

Lab-on-a-chip 구현을 위한 초미세 유체 제어 시스템 : 마이크로 펌프와 마이크로 밸브

1. Background

Biomedical Micro Electromechanical Systems(BioMEMS)은 21세기 산업 중 가장 빠른 성장 분야로서 주목 받고 있는 바이오 기술 중 하나이다. 집적된 회로가 최초로 제작된 1958년을 이후로 소형화 시스템 구현은 전자적인 장치와 비전자적인 장치에서 중요한 연구 화제가 되었다[1]. 이후 지난 이십여 년 동안 MEMS(Micro Electro Mechanical Systems) 연구는 널리 장려되어 생물학과 약물 전달 시스템, 미세 세포 유체 제어 시스템의 연구 등에 응용되고 있다[2,3]. 이러한 영역의 연구는 임상의 분석, DNA 분석, Proteomics 분석, 세포 조직의 합성 및 분석, 독성의 검출, 법의학에 응용과 같은 생화학의 분석으로의 응용이 미세 종합 분석 시스템(micro total analysis system)의 개념 혹은 Lab-on-a-chip(LOC) 개발에 초점이 맞추어 지고 있다. 최근 Bio Medical분야에서 MEMS 기술을 이용하여 LOC 구현을 위한 초 미세 유체 제어 시스템을 개발하려는 연구가 활발히 진행되고 있다[4]. 미량의 액체 표본으로 여러 병소의 감염을 테스트하고, 분석할 수 있는 면역분석기가 필요해 짐에 따라 MEMS기술을 이용하여 분석장치를 소형화하는 연구가 이루어지고 있다. 또한, 최근 인간 게놈(Genome) 프로젝트의 성공과 더불어 생명공학의 잠재적인 가능성과 함께 초 미세 유체 제어 시스템의 개발은 생명과학의 응용에서 매우 큰 상업적인 성공을 예측할 수 있다. 초 미세 유체 제어 시스템은 세포나 DNA, RNA, 단백질, 신경 단위와 같은 생체 분자(Biomolecule) 들을 다루기 위한 도구가 될 것이다. 이는 종합 효소 연쇄 반응(Polymerase Chain Reaction), DNA 분석, 단백질 분리, 세포 분석 등과 같은 LOC 전반에 걸쳐 적용 된다. MEMS 기술로서 개발된 시스템은 매우 소형화 되어 휴대성이 증대되어 현장에서 즉각적인 활용이 가능하며, 적은 양의 시료 분석이 가능하여 비용이 절감될 수 있고, 온도 제어가 필요할 경우 빠른 응답 속도를 기대할 수 있을 뿐만 아니라, 소자가 집적될 경우 신뢰성 향상을 기

유종철 석사과정
(명지대 나노공학과)
김진호 연구원
(LG PHILIPS LCD)
강치중 교수
(명지대 물리학과)
김용상 교수
(명지대 전기공학과)

대할 수 있는 장점이 있다. 초소형 분석장치는 분석 대상 액체를 정량적으로 공급하는 초 미세 유체 제어 소자(마이크로 펌프, 마이크로 밸브), 반응액과 혼합하는 혼합부(마이크로 믹서), 항원항체반응을 검출할 수 있는 검출부로 구성된다. 정량적 분석을 위하여 대상 액체의 유량을 정확하게 조절하고 손실을 최소로 하는 마이크로 펌프와 마이크로 밸브가 필수적이다. 미세 유체 제어 시스템(마이크로 펌프, 마이크로 밸브, 마이크로 채널, 마이크로 믹서 등)은 화학 및 바이오 유체를 제어하는 분석 시스템의 일부분으로서 사용되며 이러한 시스템의 집적은 LOC 개발을 위해 필수적으로 요구된다. 이는 시스템 내에 시약과 샘플들의 이동을 정확하고 효율적으로 제어하는 능력을 요구한다. 수 μl 의 액체 시료를 정량적으로 공급하고 제어할 수 있으며 초소형 분석기에 집적화가 가능한 마이크로 펌프 및 마이크로 밸브 관한 연구를 수행 중이다. 이러한 Micro System과 나노 기술의 결합은 임상 진단학, 환경 감지 및 모니터링을 위한 미생물학 영역에 큰 영향을 미치기 시작했으며, 머지 않아 분자생물학과 세포생물학에 대한 기초 및 응용 연구에도 영향을 미칠 것으로 예상된다. 또한, 작은 크기로 제작하며 일괄적인 제작 공정에 기인한 저 비용, 인접하거나 같은 기판 위에 다수의 소형의 장치를 사용함으로써 신뢰성을 강화하는 능력, 우수한 기능성(Resolution, Sensitivity, etc.), 다수의 소자를 사용함으로써 신뢰성을 강화하는 능력 등의 목적이 있다

2. Micropump

마이크로 펌프 개발의 공통된 부분은 연동방식으로 구동되며(Piston Type) 구부러지기 쉬운 Membrane과 Pump Chamber로 구성되어 제작된다는 것이다(그림1). 유연한 Membrane의 진동은 Pump Chamber의 압력을 발생시켜 주기적인 부피 변화를 가져와 펌프 주기를 생성시킨다. 이때 발생하는 연속적 유동체 운동 에너지는 마이크로 펌프의

유체 흐름을 발생시킨다.

