

마이크로 펌프의 제작 및 응용에 관한 연구동향

양상식 · 양의혁

Research Trends in the Fabrication and Applications of Micro-Pumps

Sang-Sik Yang · Eui-Hyeok Yang



- 양상식(아주대 제어계측공학과)
- 1958년생.
- Dynamic Systems 자동제어를 전공하였으며, 실리콘 마이크로 소자 및 Motion Control에 관심을 가지고 있다.



- 양의혁(아주대 대학원 전자공학과)
- 1967년생.
- 제어계측을 전공하였으며, 실리콘 마이크로 소자에 관심을 가지고 있다.

1. 머리말

최근 마이크로머시닝 기술을 이용하여 MEMS(micro electro mechanical systems)를 제작하는 연구가 미국, 일본 및 유럽 등지에서 활발히 진행 중이다.^(1~4) 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-유리 접합 등의 접합 기술

이 추가될 수 있다. 적합기술은 마이크로 센서나 구동기의 3차원적 구조 제작에 매우 효과적이다. 1980~1990년대에 걸쳐 마이크로머시닝 기술과 접합기술^(5~9)을 이용한 마이크로 펌프 및 밸브 등에 대한 연구가 활발히 진행 중이다.^(10,11) 마이크로 펌프와 밸브는 미생물체 조작을 위한 수송 시스템, 화학물 감지 시스템 분야와 약물 투여 시스템 등 생물학, 화학 및 의학 분야에 걸쳐 널리 응용될 수 있다. 2장에서는 최근 수년간 발표된 마이크로 펌프와 밸브 및 박막의 구동에 관한 연구들을, 3장에서는 마이크로 펌프의 응용 예를 소개하고, 4장에서는 벌크 미세가공 기술 및 양극 접합 기술 등을 이용하여 제작 가능한 정전형 마이크로 펌프의 구조와 동작 원리 및 제조방법에 대하여 기술한다.

2. 최근의 연구동향

마이크로 펌프나 밸브를 포함한 마이크로 구동기를 구동하는 방법으로 정전(electrostatic) 효과^(12~17)와 자기(magnetic) 효과,^(18~20)

표 1 최근 연구 발표된 마이크로 펌프와 밸브의 종류 및 특징

구분(구동원)	박막변위 (μm)	챔버크기 (mm)	작 동 범 위			최대유량 또는 박막 전진속도	비 고		
			동력	압력	주파수				
펌프	정전	4	$1 \times 1 \times 0.5$	170~300V		25~100Hz	$70 \mu\text{l}/\text{min}$		
	압전			80V		15Hz	$100 \mu\text{l}/\text{min}$		
					90V		30Hz	$210 \mu\text{l}/\text{min}$	
	EHD				150~800V			$15 \mu\text{l}/\text{min}$	비전도성 유체
			0.35×0.35		20~50V		100kHz~30MHz	$5 \mu\text{l}/\text{min}$	전도성 유체 펌핑 가능
	열공압	35	$1.2 \times 1.2 \times 0.28$		6V	0.05atm	1~3Hz	$34 \mu\text{l}/\text{min}$	
									0.20psi
광구동	-23~+10	$0.8 \times 0.8 \times 0.018$		10mW	2kPa	0.72~5.3Hz	40nl/s		
Polymer gel			5×9.8				$0.5 \mu\text{l}/\text{min}$	삼투압 이용	
			8×14.5	20V			$10 \mu\text{l}/\text{min}$	온도에 따른 수축, 팽창 이용	
밸브	공압				5psia	35psi	120ml/min		
	압전	8		150V			$95 \mu\text{l}/\text{min}$		
	수동				0.5bar		$18 \mu\text{l}/\text{min}$		
	정전			150V			4m/s		
	바이메탈	150	1×1		0.7W	4bar		150ml/min	
				500mW	50pisg		150cc/min		

압전(piezoelectric) 효과^(21~23) 및 EHD(electrohydrodynamic)^(24,25) 외에 열공압(thermo-pneumatic) 효과^(26,27)와 광구동(light driven) 효과,⁽²⁸⁾ Polymer Gel 효과⁽²⁹⁾ 등이 연구되고 있다.

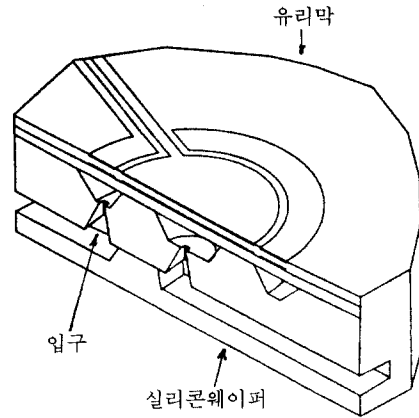
대부분의 마이크로 펌프나 밸브 등 미세 구조의 제작에는 극소형 박막의 사용이 필수적이다. 우수한 전기적, 기계적 특성을 가진 박막을 제작하기 위한 연구가 극소형 구조의 제작과 병행하여 이루어지고 있고, 최근에는 봉소 식각 정지막을 이용한 연구가 많이 진행되고 있다.^(30,31) 박막의 구동에는 바이메탈

(bimetallic) 효과^(32,33) 외에 정전력과 압축공기⁽³⁴⁾ 등을 이용한 방식도 연구된 바 있다. 표 1은 최근 연구 발표된 마이크로 펌프와 밸브의 종류 및 특징을 나타낸다.

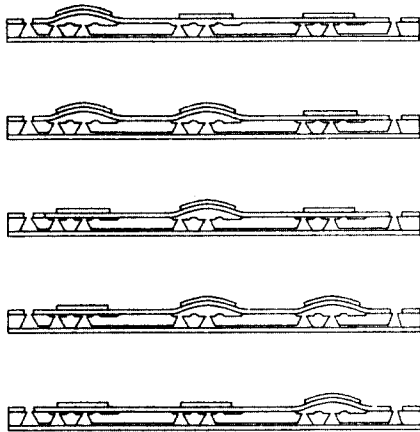
2.1 마이크로 펌프

(1) 압전 펌프

그림 1(a)는 바닥의 유리판과 압전 원판(disk)이 붙어 있는 유리막과 실리콘 웨이퍼로 구성된 펌프의 단면이다.⁽³⁵⁾ 유리막은 실리콘 웨이퍼의 표면에 양극접합법(anodic bonding)으로 접합된다. 입력 채널은 유리



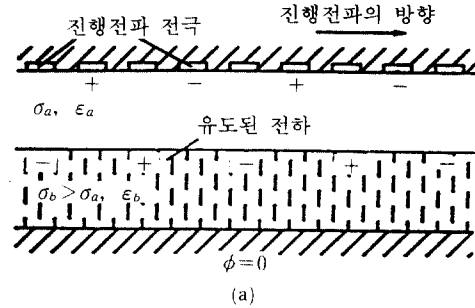
(a) 펌프 박막/밸브의 단면도



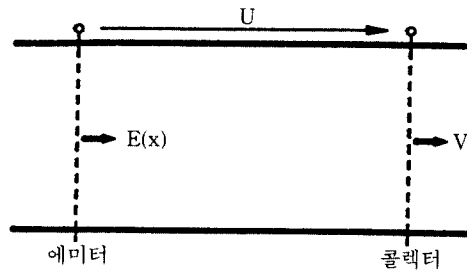
(b) 압전 펌프의 펌핑 순서

그림 1 펌프박막/밸브의 단면도와 압전펌프의 펌핑순서

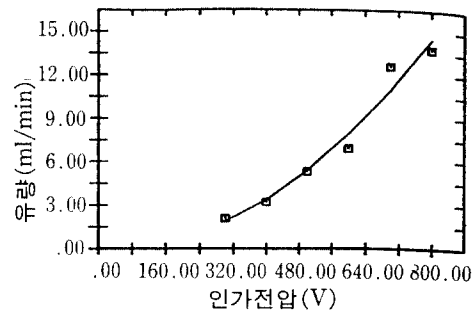
캐리어와 실리콘 웨이퍼 사이에 위치한다. 이 채널은 웨이퍼와 유리판을 식각하여 제작한다. 입력 채널과 연결된 구멍(orifice)은 웨이퍼 표면에 있는 Depression에 연결되어 있다. 이 Depression은 그 중앙에 링 모양의 테두리를 가지고 있으며, 테두리는 이 Depression을 두 번째 구멍에 연결된 Concentric Depression으로부터 분리한다. 마지막 구멍은 출력 채널에 연결된다. 그림 1(b)는 압전 펌프의 동작과정을 나타낸다. 펌핑



