘 재료는 제약 디스펜스 및 제약 탐색 시스템에 적용되고 있다.

2.1 실리콘 재료 미세패턴기술

실리콘 재료는 반도체 산업에서 예전부터 사용되고 있는 대표적인 재료로써, 다양한 패턴 제작 방법이 개발되어 있다. 실리콘 재료를 이용한 마이크로 분석 시스템 연구 시초는 1970년대의 실리콘 기판 위에 제작한 가스크로마토그라피 분석 시스템이었고, 이 시스템은 탄화수소 분리를 위한 시료도입, 분리칼럼, 검출부를 집적화되었다. 이후, 화학 계측 및 생화학 계측에의 응용에 이온선택성트랜지스트, 바이오센서 및 전기화학검출 연구가 접목되었다. 한편 1980년대에 Micromachines, Microelectromechanical Systems(MEMS)기술의 활발한 연구 결과를 이용하여 실리콘 재료의 마이크로 밸브 및 마이크로 펌프 제작, 압전체 등을 이용한 실리콘 마이크로유체시스템 등이 많이 연구 개발되어 왔다[3].

실리콘의 습식 식각에는 등방성 식각 방법(Lsotropic Etching)과 비 등방성 식각 방법(Anisotropic Etching)이 있다. 등방성 식각 방법은 실리콘 웨이퍼에서의 같은 식각 속도로 인한 원형 형태의 구조물 제작이 가능하고, 비등방성 식각 방법은 결정학적 방향(Crystallographic Direction)에 따른 다른 식각 속도로 피라미드나 V자형 채널을 형성할 수 있다[4]. 비등방성 식각에 Potassium Hydroxide-Water(KOH), Tetramethyl Ammonium Hydroxide(TMAH) 화학 용액이 많이 이용되고 있고, 이 용액을 이용하여 다양한 멤스 구조물 디바이스를 제작하고 있다.

그림3(a), (b), (c)는 {100}면의 실리콘 기판에 대한 결정학적 방향 식각을 보여주고 있다. V자형으로 식각되어 {111}면 만이 노출되면 식각이 정지하며(a), 다수의 비결합수에 기인한 모서리 식각(c)이 되어 보상 패턴이라는 방법을 이용해 이 현상을 제거한다. 그림3(c), (d), (e)는 {110} 표면의 기판을 이용한 경우로서 {111}수직면을 만들어진다[5].

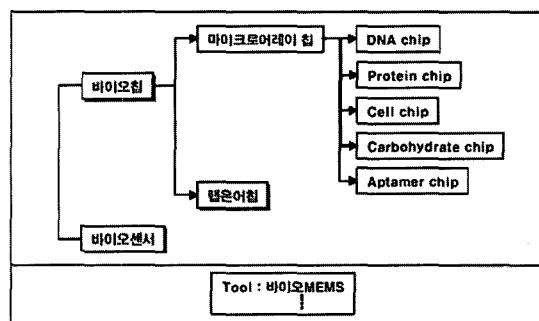


그림 1. 바이오칩, 바이오센서 및 바이오엠스 기술 분류
(자료 : BT News, 생명공학연구원).

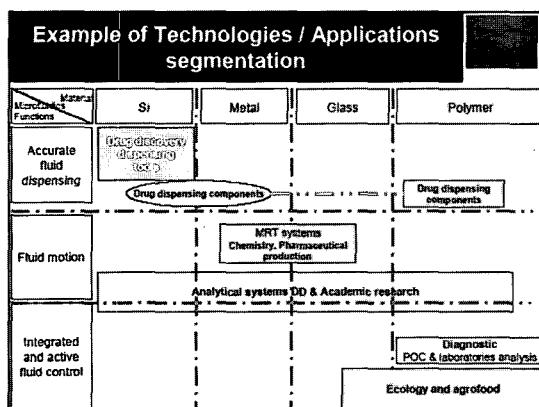


그림 2. 재료별 Microfluidics 기능의 기술 및 응용 예.