그림2는 펌프막과 밸브에 의하여 동작하는 마이크로 펌프를 나타낸다[6]. 원통의 마이크로 펌프는 스테인레스로 제작, Piezoelectrically 작용하여 펌프의 막을 덮어 동작하도록 제작되었다. 회로의 전기적 단락을 방지하기 위하여 Bimorphs를 액체에 담가서 코팅을 하였다. 이러한 유형의 마이크로 펌프는 단순히 밸브작용을 변화시키면서 양방향성의 유체 흐름을 발생시킨다. 그림3은 수평하며 실리콘을 비등방성 식각하여 제작, 연동방식으로 동작하는 마이크로 펌프를 나타낸다[7]. 이 펌프는 위쪽의 밸브와 밑바닥의 마이크로 채널을 통하여 유체가 흐른

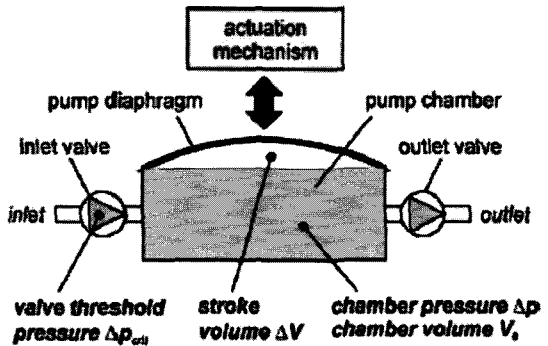


그림 1. 마이크로 펌프(Piston Type)의 원리[5].

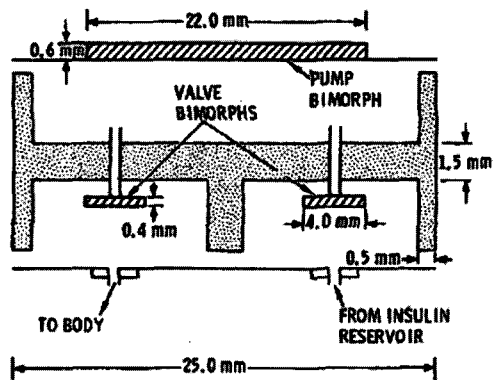


그림 2. 능동 밸브를 가진 미세한 Membrane 펌프의 단면도.

다. 밸브 구동 부분이 유체에 의해 젖는 것은 유체가 흐르는 채널에서 Piezo 구동기를 분리하여 평평한 모양으로 제작에 의하여 방지되었다. 그림4는 수동적으로 동작하는 마이크로 밸브와 마이크로 펌프를 보여준다[8]. 이 소자는 비등방성 식각된 실리콘 웨이퍼에 두장의 유리를 이용하여 위 아래를 층을 형성하여 세층으로 구성 된다. 마이크로 펌프의 연구는 공통적으로 Membrane을 두고 연동적으로 동작하나 밸브 형태, 구조, 동작 원리, 제작 기술 등을 변화시켜 개발되어 왔다. 따라서, 마이크로 펌프의 여러 특징과 경향성의 구분은 기능적인 요소와 기본적인 성질을 파악함으로써 이해할 수 있다.

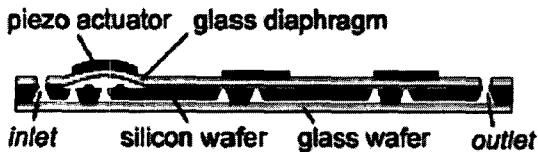


그림 3. 수평하게 제작되어 연동적으로 동작하는 마이크로 펌프

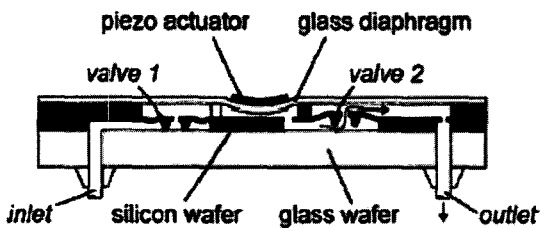


그림 4. Piezoelectric한 연동작용으로 동작하는 마이크로 펌프.

