

마이크로 펌프의 제작 및 응용에 관한 연구동향

양 상 식*

(*아주대학교 공대 제어계측공학과 부교수)

1. 서 론

최근 마이크로머시닝 기술을 이용하여 Micro Electro Mechanical Systems(MEMS)를 제작하는 연구가 미국, 일본 및 유럽 등지에서 활발히 진행 중이다. 마이크로머시닝 기술은 크게 표면 미세가공(surface micromachining) 기술과 벌크 미세가공 기술(bulk micromachining)로 나눌 수 있다. 표면 미세가공 기술은 실리콘 기판 위에 박막을 입히고 가공한다. 실리콘 기판 위에 다결정 실리콘이나 질화막, 산화막 등을 입히고 이것을 선택적으로 제거하고 희생층을 부식하여 움직임이 가능한 초소형 구조물을 만들 수 있다. 벌크 미세가공 기술에는 주로 비등방성 식각법이 이용된다. 이는 실리콘의 결정방향에 따른 식각률의 차이를 이용하므로 3차원적 구조를 갖는 기계구조 및 센서의 제작에 적합하다. 위에 언급한 표면 및 벌크 미세가공 기술 외에도 실리콘·실리콘 접합, 실리콘·유리접합 등의 접합기술이 추가될 수 있다. 접합기술은 마이크로 센서나 구동기의 3차원적 구조 제작에 매우 효과적이다. 1980~90년대에 걸쳐 마이크로머시닝 기술과 접합기술을 이용한 마이크로 펌프에 대한 연구가 활발히 진행 중이다. 마이크로 펌프는 미생물체 조작을 위한 수송 시스템, 화학물감지 시스템 분야와 약물 투여 시스템 등 생물학, 화학 및 의학 분야 걸쳐 널리 응용될 수 있다. 2장에서는 최근 수 년간 마이크로 펌프의 구동에 관한 연구들을 소개하고 3 장에서는 마이크로 펌프의 응용예에 대하여 기술한다.

2. 최근의 연구동향

마이크로 펌프를 구동하는 방법으로는 정전(electrostatic) 구동과 자기(magnetic) 구동, 압전(piezoelectric) 구동 및 EHD(electrohydrodynamic) 외에 열공압(thermopneumatic) 구동과 광구동(light driven), polymer gel 등이 연구되고 있다.

마이크로 펌프와 같은 미세 구조의 제작에는 극소형 박막의 사용이 필수적이다. 우수한 전기적, 기계적 특성을 가진 박막을 제작하기 위한 연구가 극소형 구조의 제작과 병행하여 이루어지고 있고, 최근에는 붕소 식각 정지막을 이용한 연구가 많이 진행되고 있다. 박막의 구동에는 바이메탈(bimetallic) 효과 외에 정전력과 압축공기 등을 이용한 방식도 연구된 바 있다. 표 1은 최근 연구 발표된 마이크로 펌프의 종류 및 특징을 나타낸다.

2.1 압전 펌프

그림 1(a)는 바닥의 유리판과 압전 원판(disk)이 붙어있는 유리막과 실리콘 웨이퍼로 구성된 펌프의 단면이다[1]. 유리막은 실리콘 웨이퍼의 표면에 양극접합법(anodic bonding)으로 접합된다. 입력 채널은 유리 캐리어와 실리콘 웨이퍼 사이에 위치한다. 이 채널은 웨이퍼와 유리판을 식각하여 제작한다. 입력 채널과 연결된 구멍(orifice)은 웨이퍼 표면에 있는 depression에 연결되어있다. 이 depression은 그 중앙에 링 모양의 테두리를 가지고 있으며, 테두리는 이 depression을 두 번째 구멍에