(a)



(b)



(c)

그림 2 (a) 유도형 EHD 펌프의 기하학적 구조, (b) 주입형 EHD 펌퍼의 기하학적 구조, (c) 유량 대 인가전압

률(pumping rate)은 대략 압전 소자에 80V를 인가할 때 $100\mu\text{l}/\text{min}$ 이다. 이 펌프는 적은 양의 액체나 가스가 저장소로부터 펌핑될 수 있다. 의학용 약품이나 냉각수, 엔진의 연료 또는 화학이나 생물학적 공정에 사용되는 물질도 펌핑이 가능하다.

(2) EHD 펌프

EHD 펌프는 전장과 유체 속에 유도된 전

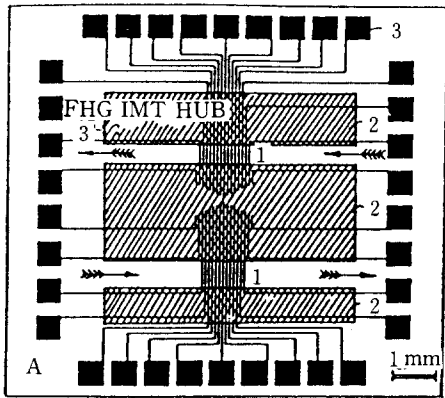
하들 간의 상호작용으로 구동되며 전기력이 유체에 직접 작용하기 때문에 기계적 운동부가 필요없다는 이점이 있다. EHD 펌프에는 유도형(induction type)과 주입형(injection type)이 있다. EHD 유도형 펌프는 많이 연구되는 형태로서, Distribution Transformer의 냉각에 쓰이는 절연 유체나 지하 전력 케이블 내의 오일 등을 위한 Large Scale 펌프와 같이 상업용에 직접 적용될 수 있다. 이들 펌프는 유체-유체 또는 유체-고체 경계면에서의 유도전하의 발생을 이용한다. 전기

력이 경계면에 수직으로 작용하므로 유도전하를 유체의 흐름 방향으로 밀고 당기기 위한 진행 전파(traveling electric wave)가 필요하다. 그림 2(a)는 유도형 EHD 펌프의 원리를 나타낸다.⁽²⁴⁾ 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. 가장 간단한 구조는 그림 2(b)와 같이 서로 일정한 간격으로 떨어져 있는 튜브 내의 두 개의 전기적으로 분리된 그리드(grid)로 되어 있다.⁽²⁵⁾ 그림 2(c)는 인가전압 대 유량의 그래프이다.

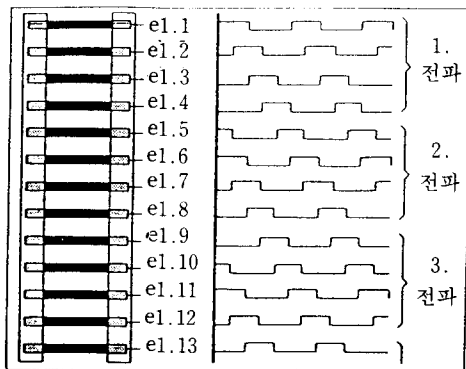
최근 발표된 EHD 펌프들은 낮은 전도율을 갖는 유전체만을 펌핑할 수 있다. 그러나, 생물학과 의학 및 화학 응용분야에서는 전해용액과 같은 전도성 유체들이 기본적으로 사용된다. 온도와 전도율 구배(gradient)에 수직인 방향으로 움직이는 전자파는 액체 벌크 안에 전하를 주입한다. 이 전하들은 약간씩 움직이며 전하 이완 작용으로 인하여 진행 전파와 상호 작용한다. Fuhr⁽³⁶⁾ 등은 이 원리를 응용하여 물과 약전해질 용액을 펌핑할 수 있는 펌프를 개발했다. 그림 3(a)는 진행파 펌프 구조의 레이아웃이고, 그림 3(b)는 13개의 전극을 가진 펌프 채널과 위상이동 펄스의 타이밍 다이어그램을 나타낸다.

(3) 정전 펌프

정전 펌프는 두 평행판 사이에 전압을 인가하여 두 평행판이 서로 밀고 잡아당기는 힘을 이용한다. 그림 4(a)은 정전펌프의 단면도이다.⁽¹²⁾ 구동부(actuation unit)는 대응 전극(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 된

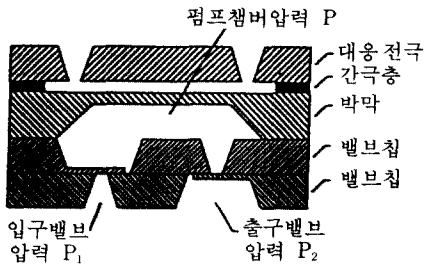


(a) 진행파펌프의 레이아웃

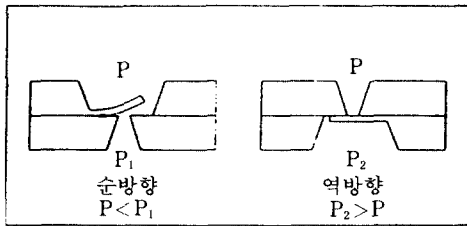


(b) 13개의 전극을 가진 펌프채널과 위상이동 펄스의 타이밍 다이어그램

그림 3 진행파 펌프의 레이아웃과 13개의 전극을 가진 펌프 채널과 위상이동 펄스의 타이밍 다이어그램



(a) 정전 펌프의 단면도



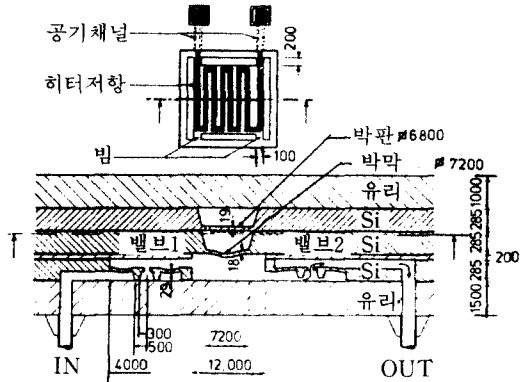
(b) 밸브의 순방향 및 역방향 동작

그림 4 정전펌프의 단면도 및 밸브의 순방향 및 역방향 동작

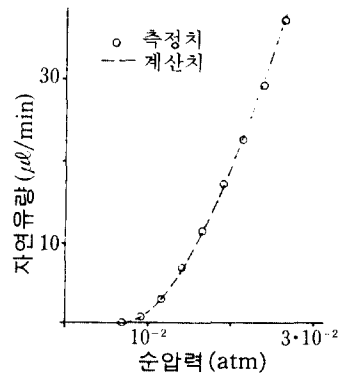
다. 대응전극과 박막 사이에 전압을 인가하면 박막에 정전 압력 P_{el} 이 발생한다. P_{el} 은 박막을 대응전극 쪽으로 움직이게 하여 펌프 챔버(pump chamber)의 압력을 떨어뜨린다. 펌프 챔버 내의 압력이 입구의 압력 P_1 보다 작으면 입력 밸브가 열리고 유체가 펌프 챔버 안으로 흘러 들어간다. 인가 전압이 떨어지면 박막이 원위치로 되돌아가고 펌프 챔버 압력이 높아지면서 입력 밸브가 닫히고 출력 밸브가 열린다. 유량은 작동 주파수 100Hz에서 $70\mu\text{l}/\text{min}$ 이다. 그림 4(b)는 밸브의 동작 원리를 나타낸다.