2.1 Actuation Mechanism

마이크로 펌프는 여러 가지 구동 방식으로 개발되었다. 예를 들면 압전 방식, 전자력 방식, 전기력 방식, 열공압력 방식 등의 능동적 구동 방식과 수동적 구동 방식인 전기삼투압 방식 형상과 기억 합금 방식 등으로 구동되는 마이크로 펌프에 관한 연구가 진행되고 있다. 압전 소자에 의한 연동 작용으로 동작하는 마이크로 펌프는 큰 힘과 빠른 기계적 응답을 나타냄으로써 높은 스트로크(Stroke)를 발생시키는 매우 매력적인 개념이다. 상용화된 PZT원료는 쉽게 이용할 수 있으나, 비교적 높은 작동 전압과 PZT 디스크의 설치하는 과정은 단점으로 나타난다. 그러므로 PZT를 소자에 설치하기 위하여 스크린 프린팅[9] 방식이나 박막 증착 등의 방식을 이용하여 집적화하는 연구가 진행되고 있다. 열공압력으로 동작하는 마이크로 펌프는 앞에서 설명한 PZT 디스크 대신 히터 저항기의 열을 이용하여 펌프 내부의 열공압 챔버를 가열시켜 열팽창을 발생시키는 원리에 의해 동작한다. 이러한 유형의 마이크로 펌프는 압전 방식보다 적은 동작 전류를 필요로 하며 쉽게 동작시킬 수 있으므로 그 대안이라 할 수 있다[10]. 열공압 방식의 중요한 단점은 마이크로 펌프 내부 히터에 의한 열 발생 시간이 냉각 시간보다 상대적으로 긴 단점이 있으나 실리콘을 이용한 제작 공정과의 집적으로 쉽게 동작할 수 있다. 전기력에 의해 동작하는 마이크로 펌프는 구부러지기 쉬운 Membrane과 캐패시터와 같은 단단한 카운터 전극으로 제작된다. 캐패시터 전극에 높은 전압을 인가하면 전기력을 발생시키고 이로 인해 Membrane의 팽창을 가져온 후 캐패시터가 방전되면 Membrane이 원위치로 복원되며 이 동작을 연동하여 반복할 시 마이크로 펌프가 동작을 하게 된다. 전기력 방식의 단점은 작은 스트로크(Stroke)발생으로 인한 적은 유량에 있다. 또한 높은 전압에 의하여 동작하므로 시간이 지날수록 동작의 퇴화를 가져온다. 이는 캐패시터 표면의 절연층의 파괴 때문에 내부 전계를 감소시켜 스트로크(Stroke)를 감소시킨다. 이러한

표 1. Classification of Micropumps.

Actuation Method	Volt.(V)	Freq.(Hz)	Max. Flow rate (μ l/min)	Pump Dimension (mm ³)	Power(w)
Piezoelectric [9]	600	2×10^3	155	$8 \times 4 \times 0.07$	-
Thermopneumatic [11]	8	4	14	4×4	0.355
Electrostatic [12]	200	100	30×10^3	$15 \times 15 \times 1$	8×10^{-3}
Electromagnetic [13]	100 mA	50	2×10^3	$10 \times 10 \times 10$	-
Shape Memory Alloy (SMA) [14]	-	0.2	4.8	$10 \times 20 \times 1.4$	2J

바이폴러(Bipolar)의 동작시 발생하는 문제는 앞으로 극복되어야 할 부분이다. 전자기력에 의한 마이크로 펌프는 MEMS기술을 이용한 시스템과의 집적이 어려울 수 있으나, 마이크로 펌프의 동작으로써만을 고려한다면 최적화된 방법일 수 있다. 그 동작은 마이크로 펌프의 Membrane에 영구 자석을 붙여 외부의 코일에 의해 동작한다. 이러한 전기적인 신호에 의해 기계적으로 동작하여 빠른 응답을 얻는 특징은 열공압방식과 비교하여 우수하다고 할 수 있다. 형상기억합금 구동 방식의 마이크로 펌프는 구조를 간단하고 작게 만들 수 있는 장점이 있으나, 응답 시간이 매우 늦으며 유체의 점도나 절연성등과 같은 유체의 특성에 제약을 받는 단점을 가지고 있다. 전기 삼투압에 의해 구동하는 마이크로 펌프는 피코리터(Picoliter)의 유체를 제어하므로 주로 화학적인 분석 시스템에 사용된다. 그러나 의학용이나 주입을 위한 시스템에서는 낮은 전압 인가시 상대적으로 짧은 시간에 큰 부피의 유량의 제어를 필요로 하므로 적합하지 않은 구동 방식이라 할 수 있다.

3. Microvalve

마이크로 밸브는 일반적으로 기계적 혹은 외부 시스템을 이용하여 능동적으로 동작하는 마이크로 밸브와 이와 반대로 수동적 동작을 하는 밸브로 나뉜다. 예를 들면, 압전 방식, 전자기력 방식, 전기력 방식, 공압력 방식 및 열공압력 방식 등이 있다. 이들

방식 중 압전 방식, 전자기력 방식, 전기력 방식은 소자를 구동하는 막(Membrane)의 변위가 작다는 마이크로 밸브 응용에 단점을 갖는다. 반면 열공압력 방식은 큰 변위를 쉽게 형성할 수 있어 마이크로 밸브 응용에 매우 적합하다.