건식 식각법은 식각 속도가 일반적으로 습식 식각보다 느리지만, 평행평판형 반응성 이온 식각, 유도결합플라즈마형, 전자사이클론공명등의 방식으로 플라즈마 밀도를 증가시켜 식각 속도를 증가시키는 연구가 많이 수행되고 있다. 실리콘과 반응 가스와의 화학적 반응을 이용하는 건식 식각 방법에는 다양한 구조와 고종횡비(High Aspect Ratio)를 요구하는 MEMS 디바이스 제작에 Deep Reactive Ion Etching(DRIE) 방법이 많이 사용되고 있다[6]. 표1에 설명된 바와 같이 실리콘의 수직 식각 및 다양한 재료의 선택적 식각으로 여러 재료의 멤스 구조물 제작이 가능하다. 또한, 감광성 재료(Photo Resist), 산화막(Silicon Oxide) 등을 보호막으로 사용하여 깊은 구조물 제작이 가능하여 최근 실리콘 MEMS 구조물 제작에 폭넓게 사용되고 있다.

그림4에 반복적인 식각과 증착을 이용하는

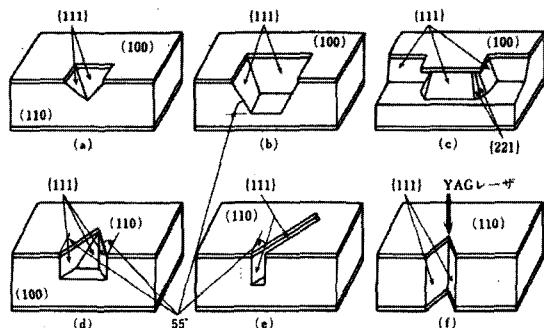


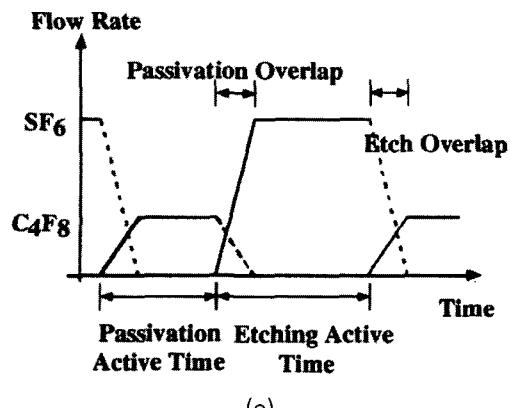
그림 3. 실리콘 이방성 식각 Profile (100) 면(a, b, c) 및 (110) 면(d, e, f).

표 1. 반응성이온식각에 사용되는 가스와 식각 재료.

식각 재료	
Si	$\text{CF}_4(+\text{O}_2)$, CCl_2F_2 , SF_6
Poly-Si	$\text{CF}_4(+\text{O}_2)$, CCl_4 , CCl_2F_2 , Cl_2 , SF_6
SiO_2	$\text{CF}_4(+\text{H}_2)$, $\text{CHF}_3(+\text{O}_2, +\text{CO}_2)$
Si_3N_4	$\text{CF}_4(+\text{O}_2, +\text{H}_2)$
Al	CCl_4 , $\text{Cl}_2(+\text{BCl}_3)$
W	$\text{CF}_4(+\text{O}_2)$, $\text{CCl}_4(+\text{O}_2)$
Ti	$\text{CF}_4(+\text{O}_2)$, CCl_4
Polyimide	O_2

BOSCH 실리콘 건식 식각 방법을 보여주고 있다. C_4F_8 플라즈마 중 $\text{CF}_x(x=1,2,3,...)$ 라디칼과 이의 중합반응에 의해 테프론과 비슷한 조성의 폴리머 막이 식각된 측면에 축적되어 보호막으로 작용한다. 한편, SF_6 플라즈마 내의 F 라디칼과 F 이온에 의한 반응성이온식각 반응에 의해 실리콘이 식각된다. 이와 같은 실리콘 식각을 위한 SF_6 와 같은 불소 함유 가스와 폴리머층을 이용해 실리콘 측면 보호를 위한 C_4F_8 를 반복 사용함으로서 지그재그의 실리콘 식각 모양이 나온다.