(4) 열공압 펌프

그림 5(a)는 열공압 마이크로 펌프의 단면도이다.⁽²⁶⁾ 히터 저항에 전압을 인가하면 공동(cavity) 내의 공기의 온도가 올라가고 이로 인한 압력의 증가로 펌프의 박막이 아래로 휘다. 펌프의 박막이 아래로 휘면 펌프 챔버의 압력이 증가하고 이 압력이 출구의 압력과 밸브 2의 예인장력(pre-tension)의 합



(a)



(b)

그림 5 (a) 열공압 펌프의 단면도.

(b) 순압력에 대한 유량의 그래프

보다 커지면 밸브가 열린다. 열린 밸브 2에서의 압력 차이 때문에 유체가 Sealing Ring 밑의 통로를 통하여 흐를 수 있다. 인가전압이 끊어지면 공동 내의 공기가 식어서 공동 내의 압력이 떨어지고 펌프의 박막이 위로 휘다. 이 때 펌프 챔버 내의 압력이 감소하여 입구의 압력이 펌프 챔버 압력과 밸브 1의 예인장력의 합을 넘어서면 밸브가 열린다. 그림 5(b)는 순 압력(net pressure)에 대한 유량의 그래프이다.

그림 6은 Folta⁽²⁷⁾ 등이 제작한 열공압 펌프의 단면도이다. 흐름 통로를 따라 순서대로 움직이는 3개의 박막이 펌핑 작용을 한

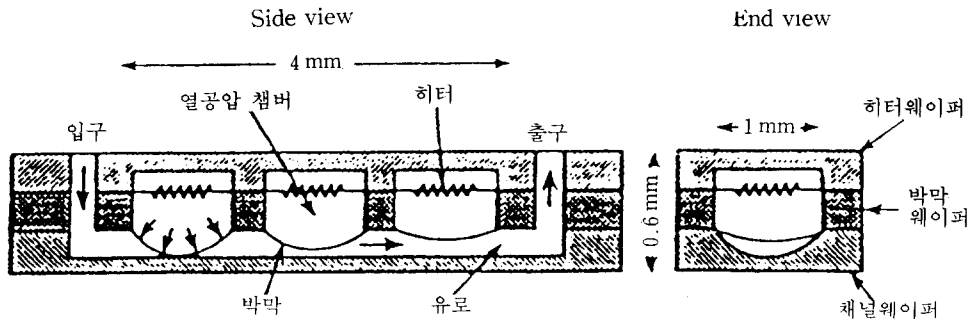


그림 6 열공압 박막 펌프의 단면도

다. 먼저 왼쪽 끝에 있는 히터가 가열되면 열공압 챔버 안에 있는 유체가 팽창하여 왼쪽 끝의 박막을 밑으로 휘게 한다. 가운데 부분의 히터가 가열되어 가운데 박막이 밑으로 팽창되면, 통로를 통하여 유체가 흐른다. 마지막으로 오른쪽 끝의 히터가 가열되고 동시에 왼쪽 끝의 히터가 꺼지면 유체가 밖으로 분출되어 한 주기의 펌핑을 이룬다.

(5) 광 구동 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 구동방법이 보다 효과적이다. 레이저광에 의하여 구동되는 펌프가 Mizoguchi⁽²⁸⁾ 등에 의하여 개발되었다. 그림 7(a)는 레이저광에 의하여 구동되는 마이크로 펌프의 구조를 나타낸다. 이 펌프는 그림 7(b)와 같은 단면을 갖는 5개의 마이크로 셀로 구성되고, 각각은 $800 \times 800 \mu\text{m}^2$ 크기의 사각 박막으로 덮여 있다. 각 셀은 작동유체(freon)로 채워져 있다. 레이저 광은 광섬유를 통하여 유도되어 각 셀 내에 있는 열 흡수 물질(carbon wool)에 의하여 열로 바뀐다. 이 열로 작동유를 비등시켜 내부 압력을 높이고 박막의 변위를 ($-23 \sim +10 \mu\text{m}$) 유발한다. 그림 7(c)는 여러 개의 마이크로 셀로 구성된 마이크로 펌프의 작동 순서를 나타낸다.

(6) Polymer Gel 마이크로 펌프

폴리머겔(polymer gel)의 변형을 이용한 구동기는 구조적 유연성으로 충격과 힘 등에 강하며 임의의 모양으로 만들기 쉽고 가볍다는 장점이 있다. Hattori⁽²⁹⁾는 폴리머 겔 구동기를 이용한 새로운 두 가지 방식의 마이크로 펌프를 고안하였다. 한 가지는 마이크로 캡슐 펌프로, 고흡수성(물 흡수율이 높은) 폴리머 겔을 이용하였고, 또 하나는 열에 반응하는 Polymer Gel을 이용하였다.

그림 8(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 폴리머 겔(polyacrylamide gel)이 들어 있다. 내부 용액은 고농도를 이루며 반투막과 접하여 있다. 펌프의 내부는 약제의(pharmaceutical) 용액으로 채워져 있고, 이 용액은 얇은 박막에 의하여 고흡수성 폴리머 겔과 내부 용액으로부터 분리된다. 고흡수성 폴리머 겔은 물의 흡수에 의한 팽창으로 구동기 역할을 한다. 마이크로 캡슐 펌프의 동작 방식은 반투막을 사이에 둔 두 액체 간의 농도차를 이용한다. 외부와 내부 용액간의 농도차로 인하여 삼투압이 발생하면 외부 용액의 용매(물)가 반투성막을 통하여 펌프 내부로 흡수된다. 따라서 고흡수성 폴리머 겔이 팽창하여 펌프 내의 약제 용액

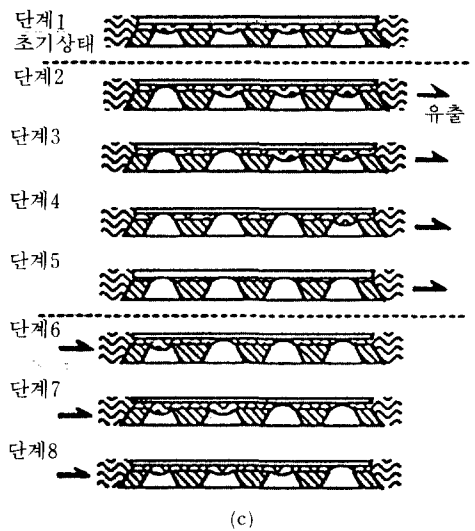
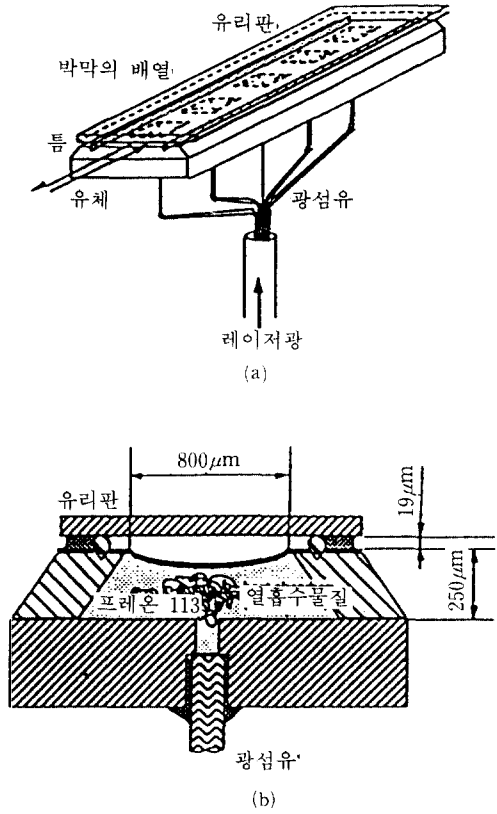


그림 7 (a) 광구동 마이크로 펌프의 구조,
 (b) 광구동 마이크로 펌프의 단면도,
 (c) 광구동 마이크로 펌프의 단계적동작

이 밖으로 분출된다.