3.1 Actuation Mechanism

압전 방식의 마이크로 밸브는 압전기에 인가된 전기장에 의해 발생하는 기계적인 스트레스로 인하여 동작한다. 비록 압전 소자에 의해 큰 힘을 얻을 수 있을 지라도, 큰 스트로크(Stroke)는 매우 높은 전압을 인가시 발생한다. 그러나 낮은 전압을 인가하여 작은 스트로크를 얻는 경우는 압전 바이몰프(Bimorph) 증폭에 의해 극복할 수 있다. 전자기력으로 구동되는 마이크로 밸브의 경우는 유연한 막이나 실리콘 막으로 제작된다. 이러한 마이크로 밸브의 대부분은 높은 전압에서 유체의 전기 분해 때문에 유체의 흐름을 제어하는 소자보다는 기체(Gas)의 흐름을 제어하기 위한 목적에 널리 쓰인다. 예를 들어, 미세 가스 터빈 엔진(Micro Gas Turbine Engine)의 연료 측정 장치는 전자기력으로 구동 방식의 마이크로 밸브의 연료 on/off에 의해 동작 한다. 미세 채널(Microchannel)에서 액체나 입자(Particle)들을 이동시키는 전자기력이나 전기력으로 동작하는 마이크로 밸브는 능동적인 마이크로 밸브 개발에 응용할 수 있다. 열공압력에 의해 구동하는 마이크로 밸브는 내부의 히터 저항기 열을 이용하여 밸브 내부의 열공압 챔버를 가열시켜 열팽창을 발생시키는 원리에

의해 동작한다. 이때 내부의 공기 팽창으로 인해 막(Membrane)의 변위가 발생하여 유체의 흐름을 막는다. 반대로 히터가 off 되면 열공압 챔버 내의 공기 부피가 감소하므로 막의 변위를 감소시키므로 유체가 다시 흐르게 된다.

4. Material properties and Fabrication technologies

4.1 Material properties

초기 컨벤셔널(Conventional)한 가공기술로 설계된 소자가 개발된 이후로 마이크로 펌프와 밸브의 제작은 거의 실리콘 미세가공(Micromachining)을 이용하여 제작되었다. 미세 가공된 실리콘과 유리(Glass)는 기하학적으로 매우 정확히 구현할 수 있으므로 널리 이용되었다. 최근에도 여전히 미세 가공된 실리콘이 매우 널리 응용되고 있다(Drug Delivery System). 그러나 매우 비싼 제작 가격과 제한된 재료 선택의 단점때문에 대안에 대한 연구가 진행되었다. 그 대안으로 마이크로인젝션 몰딩(Microinjection Moulding)[15], 폴리머 핫 엠보싱(Polymer Hot Embossing)[16], 스테레오리소그라피(Strelolithography)[17] 등이 제시되었다. 또한, 실리콘의 기술적인 문제점들을 극복하기 위하여 중합체(Polymer)로 대체되었다. 중합체는 평면구조를 매우 쉽고 저렴하게 만들 수 있고 투명한 광학적 특성을 가지고 있으며 소수성이므로 바이오 및 화학 응용 분야의 시스템 제작에 매우 적합하다[18, 19]. 저비용의 생산 방식으로서 중합체(Polymer) 미세 가공(Micrifabrication) 대신 컨벤셔널 중합체 몰딩(Conventional Polymer Molding)방식을 사용하였다. 이 개념은 완전히 실리콘 소자의 설계 방식을 배제할 수도 있다. 그러나 매우 값싼 비용으로 제작할 수 있는 결과는 받아들일 수 있다. 이는 재현성과 안정된 동작을 만족할 수 있는 매우 절제된 결과이며 적은 비용의 응용을 가능케하였다.

4.2 Fabrication technologies

대부분의 MEMS 공정 기술은 반도체 산업을 위해 개발된 방법에 그 근원을 두고 있다. 그러므로, 미세 가공 기술(Micromachining) 영역에서 연구와 개발을 착수하기 위해서는 이 기술의 명확한 이해를 필요로 한다. 현재 사용되고 있는 기본적인 제작 방법인 MEMS와 미세 가공 기술(Micromachining)은 크게 네 가지로 구분된다. 박막 증착(Thin-film Deposition), 리소그라피(Lithography), 식각(Etching), 접합(Bonding)등이 있다. 다양한 화학 제품과 물리적 기술을 이용한 박막 증착은 차폐(Masking), 격리(Isolation)등과 같은 구조적 목적을 가지고 응용된다. 박막 증착 후 리소그라피(Lithography)는 기판에 계획한 패턴을 옮기기 위해 진행된다. 패턴 된 기판 위에 액체나 기체로 된 다양한 화학 제품을 이용하여 식각한 후 패키징을 위해 기판을 접합(Bonding) 한다. 이러한 단계는 디자인과 과정의 복잡함에 따라 많은 횟수를 반복할 수 있다.