위와 같은 BOSCH 방법에 의한 실리콘 측면의 거친 지그재그 모양을 없애기 위한 연구가 많이 되고



(a)



(b)

그림 4. BOSCH 방식에 의한 Deep Reactive Ion Etching 방법 및 지그재그 식각 사진.

있다. 그림 5에 나노종합팹센터에서 얻은 실리콘 웨이퍼 단면 사진을 보여주고 있다. 실리콘 식각면의 종횡비는 10:1의 높은 값을 보여주고 있고, BOSCH 방법에 의한 실리콘 식각 면의 거친 모양을 완전히 해결하였다. 이와 같은 반응성이온건식을 이용하여 실리콘 마이크로채널을 제작하고, 이 채널 내에 생물원료나 반응액을 혼합시켜, 셀 분리용 디바이스 및 다층류를 형성하는 고효율 반응용 마이크로채널 디바이스를 제작하고 있다.

단일 분자 감지를 위한 고감도, 고선택성 실리콘 진동자 구조를 이용한 바이오 센서 응용은 실리콘 웨이퍼를 외팔보(Cantilever) 구조로 제작한 후, 여기에 생화학물질, 독성화학물질, 공해물질이 흡착되면 극미세의 양을 검출할 수 있다. 이와 같은 바이오탐침 기술(Bio Cantilever Technology) 기술은 나노바이오센서의 핵심 기술로, 나노메카트로닉스(NEMS : Nanoelectromechanical Systems) 기술을 이용한 나노진동자를 제작하면 매우 높은 기계적인 진동을 이용한 생물 물질의 분자나 원자의 고감도 검출(10-15 g)이 가능하다.

그림6은 나노종합팹에서 제작한 두께 1 μm 의 두께를 가지는 나노힘센서를 보여주고 있다. 이것은 표준과학연구원과 공동으로 개발한 것으로 Silicon on Insulator(SOI) 웨이퍼를 반응성이온식각 공정으로 제작하였다. 이 나노힘센서는 피에죠저항(Piezoresistive Sensor) 방법을 이용한 것으로 나노

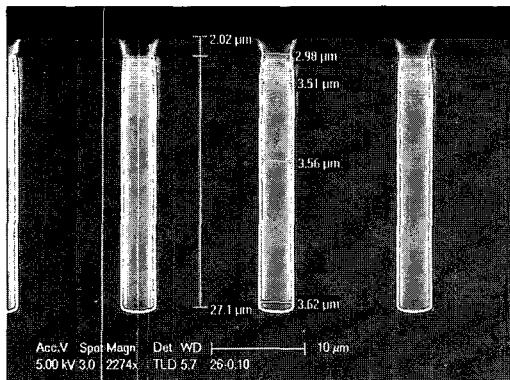


그림 5. 나노종합팹에서 식각한 실리콘 웨이퍼 단면 사진.

진동자방식의 나노바이오센서에 이용이 가능하다.

2.2 유리 재료 미세패턴기술

유리 재료는 뛰어난 전기적 절연성과 광투과, 형광 검출(Fluorescence Detection)등의 물리적인 특성을 가지고 있기 때문에 전기 유동(Electrophoresis)의 응용에 많이 사용된다[7]. 특히, 석영 유리는 고순도, 화학적 안정성으로 생명 과학, 화학 분석 분야에 광학측정 셀 재료로 이용되고 있다.

표2에 유리 기판 및 석영의 화학 조성을 보여주고 있다. 유리는 다양한 금속 성분을 함유하고 있어, 석영과 같은 식각 방법을 사용하기 어렵다. 유리는 많은 양의 SiO_2 성분을 포함하여 Hydrofluoric Acid 식각액을 주로 사용하며, 이는 Si-O 결합을 끊어 SiO_2 를 식각한다. 한편 유리 내에 다양한 성분의 금속을 포함하고 있기 때문에 HNO_3 , HCl 과 같은 산을 첨가하여 사용하기도 한다[6]. 예를 들어 $\text{HF}+\text{HNO}_3+\text{H}_2\text{O}$ 용액을 이용하여 Corning 0211유리에서 1.6 $\mu\text{m}/\text{min}$, Borofloat 유리는 0.4 $\mu\text{m}/\text{min}$ 의 식각 속도