그림 8(b)는 PVME (polyvinyl methyl ether) Atatic 폴리머 겔을 이용한 마이크로 펌프의 구조도이다. PVME Gel은 38°C에서 상변화하는데, 40°C 이상으로 가열하면 본래 부피의 약 3/4으로 수축하고, 35°C 이하로 냉각하면 원상으로 부풀다. 이 펌프는 펌프 챔버와 폴리머 겔 구동기의 한 쪽에 두 개의 한방향 밸브가 설치된 구조로 이루어진다. 고무로 만들어진 탄성박막이 폴리머 겔 구동기와 펌프 챔버 사이에 설치되어 있다. PVME Gel을 가열하고 냉각함에 따라 펌프 챔버의 부피가 변하고, 이를 반복하면 한방

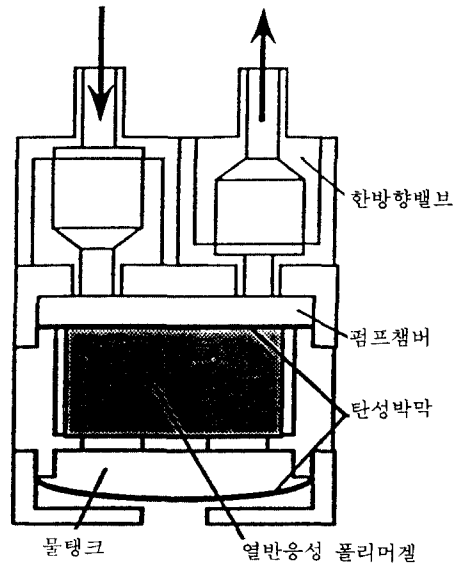
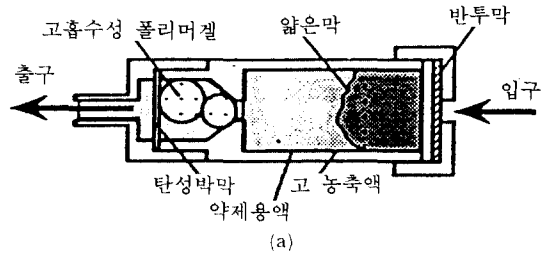


그림 8 (a) 마이크로 캡슐 펌프의 구조
 (b) PVME 펌프의 구조

향 밸브를 통하여 유체가 흐르게 된다.

2.2 마이크로 밸브

(1) 압력균형 마이크로 밸브

마이크로 밸브의 제조에 마이크로머시닝

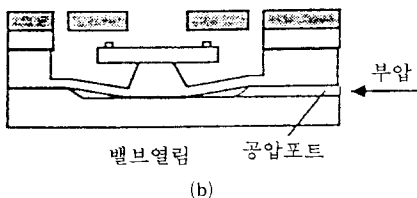
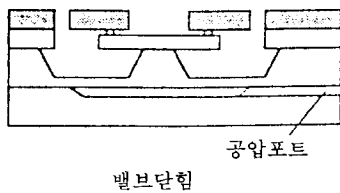
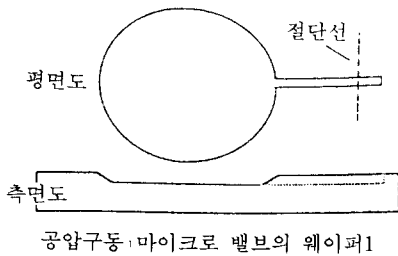
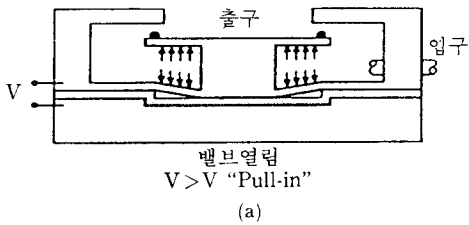
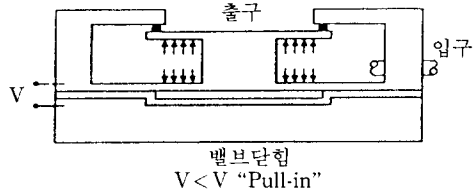
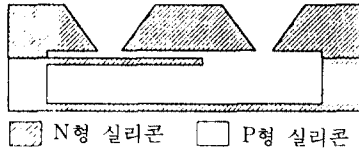


그림 9 (a) 압력-균형 마이크로 밸브,
(b) 공압식 마이크로 밸브

기술을 이용하는 것은 작은 Dead Volume, 고속 구동의 가능, 생산단가 절감 등의 잇점이 있으나, 고압 하에서는 밸브를 적절히 구동할 수 있는 충분한 기계적인 힘을 얻기가 어렵기 때문에 고압 제어용 마이크로 밸브의 제작은 매우 어렵다. 그림 9(a)는⁽³⁷⁾ 공압으로 구동되는 압력-균형 마이크로 밸브의 구조 및 원리를 나타낸다. 밸브의 가동 부분은 수직으로 움직이는 플런저(plunger)인데, 이는 가운데가 보스(boss)로 된 원형 바닥과 캡으로 구성되어 있다. 유압은 플런저 캡의 아랫면에 밀어올리는 힘으로부터 위로 밀어올리는 힘을 가하며, 동시에 플런저를 지지하고 있는 고리 모양의 판에 위로부터 밀어내리는 힘을 가한다. 압력이 작용하는 위, 아래 표면적을 적절히 정하면 이 두 힘은 상쇄되어, 밸브를 구동시키기에 필요한 힘은 유체가 가하는 힘의 일부분이 된다. 밸브 구동방식은 공압식, 정전형, 열, 전자식 등이 가능하며, 그림 9(b)는 공압식 마이크로 밸브의 작동상태를 보여준다. 플런저 캡의 윗면에 있는 크롬, 백금으로 된 밸브 시트(seat)는 플런저가 유리에 붙는 것을 방지한다. 플런저 하부의 공간은 지름이 3.6mm이고, 깊이는 5 μ m이다. 밸브의 차압이 35psi이고 공압력이 5psi일 때 최대 유량은 120ml/min이다.

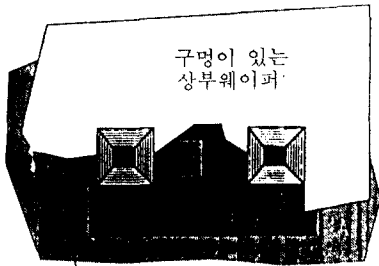
(2) 역류방지 마이크로 밸브

역류방지 마이크로 밸브는 미래의 마이크로 수술기구의 제작에 매우 유용하게 사용될 수 있다. 그림 10은⁽³⁸⁾ 외팔보를 이용한 역류방지 마이크로 밸브의 구조 및 원리를 나타낸다. 이 밸브는 두 개의 실리콘 웨이퍼로 제작된다. 첫 번째 웨이퍼는 외팔보와 공동(cavity)을 이루고, 두 번째 웨이퍼에는 Access Hole이 제작되어 있다. 그림 10(a)에서 왼쪽 구멍으로 액체나 기체 등에 의하여 압력이 가해지면 외팔보가 아래로 휘면서 공동의 바닥에 맞닿게 된다. 반대로 오른쪽 구멍으로 압력이 가해지면 그림 10(d)와 같이 외팔보가 위로 휘게 되어 왼쪽 구멍을 막



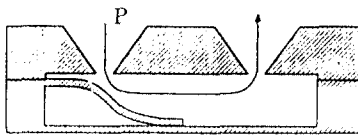
■ N형 실리콘 □ P형 실리콘

(a) 정지상태의 밸브단면도

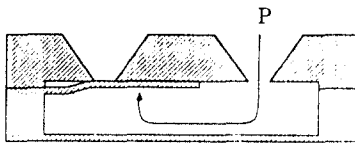


외팔보와 공동이 있는 하부웨이퍼

(b) 평면도



(c) 순방향압력시



(d) 역방향 압력시

그림 10 역류 방지 마이크로 밸브의 단면도와 동작원리

으므로, 결국 액체나 기체 등은 한 방향으로만 흐를 수 있다.