표 1. 최근 연구 발표된 마이크로 펌프의 종류 및 특징

구 분 (구동원)	박막변위 (μm)	챔버크기 (mm)	작 동 범 위			최대유량 또는 박막 전진속도	비 고		
			동 력	압 력	주파수				
펌 프	정 전	4	$1 \times 1 \times 0.5$	170~300V		25~100Hz	$70 \mu\text{l} / \text{min}$		
	압 전			80 V		15 Hz	$100 \mu\text{l} / \text{min}$		
					90 V		30 Hz	$210 \mu\text{l} / \text{min}$	
	E H D			150~800 V				$15 \text{ ml} / \text{min}$	비전도성 유체만 펌핑 가능
			0.35×0.35	$20 \sim 50 \text{ V}$			$100\text{kHz} \sim 30 \text{ MHz}$	$5 \mu\text{l} / \text{min}$	전도성 유체 펌핑 가능
	열공압	35	$1.2 \times 1.2 \times 0.28$	6 V	0.05 atm	1~3Hz	$34 \mu\text{l} / \text{min}$		
					0.20 psi	20 Hz	$45 \mu\text{l} / \text{min}$		
광구동	-23~+10	$0.8 \times 0.8 \times 0.018$	10 mW	2 kpa	$0.72 \sim 5.3 \text{ Hz}$	$40 \text{ nl} / \text{s}$			
Polymer gel		5×9.8					$0.5 \mu\text{l} / \text{min}$	삼투압 이용	
		8×14.5	20 V				$10 \mu\text{l} / \text{min}$	온도에 따른 수축, 팽창 이용	

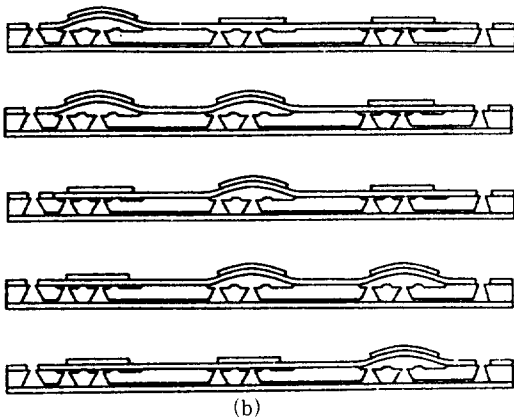
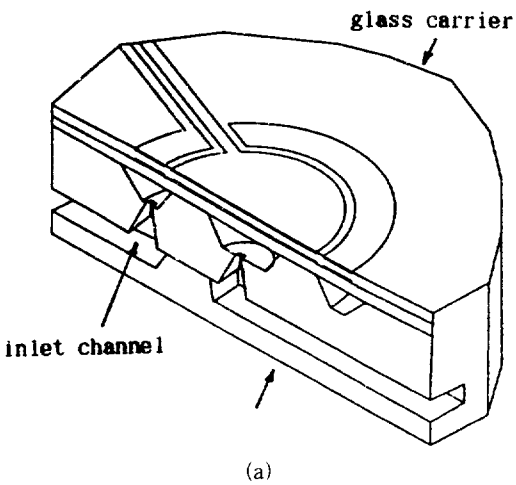


그림 1. (a) 펌프 박막/밸브의 단면도.
(b) 압전 펌프의 평평 순서.

연결된 concentric depression으로부터 분리한다. 마지막 구멍은 출력 채널에 연결된다. 그림 1(b)는 압전 펌프의 동작과정을 나타낸다. 이 펌프는 적은 양의 액체나 가스가 저장소로부터 펌핑될 수 있다. 의학용 약품이나 냉각수, 엔진의 연료 또는 화학이나 생물학적 공정에 사용되는 물질도 펌핑이 가능하다.

2.2 EHD 펌프

EHD 펌프는 전장과 유체 속에 유도된 전하들간의 상호작용으로 구동되며 전기력이 유체에 직접 작용하기 때문에 기계적 운동부가 필요없다는 잇점이 있다. EHD 펌프에는 유도형(induction type)과 주입형(injection type)이 있다. EHD 유도형 펌프는 많이 연구되는 형태로서, distribution transformer의 냉각에 쓰이는 절연 유체나 지하 전력 케이블 내의 오일 등을 위한 large scale 펌프와 같이 상업용에 직접 적용될 수 있다. 이들 펌프는 유체-유체 또는 유체-고체 경계면에서의 유도전하의 발생을 이용한다. 전기력이 경계면에 수직으로 작용하므로 유도전하를 유체의 흐름 방향으로 밀고 당기기 위한 진행 전파(traveling electric wave)가 필요하다[2]. 주입형 EHD 펌프에서 원동력은 전기 화학적 반응에 의하여 한 쪽 혹은 양 쪽 전극으로부터 액체로 주입되는 이온에 작용하는 쿨롱 힘이다. 주입형 EHD 펌프는 펌핑할 유체와 직접

닿아 있는 두 개의 투과성 전극이 필요하다. 전극 사이에서 압력의 변화가 발생하고 에미터와 컬렉터 사이에 유체 이동이 생긴다.