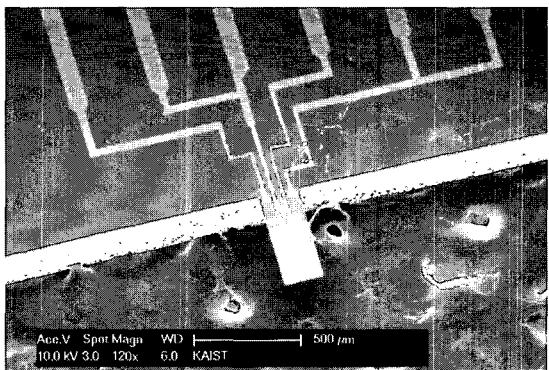


그림 6. 나노팹에서 제작한 Nano Force Sensor(한국 표준과학연구원과 공동개발).

표 2. Approximate Composition of Different Types of Glass(wt%).

	SiO_2	Al_2O_3	B_2O_3	Na_2O	K_2O	Other Oxides
Borofloat	70-87	1-7	7-15	0-5	0-5	0-8
Pyres	80	2.25	13.1	3.5	1.1	0.05% Fe_2O_3
0211	65	2	9	7	7	7% ZnO , 3% TiO_2
Quartz	100					

를 보여주었다. 유리 식각을 위해 보호층은 Cr-Au 막을 많이 이용하고, 이때 결합을 증가시키기 위한 크롬(200-400 Å), 식각 보호막으로 금(1500-2000 Å)을 스퍼터링으로 증착한다.

유리 식각을 위한 반응성 이온 식각(Reactive Ion Etching) 방법이 최근에 많은 관심을 보여주고 있고, Micralyne은 석영 재료에 종횡비 10의 1-2 μm 미세 패턴이 가능한 반응성 이온 식각 방법을 개발하였다. 그림7에 반응성 이온 식각을 이용한 석영 마이크로 채널 디바이스를 보여주고 있다. 이때의 식각 공정은 Fluorine Chemistry을 사용하였고, 식각 속도는 2 μm/hr 속도를 보였다. 최근에 상용화된 유도결합성 플라즈마(Inductively Coupled Plasma) 방식의 Deep Reactive Ion Etching(DRIE)이 사용하여 10배 이상의 높은 식각 속도를 보여주고 있다.

석영, 산화막에서의 식각을 위한 새로운 방법으로, 최근 Neutral Loop Discharge(NLD) 방법이 개발되어 이용되고 있다[8]. 저압 조건에서 낮은 전자 온도를 가지는 고밀도 플라즈마 방식을 이용하는 NLD 식각 방법은 플라즈마 내에 전자들이 갇혀있기 때문에 효율적인 식각 분포를 얻었을 수 있다. 이 식각 방법을 통해 얻은 석영, 산화막의 표면 상태는 편평하고, 높은 식각 속도를 보여주고 있다. 그림8에 NLD 방법을 이용해 얻은 석영 재료의 식각 단면의 전자현미경 사진을 보여주고 있고, 고종횡비의 구조

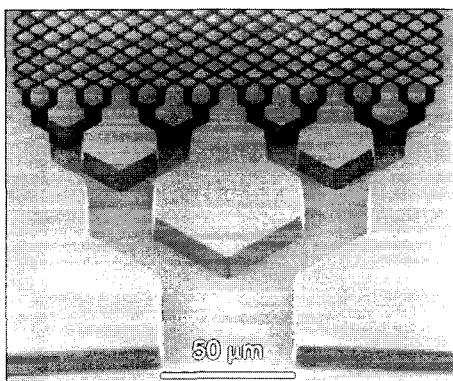


그림 7. RIE-etched Features in Quartz(American Chemical Society, 1998).