그림 11은⁽³⁹⁾ 간단한 구조와 동작원리를 가진 자기 정렬된(self-aligned) 마이크로 밸브의 작동원리를 나타낸다. 이 마이크로 밸브는 한 개의 웨이퍼로 제조될 수 있으며, 양쪽면에서 식각하여 V-그루브를 형성하고 p⁺ 확산공정 후 반대면에서 다시 식각함으로써 움직이는 박막을 갖는 구조를 이룬다. 그림

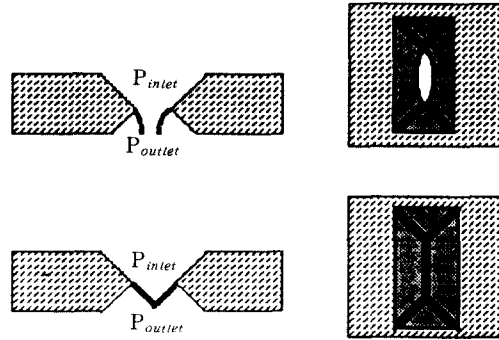
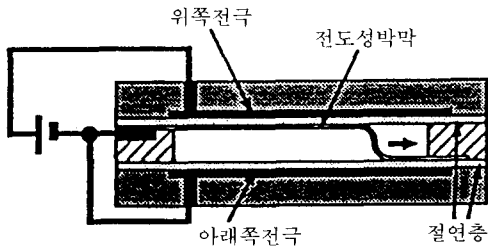


그림 11 자기정렬 밸브의 동작원리

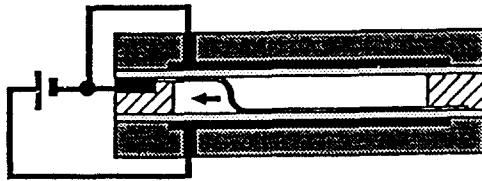
에서 $P_{inlet} - P_{outlet}$ 이 P_{open} 보다 크면 박막이 휘고 밸브가 열린다. 반대로 $P_{inlet} - P_{outlet}$ 이 P_{close} 보다 작으면 박막은 서로를 향하여 휘어 밸브가 닫힌다. 이 밸브는 질소를 0.5bar로 불어넣을 때의 최대 유량이 18ml/min이다.

(3) 정전박막 밸브

보통 정전형, 압전형 및 바이메탈형 마이크로 밸브는 저압 하에서의 가스흐름에 필요한 큰 수직변위를 얻을 수 없기 때문에 에피택시 장비와 같은 회박한 가스제어 시스템으로의 응용이 어렵다. 전자기형(electromagnetic) 구동기는 수십 마이크로미터의 비교적 큰 변위를 얻을 수 있다. 그러나 이것은 움직이는 부분의 질량이 커지기 때문에 밸브의 응답시간이 느려진다. Kazuo Sato⁽⁴⁰⁾ 등은 회박한 가스제어 시스템에 적합한, 정전력에 의하여 구동되는 마이크로 밸브 구동기를 고안하였다. 그림 12는 한 쌍의 평행 전극과 전도성 박막으로 이루어진 마이크로 밸브 구동기의 단면도이다. 박막은 두께가 5 μ m이고 폭이 12mm이며 Fe-Ni 합금이나 스테인리스강으로 제조된다. 두 전극의 앞 쪽 표면은 산화막으로 된 절연층으로 덮여 있고 반대편에는 Al이 증착되어 있다. 산화막의 두께는 0.5 μ m에서 1.7 μ m이고 두 전극의 사이에는 2.5mm 두께의 파이렉스 유리가 지지되어 있다. 박막의 한 쪽 끝은 위쪽 전극에 고정



(a) 위쪽 전극과 전도성박막 사이에 전압이 인가될 경우



(b) 아래쪽 전극과 전도성 박막 사이에 전압이 인가될 경우

그림 12 정전 박막 구동기의 단면도

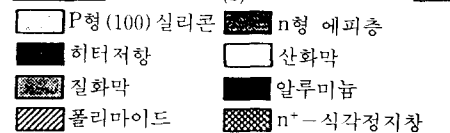
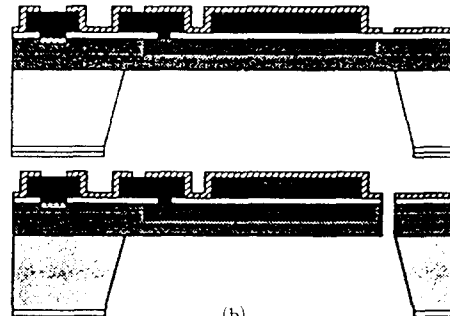
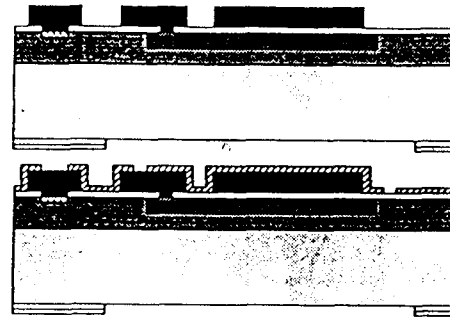
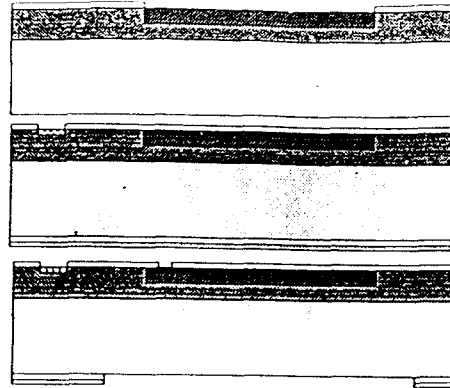
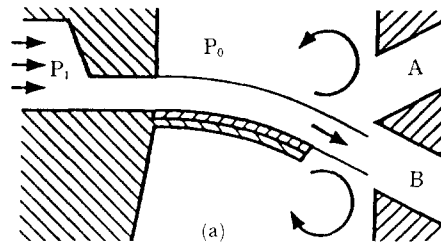


그림 13 (a) Bimorph 외팔보, (b) 외팔보 제작순서

되고 나머지 끝은 아래쪽 전극에 고정된다. 박막과 한 쪽 전극사이에 전압이 인가되면 S모양의 박막이 이동하며 박막과 전극간의 접촉 부분을 증가시킨다. 반대로 박막과 반대편 전극 사이에 전압이 인가되면 S모양의 박막은 반대 방향으로 이동한다. 이 밸브는 변위가 크고 반응시간이 짧다. 박막의 전진속도는 150V 인가시 4.0m/s이다.