2.3 정전 펌프

정전 펌프는 두 평행판 사이에 전압을 인가하여 두 평행판이 서로 밀고 잡아당기는 힘을 이용한다. 그림 2는 정전펌프의 단면도이다[3]. 구동부(actuation unit)는 대응전극(counter electrode)과 마주보는 박막 칩으로 구성되어 있다. 두 개의 동일한 밸브 칩이 각각 수동형 체크 밸브를 이루고, 박막과 두 밸브 사이의 공간이 펌프 챔버가 된다. 대응전극과 박막 사이에 전압을 인가하면 박막에 정전 압력 P_{e1} 이 발생한다. P_{e1} 은 박막을 대응전극 쪽으로 움직이게 하여 펌프 챔버(pump chamber)의 압력을 떨어뜨린다. 펌프 챔버 내의 압력이 입구의 압력 P_1 보다 작으면 입력 밸브가 열리고 유체가 펌프 챔버 안으로 흘러 들어간다. 인가 전압이 떨어지면 박막이 원위치로 되돌아 가고 펌프 챔버 압력이 높아지면서 입력 밸브가 닫히고 출력 밸브가 열린다.

2.4 광 구동(light driven) 펌프

압전형과 정전형, 그리고 EHD 펌프 등은 그 구동 방법(driving method) 때문에 전기 혹은 열의 영향을 받는다. 의학용으로 이용하려면 전기적 성질(electricity)을 갖지 않는 구동 방법이 보다 효과적이다. 레이저광에 의하여 구동되는 펌프가 H. Mizoguchi[4] 등에 의하여 개발되었다. 그림 3(a)는 레이저광에 의하여 구동되는 마이크로 펌프의 구조를 나타낸다. 이 펌프는 그림 3(b)와 같은 단면을 갖는 5개의 마이크로 셀로 구성되고, 각각은

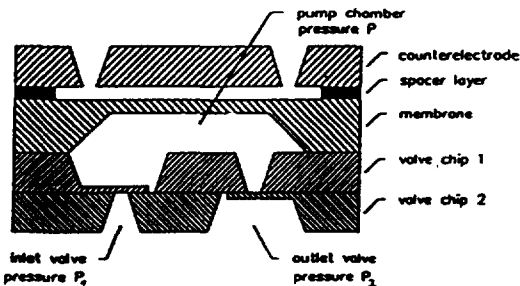


그림 2. 정전 펌프의 단면도.