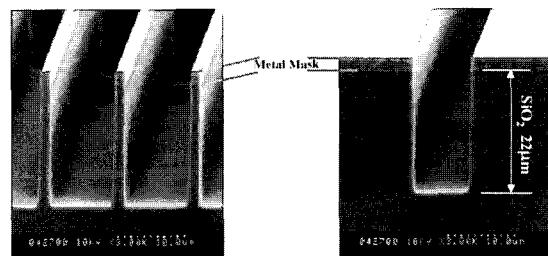
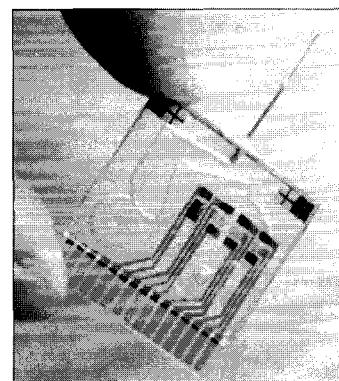
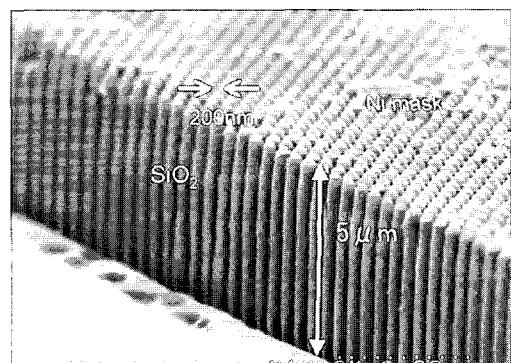


그림 8. Magnetic Neutral Loop Discharge(NLD)방법을 이용한 석영 식각 사진(일본진공).



(a) Healthcare Chip



(b) DNA Fast Separation Chip

그림 9. Nano Pillar Channel Chip 구조를 가지는 석영 재료의 식각패턴[8].

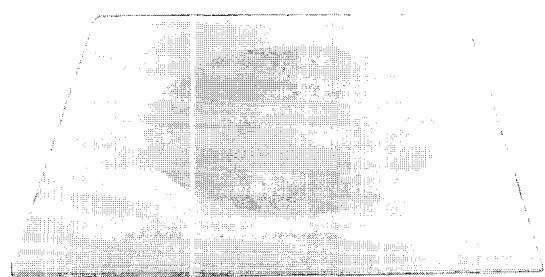
를 가지는 뛰어난 석영 식각 결과를 확인할 수 있다. 그림9는 위의 NLD방법을 이용하여 제작한 석영 재료의 마이크로 채널을 가지는 헬스케어 칩(a)과 DNA를 고속으로 분리시키는 전기영동칩(b)을 보여주고 있다. 직경 약 200 nm Pillar를 가지는 5 μm 깊이의 마이크로 채널 구조를 보여주고 있다. 이 구조의 제조 공정은 전자빔 노광 기술을 이용해 패턴된 고정도의 Cr을 마스크 재료로 이용했고, C_3F_8 가스와 CF_4 를 이용하여 반응성이온식각을 하였다. 이 나노 Pillar 구조를 마이크로채널 내에 제작하여 길이가 다른 많은 DNA 샘플을 전기영동시켜, 분리용 젤을 이용하지 않고 DNA 크기의 분리가 가능하다.