(4) 바이메탈형 외팔보 밸브

바이메탈형 밸브는 열 팽창 계수가 다른 두 재료(실리콘과 알루미늄)를 맞붙여 큰 변위를 얻을 수 있고 낮은 전압으로 구동이 가능하다는 장점이 있다. 그림 13(a)는 유체 분사편향(fluid jet deflection)을 위한 Bimorph 외팔보의 단면도이다.⁽³²⁾ 노즐의 압력 차로 인하여 Bimorph 외팔보를 따라 유체 분사가 생겨난다. 두 박막 사이의 히터 저항에 전압을 인가하면 외팔보의 온도가 올라가서 외팔보가 휘게 된다. 유체 분사가 벽 가까이로 붙으려는 경향 때문에 (Coanda-effect) Jet은 외팔보에서 분리되지 않고 그

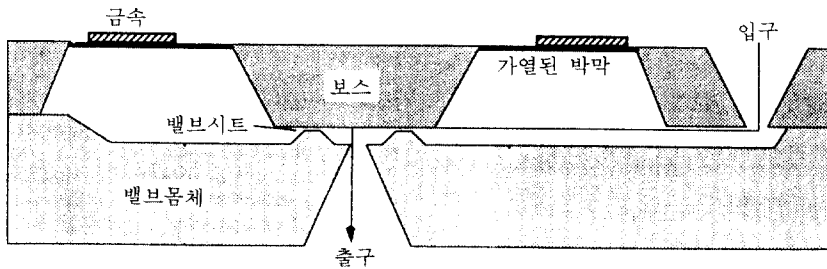


그림 14 바이메탈형 박막 밸브의 단면도

커브를 따라 가게 된다. 즉, 전기 신호에 따라 유체 분사는 채널 A와 B의 한 쪽으로만 흐른다. 구동시 발생하는 열은 분사되는 유체에 의하여 효과적으로 소산된다. 그림 13(b)는 제작을 위한 공정 단면도이다. 두께가 $25\mu\text{m}$ 이고 길이와 폭이 각각 1mm인 외팔보를 사용하여 압력이 4bar 이상이고 유량이 150ml/min, 시상수가 1ms인 유체 분사가 가능하다.

(5) 바이메탈형 박막 밸브

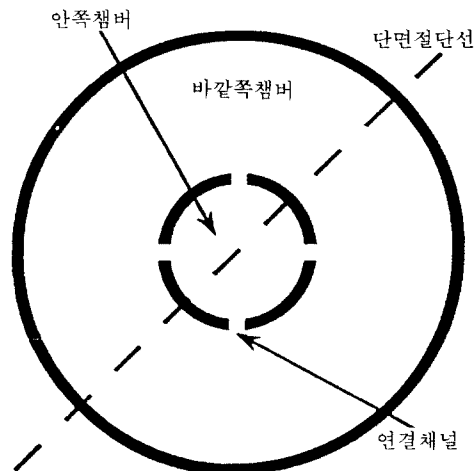
바이메탈형 빔은 집적(integrated) 구동 요소로서 힘과 변위를 얻는 데 사용되어진다. 바이메탈로 구동되는 박막을 이용하면 집적된 구조에 적절하게 힘을 증가시킬 수 있다. 그림 14는 중앙에 보스를 가진 박막으로 구성된 마이크로 밸브의 단면도이다.⁽³³⁾ 구동기는 원형 실리콘 박막과 확산된 저항, 그리고 박막 위의 고리 모양 알루미늄으로 형성된다. 저항에 소산되는 전력을 변화시켜 실리콘 박막의 온도를 조절하고 중앙 보스의 수직 변위를 제어할 수 있다. 정상시에는 밸브가 닫혀 있고, 박막의 온도가 오르면 밸브가 열린다.

2.3 변위 증폭 구조

마이크로 구동기의 단점은 변위가 작다는 점인데, 이를 증폭시키거나 향상시키고자 하는 연구가 시도되었다. 그 대표적인 것으로는 공압을 이용한 구조와 주름진 박막 등이 있다.

(1) 공압 구동 구조

그림 15는 Gabriel⁽³⁴⁾ 등이 고안한 정전·공압(pneumatic)구동기의 구조 및 공정 단



(a) 평면도



바깥쪽 박막과 기관간에 전압이 인가되지 않았을 경우



바깥쪽 박막과 기관간에 전압이 인가될 경우

(b) 2 단면도

그림 15 정전/공압 구동기

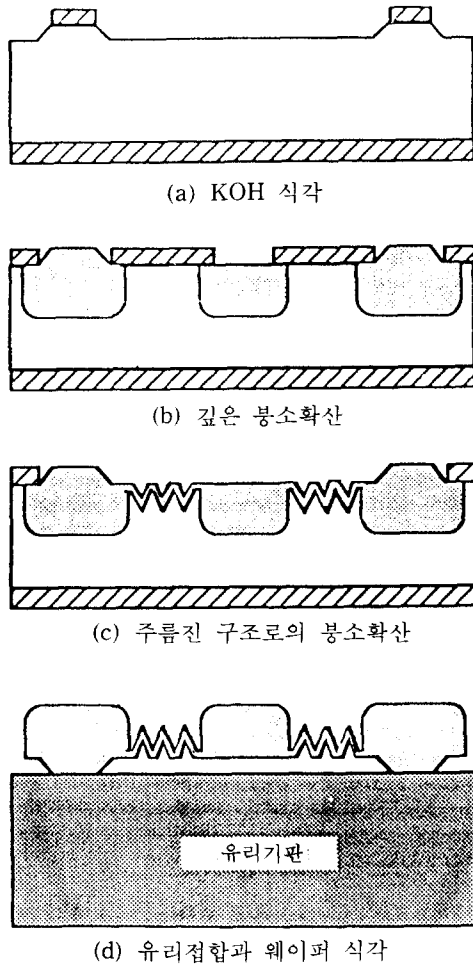


그림 16 주름진 실리콘 박막 제작을 위한 공정 순서

면도이다. 박막으로 덮혀 있는 두 개의 원형 챔버가 공기로 채워져 봉인되어 있고, 채널에 의하여 연결되어 구동기를 구성한다. 바깥쪽 원형 챔버의 박막 부분은 전도성 기관이 고정되어 전극의 역할을 할 때, 움직이는 반대쪽 전극을 이룬다. 전압이 두 판 사이에 인가되면, 바깥쪽 원형 챔버의 박막이 기관 쪽으로 휘게 되어 바깥쪽 원형 챔버의 부피를 줄인다. 원형 챔버는 모두 공기로 채워져 봉인되어 있으므로 안쪽 원형 챔버의 박막은 바깥쪽과 반대 방향으로 휘다. 바깥쪽 원형

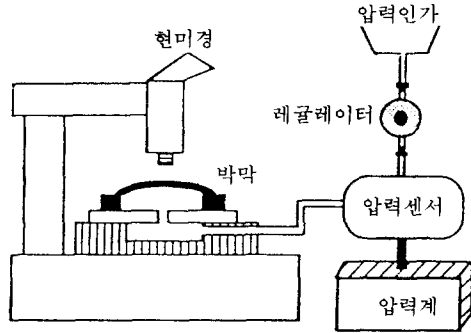


그림 17 광학 측정 장치

챔버의 면적이 안쪽보다 크게 설계되어 있어서, 안쪽 원형 챔버 박막의 휨이 증폭된다. 구동기 안쪽 원형 챔버의 반지름은 $100 \sim 250 \mu\text{m}$ 이고, 바깥쪽 원형 챔버의 반지름은 $200 \sim 750 \mu\text{m}$ 로 설계되었다.

(2) 주름진 박막(corrugated diaphragms)

마이크로 밸브와 펌프 등의 성능 향상을 얻기 위해서는 큰 변위($>30 \mu\text{m}$)가 가능하고, 피로현상이 없는 박막의 제조가 필요하다. Zhang 등은 중심에 Boss를 가진 주름진 구조의 박막을 이용하여 760mmg 에서 $30 \mu\text{m}$ 이상의 보스 변위를 얻을 수 있는 구조를 제작하였다. 그림 16은 주름진 박막의 공정 단면도이다. 그림 17은 인가 압력에 대한 박막의 휨 정도를 측정하기 위한 측정장치를 나타낸다.

3. 응용예

2장에서 소개된 여러 방식의 구동기와 여러 형태의 밸브로 구성된 마이크로 펌프는 잉크젯 프린터, 가스 크로마토그래피, 세포 융합장치 등 의학 및 과학, 공학의 전 분야에 응용이 가능하다. 이 장에서는 그 대표적인 응용예를 살펴본다.