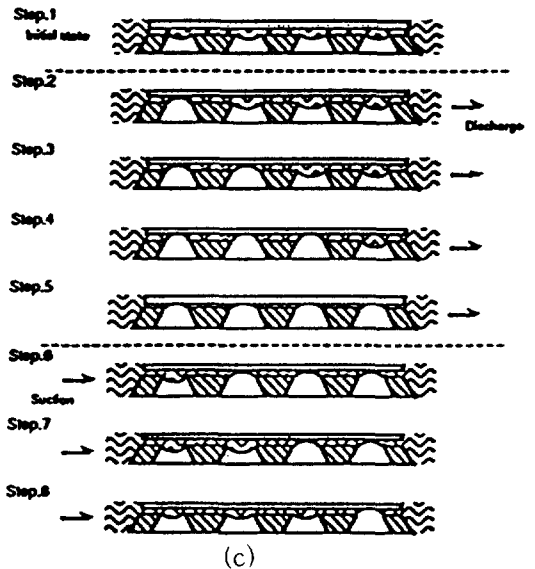
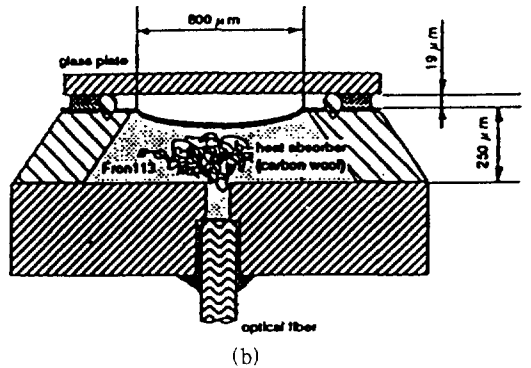
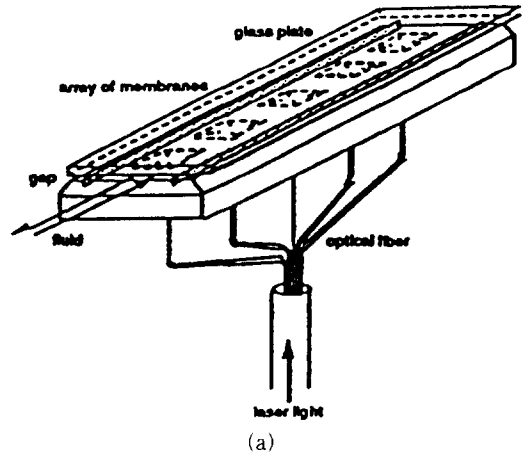
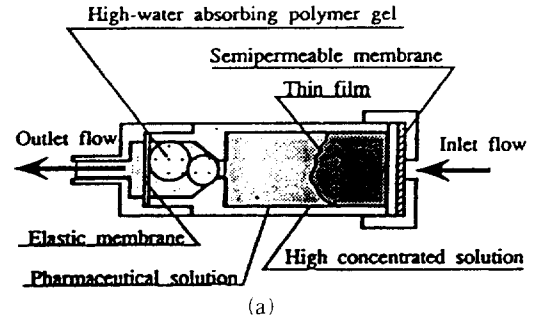


그림 3. (a) 광구동 마이크로 펌프의 구조, (b) 광구동 마이크로 펌프의 단면도, (c) 광구동 마이크로 펌프의 단계적 동작.

800×800 μm^2 크기의 사각 박막으로 덮여 있다. 각 셀은 작동유체(Freon)로 채워져 있다. 레이저 광은 광 섬유를 통하여 유도되어 각 셀 내에 있는 열 흡수 물질(carbon wool)에 의하여 열로 바뀐다. 이 열로 작동유체를 비등시켜 내부 압력을 높이고 박막의 변위를(-23~+10 μm) 유발한다. 그림 3(c)는 여러 개의 마이크로 셀로 구성된 마이크로 펌프의 작동 순서를 나타낸다.



2.5 Polymer gel 마이크로 펌프

Polymer gel의 변형을 이용한 구동기는 구조적 유연성으로 충격과 휨 등에 강하며 임의의 모양으로 만들기 쉽고 가볍다는 장점이 있다. S. Hattori[5]는 polymer gel 구동기를 이용한 새로운 두 가지 방식의 마이크로 펌프를 고안하였다. 한 가지는 마이크로 캡슐 펌프로, 고 흡수성(물 흡수율이 높은) polymer gel을 이용하였고, 또 하나는 열에 반응하는 polymer gel을 이용하였다.

그림 4(a)는 마이크로 캡슐 펌프의 구조도이다. 입구 쪽에 반투막과 출구 쪽에 한방향(one way) 밸브를 가진 원통형 몸체로 되어 있다. 펌프 내에는 고농도의 내부 용액을 포함하는 고흡수성 polymer gel(polyacrylamide gel)이 들어있다. 내부 용액은 고농도를 이루며 반투막과 접하여 있다. 펌프의 내부는 약제의(pharmaceutical)용액으로 채워져 있고, 이 용액은 얇은 박막에 의하여 고흡수성 polymer gel과 내부 용액으로부터 분리된다. 고흡수성 polymer gel은 물의 흡수에 의한 팽창으로 구동기 역할을 한다. 마이크로 캡슐 펌프의 동작방식은 반투막을 사이에 둔 두 액체 간의 농도차를 이용한다. 외부와 내부 용액간의 농도차로 인하여 삼투압이 발생하면 외부 용액의 용매(물)가 반투막을 통하여 펌프 내부로 흡수된다. 따라서 고흡수성 polymer gel이 팽창하여 펌프내의 약제 용액이 밖으로 분출된다.