2.3 폴리머 재료 미세패턴제작기술

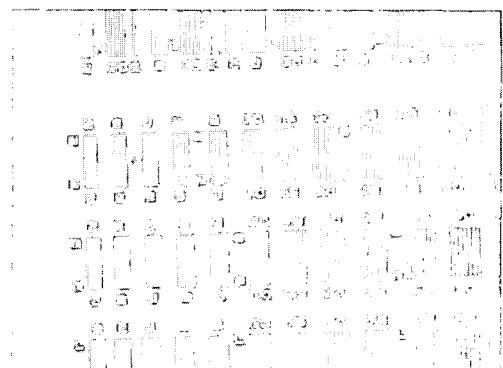
최근 BioMEMS 응용을 위해 대두되는 중요한 과제는 폴리머 재료의 사용과 미세패턴 제작 기술이다 [9]. 이유는 실리콘, 유리에 비해 저가 공정과 디자인에서의 다양성 때문이다. 생체 적합성 및 광학적 투과성을 지닌 Polydimethyl Siloxane(PDMS)는 미세 접촉 프린팅(Microcontact Printing) 방법을 이용하여 생물학적 응용에 연구가 되고 있다. 랩온어칩(Lab on a Chip) 및 미세 유체 소자로서 최근 많은 관심의 대상이 되는 플라스틱 등의 폴리머 미세패턴 제조 공정에는 핫엠보싱(Hot Embossing), 미세사출성형(Micro Injection Molding), 캐스팅(Casting)방법 등이 있다. 이 방법들은 각각 장단점을 가지고 있고, 대량 생산을 위해서 미세사출성형 방법이 많이 사용되고 있다. 플라스틱 등 폴리머 패턴 전사를 위해서는 몰드라는 마이크로 금형(Template)을 제작하여야 한다. 실리콘 위에 시앗층(Seed Layer) 중착과 사진공정(Photolithography Process)를 통해 미세 패턴을 제작 한 후, 도금(Electroforming) 기술을 이용하여 수백 마이크로 두께의 Ni 등의 금형을 제작한다. 핫엠보싱(Hot Embossing), 미세사출성형(Micro Injection Molding), 캐스팅(Casting)방법을 이용해 패턴된 금형을 Polymethylmethacrylate(PMMA), Polycarbonate(PC), Cycloolefin Copolymer(COC) 등의 폴리머 재료에 패턴을 전사시킨다. 분석분야의 응용을 위해 광학검출용 투명 플라스틱 재료인 폴리카보네트, 아크릴 및 자외선 영역의 광

을 투과하는 투명 플라스틱 재료인 Cyclic Olefin Copolymer(COC) 재료에 많은 관심을 보이고 있다.

그림10에는 나노종합팹센터에서 제작한 직경 9.3 cm × 9.3 cm 크기, 두께 0.5 mm의 Ni 마이크로 금형 사진을 보여주고 있다. 사진 감광 공정을 이용해 제작한 실리콘의 미세 패턴을 도금(Electroforming) 기술을 이용하여, 최소 패턴 크기 2 μm 를 가지는 미세 패턴이 도금된 마이크로 Ni 도금판에 잘 형성되었다. 이 패턴을 미세사출성형(Micro Injection Molding) 방법을 이용하여 Cyclic Olefin Copolymer(COC) 폴리머에 전사시켰다. 이 결과를 이용하여 바이오 센서 및 바이오 칩 등의 디바이스의 제작



(a) 9.3 cm × 9.3 cm × 0.5 mm의 Ni 마이크로금형



(b) 패턴 전사된 COC 폴리머재료

그림 10. 나노종합팹 센터에서 제작한 Ni 금형과 전사된 폴리머 재료.

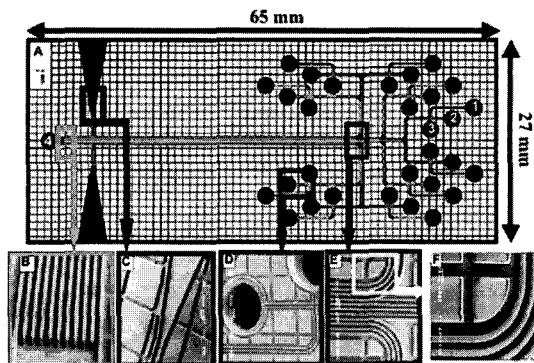


그림 11. Plastic Bio Chip by Micro Injection Molding(MIM)(Source : AIST).

이 가능하다.

그림11에 마이크로 사출 성형 방법을 이용해 폴리머 재료에 바이오칩을 제작하고, 응용한 예를 보여주고 있다. 80-85도의 패턴 각도를 가지는 폴리머 디바이스를 이용하여 $3 \mu\text{L}$ 의 혈액시료에서 추출한 DNA 특정유전자를 고속으로 검출 가능하다. 분석 시간은 총 16분, 전처리 및 증폭 과정은 DNA가 칩 위에 놓인 후부터 2분 안에 완료된다. 복잡하고 다양한 기능을 하는 마이크로 유체 디바이스를 한번의 공정으로 동일 평면상에 쉽게 제작할 수 있는 마이크로 사출 성형 방법은 바이오센서 및 칩의 응용에 많이 활용되고 있다. 또한 성형이 우수한 폴리머 재료의 바이오 칩에의 사용은 이와 같은 제조 공정 기술과 함께 활발히 연구 개발될 전망이다.