4.2.1 대량 미세 기계 가공(Bulk Micromachining)

Bulk Micromachining은 가장 오래된 MEMS 기술이며 더욱 발전 될 수 있다. 이 기술은 빔(Beams), 기판(Plate), 막(Membrane)과 같은 다양한 미세한 기계적 구성 요소를 제작하여 다양한 센서와 소자(Actuator)를 제조하는데 이용할 수 있다. 대량 미세 기계 가공(Bulk Micromachining)의 가장 중요한 기술은 습식 식각(Wet Etching), 건식 식각(Dry Etching), 기판의 접합(Bonding)이다. 그림5는 뒷면 식각(Back-side Etching)이 빔(Beams), 기판(Plate), 막(Membrane) 등의 움직일 수 있는 구조물을 만드는 데 이용될 수 있다는 것을 보여준다. 이는 또한 집적된 회로들(CMOS, Bipolar, BiCMOS)을 구현하기 위해 같은 기판 위에 여러 기계적 구성 요소들을 구현하기 위해 사용되는 공정이기도 하다. 이러한 회로의 집적은 하나의 칩 위에 MEMS 구조물을 이용하여 인터페이스(Interface)와 신호처리의 통합을 가능케한다.

4.2.2 표면 미세 가공(Surface Micromachining)

표면 미세 가공은 실리콘 기판에 움직일 수 있는 미세 구조물(Microstructure)을 만드는 중요한 MEMS 미세가공 중 하나이다. 이 기술은 희생층(Sacrificial Layer)위에 박막을 증착한 후 희생층을 식각(Etching)하여 움직일 수 있는 미세한 기계적(Micromechanical) 구조를 제작한다. 이러한 기술의 장점은 매우 작은 크기의 구조물을 구현할 수 있다는 것이다. 또한 상대적으로 칩 위에 다양한 기능을 하는 구조물을 쉽게 집적할 수 있다. 그러나, 추가적으로 증착된 층(Layer)의 비평평함 때문에 증착할 수 있는 층의 수는 한계가 있다. 그림6(a)는 실리콘 기판 위에 희생층을 생성하고 패터닝하는 과정을 보여준다. 그림6(b)는 구조물을 생성할 물질이 증착된 후 패터닝하는 모습이다. 마지막으로 희생층은 제거

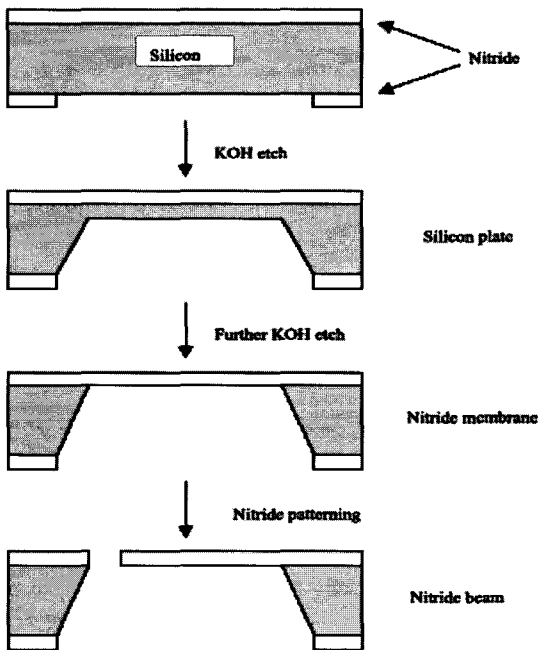


그림 5. 대량 미세 가공 (Bulk micromachining)으로 제작된 구조물.

되고 설계된 미세 구조물을 생성한다(그림6(c)). 이러한 디자인을 구현하기 위한 공정 중 가장 중요한 고려 사항이며 표면 미세 가공시 가장 중요한 요소는 희생층의 습식 식각시 발생하는 스틱션(Stiction)이다. 스틱션은 습식 식각시 에천트(Etchant)의 표면 장력에 의해 발생한다. 이는 보통 구조가 유순하거나 스프링 상수(Spring Constant)가 작을 때 발생하며, 액체(예, 물)로 행구어 줌으로써 예방할 수 있다.