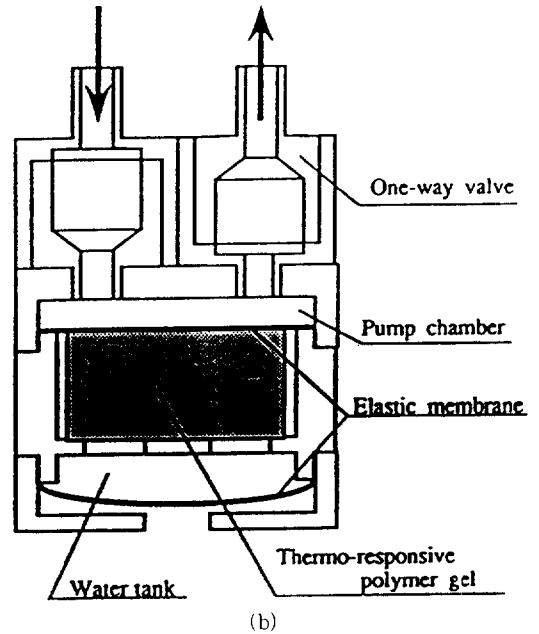


그림 4. (a) 마이크로 캡슐 펌프의 구조.
(b) PVME 펌프의 구조.

그림 4(b)는 PVME(polyvinyl methyl ether) atatic polymer gel을 이용한 마이크로 펌프의 구조도이다. PVME gel은 38 $^{\circ}\text{C}$ 에서 상변화하는데, 40 $^{\circ}\text{C}$ 이상으로 가열하면 본래 부피의 약 3/4으로 수축하고, 35 $^{\circ}\text{C}$ 이하로 냉각하면 원상으로 부풀다. 이 펌프는 펌프 챔버와 polymer gel 구동기의 한 쪽에 두 개의 한방향 밸브가 설치된 구조로 이루어

진다. 고무로 만들어진 탄성박막이 polymer gel 구동기와 펌프 챔버 사이에 설치되어 있다. PVME gel을 가열하고 냉각함에 따라 펌프 챔버의 부피가 변하고, 이를 반복하면 한방향 밸브를 통하여 유체가 흐르게 된다.

3. 응용에

2장에서 소개된 여러 방식의 구동기로 이루어진 마이크로 펌프는 잉크 제트 프린터, 가스크로마토그래픽, 세포 융합 장치 등 의학 및 과학, 공학의 전 분야에 응용 가능하다. 이 장에서는 그 대표적인

응용예를 살펴본다.

3.1 잉크 제트 프린터

잉크 제트 프린터는 배열된 미세한 노즐을 통하여 압력을 인가함으로써 잉크를 미세하게 분사한다. 노즐 근처에 주기적인 압력을 주어 제트가 균일하게 분포된 방울의 흐름으로 분해되게 분사된다. 제트가 전하 전극의 배열을 통과하며 연속적인 흐름에서 방울들로 분해될 때, 전하가 정전력에 의하여 주입된다. 각 방울들은 전하를 띄고 있는 유무에 따라 캐처(catcher)로 휘거나 휘지 않고 통과하여 종이에 뿌려진다. 그림 5는 방울이 형성되는 점에서 제트를 둘러싸는 전하 전극을 가진 프린터 헤드의 구조이다[6, 7].

3.2 가스 크로마토그래피

S. C. Terry[8] 등이 개발한 소형 가스 크로마토그래피 장치는 캐리어 가스 공급 장치와 샘플 주입 시스템 및 모세관(separator column), 그리고 출력 감지기와 데이터 분석 시스템 등 4개의 기본적인 요소가 마이크로머시닝 기술에 의하여 단일 실리콘 기판에 집적된 것이다. 샘플 증기의 분리는 모세관을 통과할 때 이루어진다. 샘플 증기는 백브에 의하여 모세관의 입구에 주입되고 내부의 캐리

어 가스에 의하여 운반된다. 단일 펄스로 모세관에 주입된 샘플 증기의 혼합물은 기동을 통과하면서 각각 다른 속도로 이동하여 각 성분의 증기가 특정 시간별로 분리되어 나온다. 모세관의 출력은 순수한 캐리어 가스의 영역들에 의하여 분리되어 나타나는 일련의 증기 피이크들이다. 이 피이크를 감지하기 위해서 모세관으로부터의 출력가스가 감지기를 지날 때 캐리어 가스 내의 샘플증기의 농도와 관련된 열전도도 등과 같은 가스의 특정한 성질을 측정하도록 한다. 감지기로부터의 신호는 증폭되어 시간의 함수로 기록된다. 이러한 방법으로 얻어진 크로마토그램은 샘플 혼합물의 정량적 분석에 사용되는데, 혼합되어 있는 각 증기의 종류와 양이 모세관 내에서의 기체 시간과 그것의 출력 피이크 아래의 면적으로부터 구해질 수 있다.