3.1 잉크 젯 프린터

잉크 젯 프린터는 배열된 미세한 노즐을

통하여 압력을 인가함으로써 잉크를 미세하게 분사한다. 노즐 근처에 주기적인 압력을 주어 젯이 균일하게 분포된 방울의 흐름으로 분해되어 분사된다. 젯이 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 18(a)는 방울이 형성되는 점에서 젯을 둘러싸는 전하 전극을 가진 프린터 헤드의 구조이다.^(41,42) 방울들이 띄고 있는 전하는 방울들이 연속적인 흐름으로부터 분리될 때 전하 전극에 인가되는 전압에 비례한다. 이러한 형태의 잉크 젯 프린팅은 방울들을 정확히 위치시키는데 필요한 복잡한 알고리즘이 요구되는 일부 아날로그 젯을 대체할 수 있다. 제조공정이나 패키징을 적절히 하여줌으로써 배열들을 정확히 제어할 수 있다. 예를 들어, 각각의 전하 전극들의 배열은 독립신호 전원에 전기적으로 연결되어, 독자적인 패턴을 프린트하도록 하여야 한다. 또한 모든 노즐들은 구조적으로 균일하여 방울들을 정확히 위치시켜야 한다.

Kuhn 등은 비등방성 식각법으로 제조되어 사다리꼴의 배열로 이루어진 전하 전극 구조를 제작하였다. 슬롯들의 옆 벽은 P⁺ 확산 공정으로 제조되어 있다. 전체 구조는 각 어드레스선의 끝에 접촉되는 부분을 제외하고 SiO₂ 층으로 보호되어 있다. 그림 18(b)는 전체 구조도이다.

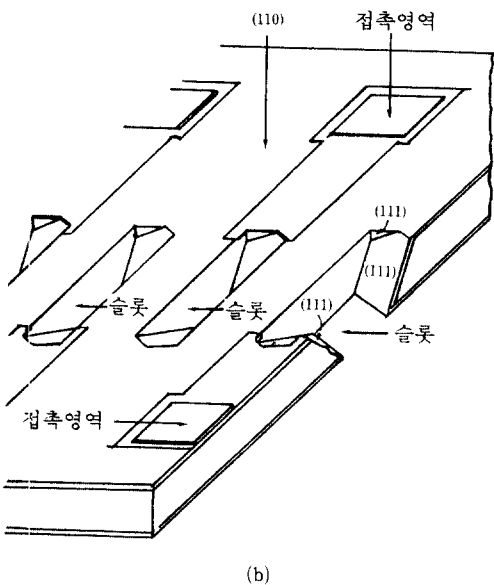
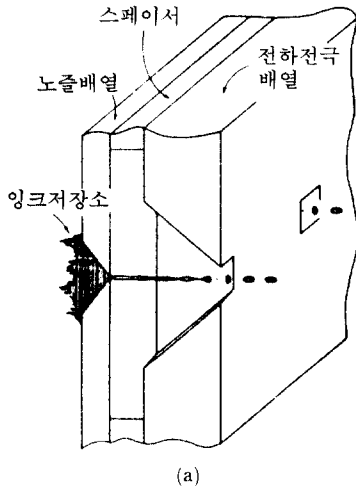


그림 18 (a) 프린터 헤드의 구조 (b) <110> 실리콘 웨이퍼에 제작된 전하 전극 구조

3.2 가스 크로마토그래피

Terry⁽⁴³⁾ 등이 개발한 소형 가스 크로마토그래피 장치는 그림 19(a)와 같이 캐리어 가스 공급장치와 샘플 주입시스템 및 모세관(separator column), 그리고 출력 감지기와 데이터 분석시스템 등 네 개의 기본적인 요소가 마이크로머시닝 기술에 의하여 단일 실리콘 기판에 집적된 것이다. 샘플 증기의 분리는 모세관을 통과할 때 이루어진다. 샘플 증기는 밸브에 의하여 모세관의 입구에 주입되고 내부의 캐리어 가스에 의하여 운반된다. 모세관 내벽은 각각의 증기들을 흡수하고 분출할 수 있는 액체 Stationary Phase로 덮여 있다. 모세관 내에서의 각 증기의 이동률은 캐리어 가스 속도와 증기가 Stationary Phase에 흡수되는 정도에 따라 다르다. 단

일 펄스로 모세관에 주입된 샘플 증기의 혼합물은 기둥을 통과하면서 각각 다른 속도로 이동하여 각 성분의 증기가 특정 시간별로 분리되어 나온다. 모세관의 출력은 순수한 캐리어 가스의 영역들에 의하여 분리되어 나타나는 일련의 증기 피크들이다. 이 피크를 감지하기 위해서 모세관으로부터의 출력가스가

가 감지기를 지날 때 캐리어 가스 내의 샘플 증기의 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 지체 시간과 그것의 출력 피크 아래의 면적으로부터 구해질 수 있다. 그림 19(b)는 가스 크로마토그래피에 사용된 소형 밸브의 단면도이고, 그림 19(c)는 집적된 열전도도 감지기의 단면도이다.

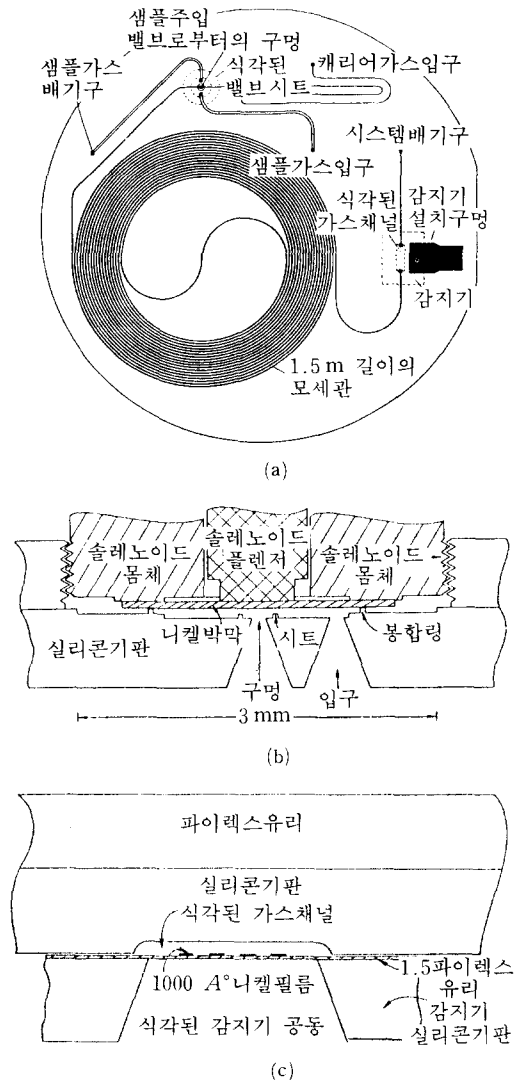


그림 19 (a) 1.5m 나선형 모세관과 GC 시스템의 구조, (b) 소형 밸브의 단면도 (c) 열전도도 감지기의 단면도

3.3 세포 융합 장치

인공 세포 융합 기술은 같은 종뿐만 아니라, 자연 상태에서는 일어나지 않는 서로 다른 종들간의 결합도 가능하게 한다. 지금까지 알려진 인공 세포 융합법에는 바이러스에 의한 방법과 화학적, 그리고 전기적인 방법이 있다. 예를 들어, 화학적인 방법에는 PEG (polyethylene glycol)와 같은 화학 물질을 세포 현탁액과 서서히 혼합함으로써 융합 과정을 시작한다. 화학약품은 세포 표면에서 내린 Glycolipid Dxtension들을 엮어내어 세포 사이의 접촉을 돕는다. 전기적인 방법에서는, 박막접촉이 Dielectrophordic 인력에 의하여 이루어진다. 융합은 전압 펄스가 인가되면서 시작되어 접촉점에서 순간적으로 Phospholipid층이 파괴되고 다시 연결되어 융합 세포를 형성한다. 여기에는 주로 a) 한 쌍의 마이크로 전극 또는 b) 평행한 전선이나 평판 전극을 사용한다. 첫 번째 방법 a)에서는 두 개의 세포를 나란히 정렬한 현미경 아래서 마이크로 매니퓰레이터로 전기적 자극을 인가하여 융합한다. 이 방법은 여러 개의 세포들을 동시에 융합시킬 수 없는 단점이 있다. 두 번째 방법 b)에서는 두 종류의 세포들이 같은 수로 포함된 세포 현탁액이 고주파 전압이 걸려 있는 전극 사이에 놓여진다. 전극에서 세포가 Pearl-chain