4.2.3 고 종횡비 미세 가공(High-aspect-ratio Micromachining)

고 종횡비 미세 가공은 MEMS 기술을 기초로 하여 2차원의 대량 및 표면 미세 가공으로 제작이 어려운 다양한 생 의학 미세 소자(Biomedical Micro-

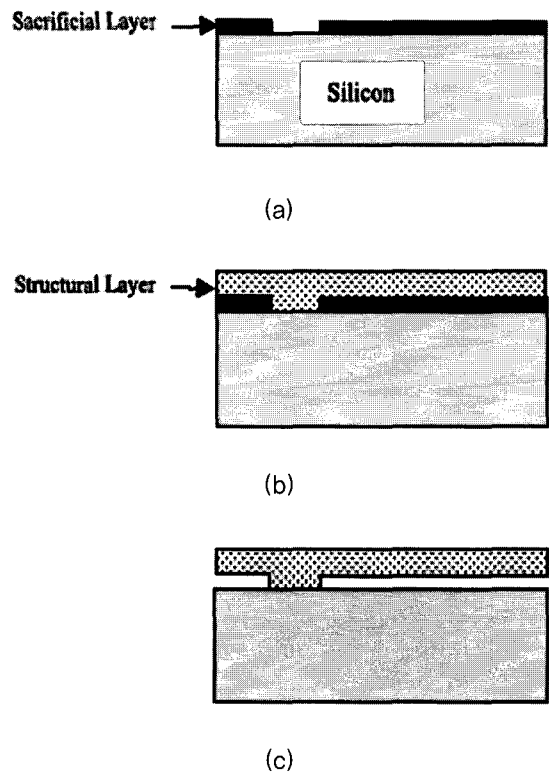


그림 6. 기본적인 표면 미세 가공 (Surface micromachining) 순서.

device)의 제작에 사용되는 중요한 제조 기술이다. 가장 공통적이고 종횡비 기술은 LIGA (in German: Lithographie Galvanoformung Abformung)이다. 세 단계의 기본적인 공정 과정은 두꺼운 Resist를 X-ray 리소그래피 후 노광과 현상된 공정을 진행한 후 금속으로 전기도금 한 후 Resist의 제거이다. 이러한 공정으로 형성된 금속 구조는 수 마이크로에서 수 밀리미터 두께의 수직 측벽(Sidewall)을 형성한다.

4.2.4 Soft 미세 가공(Soft Micromachining)

위에서 언급되었듯이 생 의학(Biomedical) MEMS 영역에서 부드러운 재료(Polymers and Gels)는 실리콘과 유리에 비교하여 장점을 가지고 있다. "Soft Lithography"라 일컬어 지는 미세한 패턴(Micropattern)과 구조(Microstructure)의 제작은 몰딩(Molding)과 엠보싱(Embossing) 기술에 기반을 두고 있다. 실리콘 고무(Rubber)로서 널리 알려진 Polydimethylsiloxane(PDMS)는 미세 몰딩(Micromolding)을 위해 선택한 물질이다. PDMS로 제작된 초 미세 유체 제어 시스템은 값싸며 생체 호환성(Biocompatible)을 가지며 접착력이 특징이 우수하므로 시스템 구현에 매우 적합하다. 또한, 각각의 구조물은 쉽게 접착(Bonding)하여 다층 구조(Multilayer)를 형성하며 이러한 구조에서 얇은 PDMS Membrane은 탄력적으로 신축성 있게 늘릴

수 있다. 그림7은 미세 몰딩(Micromolding) 방식으로 제작된 PDMS 구조를 나타낸다. 우선, 몰드(Mold)는 위에서 언급된 미세 가공 기술(Micromachining)을 이용하여 제작한다. 마이크로 몰드를 제작한 후 PDMS 용액을 몰드 위에 붓는다. 종횡비 몰드 제작을 위해 이 단계에서 진공 하에서 용액의 거품을 제거한다. PDMS 경화가 끝난 후 실리콘 웨이퍼에서 PDMS층을 분리한다. 제작된 몰드는 여러번 다시 사용할 수 있어 제작 비용을 상당히 감소시킬 수 있다.

5. Market

마이크로 펌프와 밸브의 시장은 높은 생산률, 전자 분석, 약물 유전학등과 같은 생물공학(Biotechnology)에 의해 널리 확장되고 있다. 이에 따라 분자 생물학을 연구하는 거의 모든 실험실은 가까운 미래에 소형화된 소자들로 제작된 실험 도구를 이용할 것이다. 만약 초 미세 유체 제어 시스템이 임상(Clinical) 진단, 자가(Point-of-care) 진단 심지어 가정에서의 진단에 까지 확장된다면 대량의 거래 시장이 열릴 것이다. 현존하는 Caliper Technologies와 Aclara Bio-Sciences社は 여러 해 동안 초 미세 유체 제어 시스템의 상업화를 이끌어 왔다. 최근 바이오 분야가 각광받기 시작하면서 많은 수의 기업이 생겨나기 시작하였다. 그러나 여전히 대부분의 시스템이 특정한 목적을 위한 소비자의 개발 이어서 상업적 목적을 가능케 할 초 미세 유체 제어 시스템은 여전히 부족하다. 그러므로 잠재 시장의 평가는 어려운 숙제로 남아 있다. 이를 극복하기 위한 대안은 다음과 같다.