3.3 Flow Cytometer

Flow cytometer는 미세한 생물학적 입자의 광학적, 전기전 특성을 측정하는 데 사용되는 기기이다. 이 디바이스에서는 두 동심 유체 유동을 이용하여 입자들(예 : 적혈구)이 광학 또는 전자 센서를 지나는 길을 정확히 안내한다.

D. Sobek[9] 등은 미크론 크기의 입자를 측정하기 위한 수동형 광학장치를 가진 실리콘 마이크로 유동 챔버를 제작하였다. 그림 6(a)는 유동 챔버의 가장 중요한 부분인 센싱 영역의 구조를 나타낸다. 전체 구조는 육각형의 단면을 가진 유동 덕트와 그 중간 지점에서 덕트와 교차하는 광학 유도 장치 및 관찰을 위한 박막 창으로 구성되어 있다. 그림 6(b)와 같이 전체 구조는 두 개의 실리콘 기판 어셈블리로 구성된다. 덕트 내에 피복 유동의 중심으로 동축(coaxial) 표본 유동을 얻기 위하여 주사바늘과 그 구멍이 있다. 광학 유도 장치는 질화 실리콘/산화 실리콘으로 되어 있고, 관찰부의 산화면은 두께 0.65 μm인 투명한 질화 실리콘/산화 실리콘 창으로 되어 있다.

3.4 마이크로 혼합기 및 투약 시스템

마이크로 액체 처리 시스템의 기본 구조는 그림 8(a)와 같이 마이크로 액체 투약 시스템, 마이크로 혼합기와 반응기 및 감지기, 그리고 이 디바이스들을 연결하는 마이크로 채널로 구성되어 있고[10],

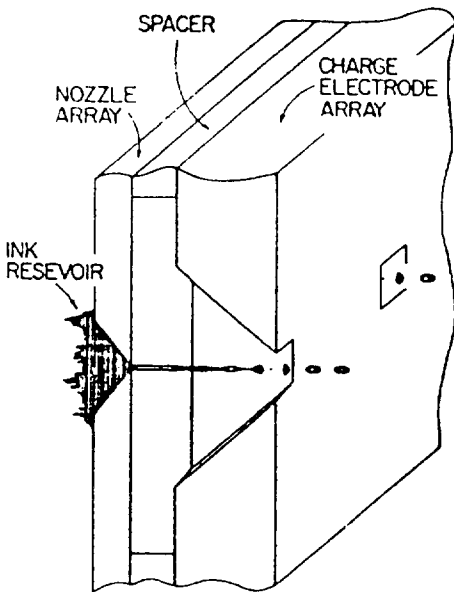


그림 5. 프린터 헤드의 구조.

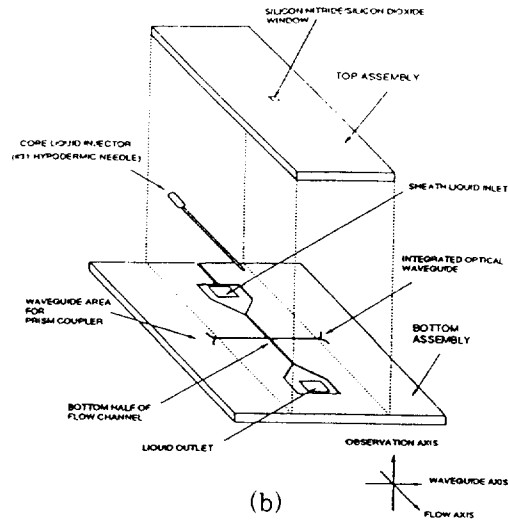
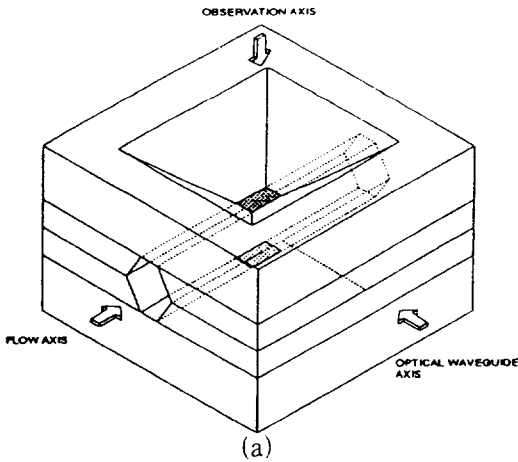