3. 결 론

BioMEMS 응용을 위한 미세패턴제작기술을 실리콘 미세패턴 제작을 위한 습식 및 건식 식각 방법, 유리 미세패턴 제작을 위한 건식 식각 방법 및 폴리머 미세패턴 제작 기술로 나누어 살펴보았다. 실리콘, 유리, 폴리머 재료를 이용하는 수 많은 BioMEMS 디바이스 응용은 이들 재료들의 미세패턴 제작 기술에 달려있다고 해도 과언이 아니다. BioMEMS 응용 분

야는 현재 마이크로어레이 칩과 랩온어칩의 바이오칩, 바이오센서 분야에 광범위하게 걸쳐있다. 이와 같은 수 많은 응용 범위를 산업화로 이끌 수 있는 핵심 기술이 BioMEMS 기술로서, 다양한 재료에 따른 미세패턴제작 기술도 계속해서 연구 개발되고 있다. 따라서 이와 같은 다양한 재료들과 미세패턴 기술들에 대한 총괄적인 기술 플랫폼을 개발하고 정리 및 활용할 수 있는 시스템을 만들어, 차세대 Blue Ocean으로 인식되는 BioMEMS 관련 분야의 선점할 수 전략이 필요하다.

감사의 글

본 연구는 한국과학재단 특정기초연구(과제번호: R01-2006-000-11311-0)지원으로 수행되었기에 이에 감사드립니다.

참고 문헌

- [1] G. T. A. Kovacs, "Micromachined Transducers: Sourcebook", McGraw-Hill, 1998.
- [2] K. F. Jensen, "Proceedings of μ TAS2005 Conference, October 9-13, 2005, Boston, USA. Ninth International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences.
- [3] K. E. Petersen, "Silicon as a Mechanical Material", Proceedings of The IEEE, Vol. 70, p. 420, 1982.
- [4] H. Siedel, L. Csepregi, A. Heuberger, H. Baumgartner, "Anisotropic Etching of Crystalline Silicon in Alkaline Solutions", J. Electrochem. Soc., Vol. 137, p. 3612, 1990.
- [5] D. B. Lee, "Anisotropic Etching of Silicon", J. Appl. Phys., Vol. 40, p. 4569, 1969.
- [6] A. A. Ayon, X. Zhang and R. Khanna, "Ultra deep anisotropic silicon trenches using deep reactive ion etching", Solid-State Sensor and Actuator Workshop, June 4-8, p. 339, 2000.
- [7] J. S. Danel and G. Delapierre, "Quartz: A material for microdevices", J. Micromech. Microeng., Vol. 1, p. 187, 1991.
- [8] Y. Horiike, Proc. Development of Biochips

Employing Micro/nano fabrication Technologies,
3rd International Symp. Dry Process, 1, 2003.

- [9] H. Becker, C. Gartner, "Polymer microfabrication methods for microfluidic analytical applications", Electrophoresis, Vol. 21, p. 12, 2000.



성명 : 이성호

◆ 학력

- 1992년 부산대 무기재료공학과
공학사
- 1995년 부산대 무기재료공학과
공학석사
- 2001년 일본 동북대학
기계전자공학과 공학박사

◆ 경력

- 1994년 - 1997년 포항산업과학연구원 반도체 연구팀
- 2001년 - 2005년 일본 산업기술종합연구소(AIST) 쪽로비센터
나노종합팹센터 바이오멘스팀 팀장
- 현재



성명 : 김병일

◆ 학력

- 1997년 충북대 반도체공학과
공학사
- 1999년 충북대 대학원 반도체공학과
공학석사

◆ 경력

- 1999년 - 2000년 쌍산전기(주) 중앙연구소
- 2001년 - 2004년 KAIST 전자과 연구원
나노종합팹센터 바이오멘스팀 연구원
- 현재