5.1 표준화, 기준화, 기반 기술

현재까지 개발된 소자들은 그 자체의 기술적인 해법을 가지고 응용된다. 따라서 다른 분야의 응용에 있어서 표준을 제시할 수 없다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 앞으로의 기술 개발에 있어 표준화를

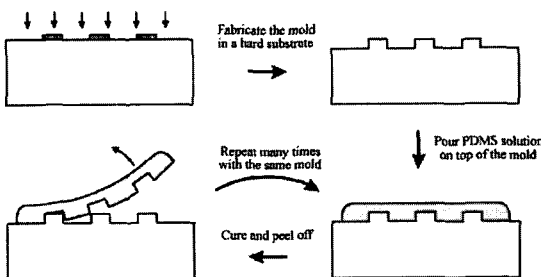


그림 7. 미세 몰딩 (Micromolding) 과정.

표 2. Overview on Market Data [20].

Source	Market	Market Size Today / Time of study (Mio USD)	Future Market Size (Mio USD)	Compound Av. Growth rate (%)
Lehmann Brothers 1997	BioMEMS	-	23.000 (2004)	-
NEXUS Market Study 1998	Lab-on-a-chip	0 (1998)	1.000 (2002)	-
BioInsight 1999	Biochip (Data Shown here for Microfluidic Devices)	11 (1999)	157 (2005)	33
MarkIntel 1999	Biochip	40 Mio USD	6.30 (2005)	48
System Planning Corporation 1999	Blood Analysis & Genomics Microfluidics	-	540 (2003) 2.600-4.600(2003)	25-30
Biotechcoverage.com 2000	Biochips (Array & Microfluidics)	2.150	10.000 (2004)	-

실현 한다면 초 미세 유체 제어 시스템의 사용자 기 반을 확장할 것이다.

5.2 생산 지원 시설

어떤 기술도 생산 지원시설의 기반 없이는 상업 적으로 성공할 수 없다. 반도체 제조와 유사한 중합 체(Polymer) 제조의 개발은 큰 자본 투자 없이 초 미 세 유체 제어 시스템의 제조를 가능케 할 것이다.

5.3 사업 모델과 성공 스토리

확실한 팀빌딩(Team Building) 전략: 초 미세 유 체 제어 시스템 분야의 기업은 협력하여 공동적인 유통경로를 형성한다(예를 들어, Caliper and Agilent 또는 Microfabrication 회사와 공동으로 생 물공학이나 또는 약학의 회사).

초 미세 유체 제어 시스템이라는 새로운 기술의 상업화 성공은 탄탄한 기술적인 기반과 넓은 응용범 위가 있어 보장받을 수 있다.

매우 많이 드러내었다. 최근 2000년대에 와서는 전 통적인 방식에서 벗어나 외부 동작원, 모세관이나 상변화에 의해 동작하는 수동적인 소자의 연구가 진 행 되었다. 최근 열린 국제 학회인 μ -TAS 2005에서 이러한 방식의 여러 논문들이 발표되었다. 마이크로 펌프와 밸브는 더욱 빨리 진보하고 있다. 그 결과 누 설류, 전력 소비, 응답 시간, 생화학적 호환성, 일회 성, 휴대성등이 향상되어 가고 있다. 그러나 마이크 로 펌프와 밸브의 동작 능력 개선과 상업화를 위해 서는 더 많은 개발과 연구가 수반되어야 할 것이다. 앞으로 여러 문제들을 해결하여 개인적인 진단 응용 시스템 구축을 위한 일회용 초 미세 유체 제어 시스 템인 LOC를 가능케 할 것이다. 또한, 초 미세 유체 제어 시스템의 기반 위에서 LOC의 개발뿐만 아니라 줄기 세포(Stem Cell)나 약물 발견 연구 등도 한 단계 진보할 것이다. 가까운 미래에 마이크로 펌프 밸브 가 내장된 초 미세 유체 제어 시스템은 오늘날의 마 이크로 프로세서(Microprocessor)처럼 널리 보급될 것이다.

6. Current status & Development direction

MEMS 기술을 기반으로 마이크로 펌프와 밸브의 개발은 1970년에 후반에 시작하여 몇 십 년이 지났 다. 초창기의 연구는 이러한 기술의 장점과 단점을

참고 문헌

- [1] J. S. Kilby, "The integrated circuit's early history," Proceedings of the IEEE, Vol. 26 No. 12, p. 109, 2001.
- [2] S. C. Terry, J. H. Jerman and J. B. Angell, "A gas