그림 6. (a) 유동 챔버의 센싱 영역.
(b) 유동 챔버의 구조.

이들은 한 칩 내에 집적된다. 샘플 액체는 마이크로 투약 시스템에 의하여 마이크로 혼합기로 공급되어 시약과 혼합되고 감지기에서 측정된다. 이 시스템은 기존의 자동 화학물질 분석기에 비하여 정확도와 시약의 저소비, 그리고 소량의 샘플 취급의 용이성 등의 장점이 있다. 마이크로 펌프와 유량 측정기를 가진 마이크로 액체 투약 시스템은 소량의 액체를 유량이 $1\mu\text{l/s}$ 이하가 되도록 정확히 운반할 수 있다.

혼합기는 바닥에 많은 마이크로 노즐을 가진 매우 평평하고 얇은 혼합 영역을 가지고 있다. 동작할 동안 먼저 혼합영역이 한 액체로 차게 되고 또 다

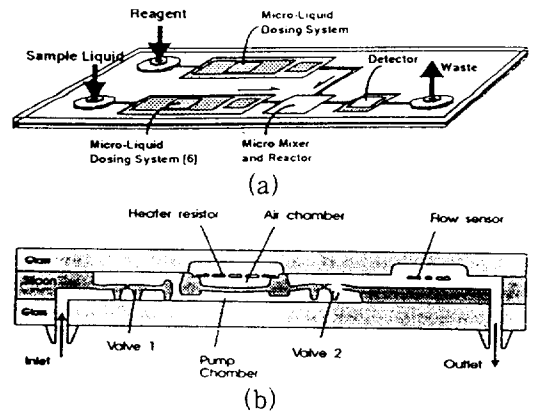


그림 7. (a) 마이크로 액체 처리 시스템의 기본개념.
(b) 투약 시스템의 단면도.

른 액체로 많은 마이크로 노즐($15\mu\text{m} \times 15\mu\text{m}$, 400개)로 주입된다. 이 때 많은 마이크로 물기둥(plumes)이 만들어지며, 이 물기둥은 표면 접촉을 증가시킨다. 노즐들은 $10\sim 100\mu\text{m}$ 거리로 매우 가깝게 위치하여 물기둥들이 이 거리에서 빨리 확산되도록 한다. 따라서, 다른 추가의 처리가 필요 없이 적절한 혼합이 이루어진다. 펌프는 두개의 수동형 밸브와 펌프 챔버로 구성되어 있다. 펌프 구동기는 열공압(Thermopneumatic)에 의하여 구동한다. 공기 챔버에서, 공기는 전력에 의한 저항의 가열로 주기적으로 데워지고 온도가 변화함으로써 챔버 내의 공기압이 주기적으로 펌프 박막을 휘게 하여 펌프를 통하여 액체를 공급한다. 그림 8(b)는 마이크로 투약 시스템의 단면도이다.

4. 결 론

2장과 3장에서 소개한 바와 같은 마이크로 펌프와 그 응용 장치들을 실용화하기 위해서는 장치의 성능 및 신뢰도, 수명, 재료의 적합성 등에 관한 문제들을 해결하여야 한다. 이를 위하여 각 요소들의 형상과 기계적 성질의 변화를 고려하여 장치를 설계하여야 한다. 각각의 공정 후의 기계 요소 내부와 경계면의 열적 응력분포 해석, 장치의 작동 중에 중력, 정전력, 전자력 등의 정적 혹은 동적 하중으로 인한 기계적 응력 분포 및 진동 해석, 유체가 흐르는 부분의 유체 역학적 해석, 접촉이 있는 부분의 마찰로 인한 마모 및 윤활에 관한 해석, 접촉면에서