- chromatographic air analyzer fabricated on a silicon wafer," IEEE transactions on electron devices, Vol. 88 No. 1, p. 1880, 1979.
- [3] E. Thielicke and E. Obermeier, "Microactuators and their technologies," *Mechatronics*, Vol. 10 No. 4/5, p. 431, 2000.
- [4] M. A. Schwarz and P. C. Hauser, "Recent developments in detection methods for microfabricated analytical devices," *Lab on a Chip*, Vol. 1, p. 1, 2001.
- [5] P. Woias, "Micropumps-past, progress and future prospects," *Sensors and Actuators B*, Vol. 105, p. 28, 2005.
- [6] W. J. Spencer, W. T. Corbett, L. R. Dominguez and B. D. Shafer, "An Electronically Controlled Piezoelectric Insulin Pump and Valves," *IEEE TRANSACTIONS ON SONICS AND ULTRASONICS*, Vol. SU-25, No. 3, p. 153, 1978.
- [7] J. G. Smits, "Piezoelectric micropump with three valves working peristaltically," *Sensors and actuators A*, Vol. 21, No. 1/3, p. 203, 1990.
- [8] H. T. G. van Lintel, F. C. M. van De Pol and S. Bouwstra, "A piezoelectric micropump based on micromachining of silicon," *Sensors and actuators A*, Vol. 15, No. 2, p. 153, 1988.
- [9] M. Koch, A. G. R. Evans and A. Brunnschweiler, "The dynamic micropump driven with a screen printed PZT actuator," *J. Micromech. Microeng.* Vol. 8, p. 119, 1998.
- [10] J. C. Yoo, M. C. Moon, C. J. Kang, D. Jeon and Y. S. Kim, "Dynamic Characteristics of the Micro-Fluidic Systems Actuated by Thermopneumatic-Method," *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 45, No. 1B, p. 519, 2006.
- [11] O. C. Jeong and S. S. Yang, "Fabrication and test of a thermopneumatic micropump with a corrugated p+ diaphragm," *Sensors and actuators A*, Vol. 83, p. 249, 2000.
- [12] B. Tarik, B. Alain and P. G. Jean, "Design and simulation of an electrostatic micropump for drug-delivery applications," *Journal of micromechanics and microengineering*. Vol. 7, p. 186, 1997.
- [13] S. Bohm, W. Olthuis and P. Bergveld, "A plastic micropump constructed with conventional techniques and materials," *Sensors Actuators A*, Vol. 77, p. 223, 1999.
- [14] M. Eiji, M. Takashi and S. Takayuki, "Fabrication of TiNi shape memory micropump," *Sensors Actuators A*, Vol. 88, p. 256, 2001.
- [15] K. P. Kamper, J. Dopfer, W. Ehrfeld and S. Oberbeck, "A self-filling low-cost membrane micropump," in: *Proceedings of the MEMS '98*, Heidelberg, Germany, 25-29 January 1998, p. 322.
- [16] A. Olsson, O. Larsson, J. Holm, L. Lundbladh, O. Oehman and G. Stemme, "Valve-less diffuser micropumps fabricated using thermoplastic replication," *Sensors Actuators A*, Vol. 64, p. 63, 1998.
- [17] M. C. Carrozza, N. Croce, B. Magnani and P. Dario, "A piezoelectrically driven stereolithography-fabricated micropump," *Journal of micromechanics and microengineering*, Vol. 5, p. 177, 1995.
- [18] J. H. Kim, K. H. Na, C. J. Kang and Y. S. Kim, "A disposable thermopneumatic-actuated micropump stacked with PDMS layers and ITO-coated glass," *Sensors Actuators A*, Vol. 120, No.2, p. 365, 2005.
- [19] J. H. Kim, K. H. Na, C. J. Kang, D. Jeon and Y. S. Kim, "A disposable thermopneumatic-actuated microvalve stacked with PDMS layers and ITO-coated glass," *Microelectronic Engineering*, Vol. 73-74, p. 864, 2004.
- [20] H. Becker and L. E. Locascio, "Polymer microfluidic devices," *Talanta*, Vol. 56, p. 267, 2002.

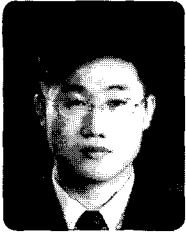
저|자|약|력



성 명 : 유종철

◆ 학 력

- 2005년 명지대 전기공학과 공학사
- 현재 명지대 대학원 나노공학과 석사과정



성명 : 김진호

◆ 학력

- 1998년 명지대 전기공학과 공학사
- 2004년 명지대 대학원 전기공학과 공학석사

◆ 경력

- 2004년 - 2005년 BOE HYDIS 연구원
- 2005년 - 현재 LG PHILS LCD 연구원



성명 : 강치중

◆ 학력

- 1990년 서울대 물리학과 이학사
- 1998년 서울대 대학원 물리학과 이학박사

◆ 경력

- 1993년 - 1995년 삼성전자 반도체연구소 연구원
- 1998년 - 1999년 서울대 반도체 공동연구소 연구원
- 1999년 - 2002년 하이닉스 반도체메모리연구소 연구원
- 2002년 - 현재 명지대 물리학과 교수



성명 : 김웅상

◆ 학력

- 1988년 서울대 전기공학과 공학사
- 1994년 서울대 대학원 전기공학과 공학박사

◆ 경력

- 1995년 - 현재 명지대 전기공학과 교수