분자간의 인력으로 인한 부착현상 등 장치의 제조와 작동 중에 발생하는 제반 현상에 관한 물리학적, 기계공학적 분석이 필수적이다. 또, 한편으로 우리가 항상 보고 접하는 macro-scale의 구동기 형태를 단순히 축소하여 이용하기 보다는 micro-scale의 시스템 구성에 적합한 새로운 기계 요소와 구동기를 개발하는 창의적인 연구가 바람직하며, 이를 뒷받침하기 위하여 적합한 소재 및 공정 개발에 관한 연구도 병행되어야 한다.

이러한 마이크로 장치에 관한 연구를 통하여 개발될 설계 및 제작 기술들은 차후 마이크로 펌프 외에도 여러 가지 마이크로 센서나 기계요소를 제작하는 데 유효 적절하게 사용될 수 있는 기술들로서, 국내에서도 마이크로머시닝 기반 기술의 노우하우가 축적되어야 한다. 마이크로 펌프는 미세 유량 제어 장치, 미생물 조작 장치 등의 제작을 가능하게 하여 고정밀을 요하는 측정 계기와 장치, 치료기구 등에의 응용성이 다양하다. 이로 인하여 공학 및 과학, 의학 분야의 발전에 공헌이 크리라 기대된다.

참 고 문 헌

[1] J. G. Smits, "Piezoelectric Micropump with Three Valves Working Peristaltically," Transducers '89 Digest, Montreux, Switzerland, pp. 203-206, June 1989.

[2] A. Richter and H. Sandmaier, "An Electrohydrodynamic Micropump," IEEE-MEMS Workshop, pp. 99-104, Napa Valley, California, Feb. 1990.

[3] R. Zengerle, A. Richter and H. Sandmaier, "A Micro Membrane Pump With Electrostatic Actuation," IEEE-MEMS Workshop, pp. 19-24, Travemünde, Germany, Feb. 1992.

[4] H. Mizoguchi, M. Ando, T. Mizuno, T. Takagi and N. Nakajima, "Design and Fabrication of A Light Driven Micropump," IEEE-MEMS Workshop, pp. 31-36, Travemünde, Germany, Feb. 1992.

[5] S. Hattori, T. Fukuda, R. Kishi, H. Ich-

ijo, Y. Katsurayama, H. Katayama, H. Matsuura, T. Watrai, S. Nagamori and T. Hiramatsu, "Structure and Mechanism of Two Types of Micro-Pump Using Polymer Gel", IEEE-MEMS Workshop, pp. 110-115, Travemünde, Germany, Feb. 1992.

[6] R. D. Carnahan and S. L. Hou, "Ink Jet Technology," IEEE Trans. Ind. Appl., Vol IA-13, pp. 95-105, Feb 1977.

[7] L. Kuhn, E. Bassous and R. Lane, "Silicon Charge Electrode Array for Ink Jet printing", IEEE Trans. Electron Devices, Vol. ED-25, pp. 1257-1260, Oct. 1978.

[8] S. C. Terry, J. H. Jerman and J. B. Angell, "A Gas Chromatographic Air Analyzer Fabricated on A Silicon Wafer," IEEE Trans. Electron Devices, Vol, ED-26, pp. 1880-1886, Dec. 1979.

[9] D. Sobek, A. M. Young, M. L. Gray and S. D. Senturia, "A Microfabricated Flow Chamber for Optical Measurements in Fluids," IEEE-MEMS Workshop, pp. 219-224, Fort Lauderdale, Florida, Feb. 1993.

[10] T. S. J. Lammerink, M. Elwenspoek and J. H. J. Fluitman, "Integrated Micro-Liquid Dosing System," IEEE-MEMS Workshop, pp. 254-259, Fort Lauderdale, Florida, Feb. 1993.



양상식(梁翔植)

1958년 1월 16일생, 1980년 서울대 공대 기계공학과 졸업. 1983년 동대학원 기계공학과 졸업(석사). 1988년 Univ. of California, Berkeley 기계공학과 졸업(공학박). 1988~89년 New Jersey Institute of Technology 연구 조교수. 1989년 아주대 조교수. 현재 아주대 공대 제어계측공학과 부교수.