을 형성하고, 펄스 전압이 인가되면 Pearl-chain의 융합이 시작된다. 이 방법은 여러 세포들을 한 번에 처리할 수 있으므로 한 쌍의 마이크로 전극을 사용하는 방법보다 유리하지만, 융합 후 찌꺼기가 남는 문제를 가지고 있다. 형성된 Pearl-chain은 두 종류의 서로 다른 세포끼리만으로 되어 있어야 하나, 때로는 같은 종류의 세포로 형성될 가능성이 생기며, 두 개뿐만 아니라 여러 개의 세포들이 한꺼번에 융합되는 경우도 있다.

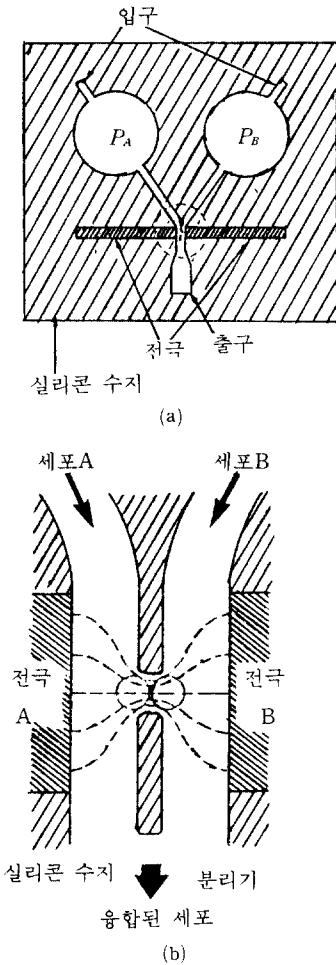


그림 20 (a) FIC 세포융합 시스템
(b) FIG 세포융합 시스템의 전기 연결

Masuda⁽⁴⁴⁾ 등은 보다 생산적이고 확실한 세포 융합을 위하여 FIC(fluid integrated circuit)라는 새로운 기술을 고안하였다. 그림 20(a)는 FIC 세포 융합 시스템을 나타낸다. 모든 요소들이 소형화되어 집적되고 세포의 크기가 한 개의 세포 지름만큼 작게 만들어져 통과되기 때문에 각각 세포들의 자동 처리가 가능하다. 또, 사진식각에 의한 방법을 이용하므로 디바이스의 기하학적 디자인이 자유롭다. 이 장점을 이용하여 극히 불균일한 전계를 융합 챔버 내에 형성시킴으로써 비접촉식 세포 융합이 일어나도록 할 수 있다. 그림 20(b)는 세포 융합 시스템의 융합부의 전계를 보여준다.

3.4 화학물 분석 시스템

화학물 분석은 의학 및 화학 전반에 있어서 매우 중요한 분야이다. 최근에는 분석 시스템의 소형화와 샘플 부피의 감소 등을 위한 연구가 주로 이루어지고 있다. Nakagawa⁽⁴⁵⁾ 등은 3방향 밸브와 압전 구동기로 집적화된 화학물 분석 시스템을 개발했다. 그림 21(a)는 3방향 밸브의 단면도 및 작동원리를 나타낸다. 3방향 밸브는 실리콘 웨이퍼와 파이렉스 유리를 양극 접합하여 제작했다. 두 개의 박막에 의하여 지탱되는 두 개의 메사와 압전구동기로 구성되어 있다. 전압이 구동기에 인가되지 않았을 때는 안쪽 밸브와 파이렉스 유리 간에 틈이 벌어져 있다. 유체는 입구 2에서 이 틈을 통하여 출구로 흐른다. 전압이 인가되면 안쪽 밸브가 파이렉스 유리쪽으로 밀리고 바깥쪽 밸브가 당겨진다. 결국 바깥쪽 밸브와 파이렉스 유리 사이에 틈이 생기고 유체가 입구 1에서 출구 쪽으로 흐르게 된다.

그림 21(b)는 Shoji⁽⁴⁶⁾가 고안한 화학물 분석용 마이크로 밸브의 구조를 나타낸다. 전체 크기는 $8 \times 12 \times 10 \text{mm}^3$ 이다. 이 구조는 두 개의 실리콘 웨이퍼로 이루어져 있는데 위쪽 웨이퍼는 시이소오처럼 움직일 수 있는

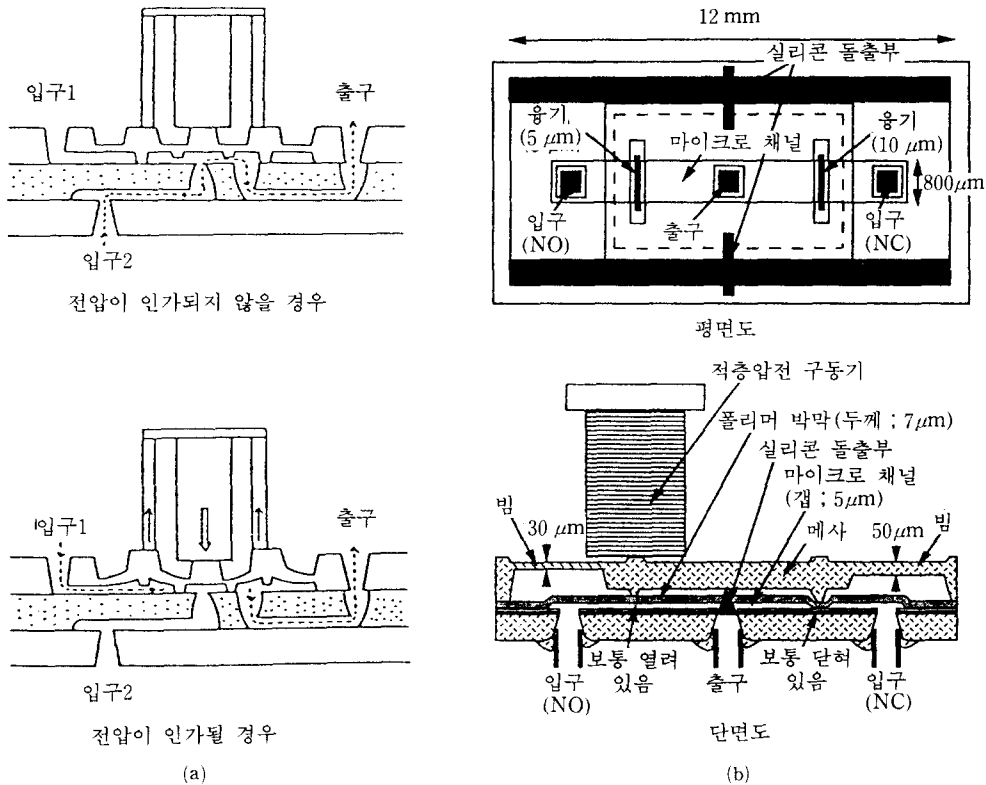


그림 21 (a) 3-방향 밸브의 동작 원리
(b) 화학물 분석용 3-방향 마이크로밸브의 구조

메사 구조와 굴뚝형의 압전구동기가 위치한다. 메사는 각각 다른 두께를 가진 두 개의 가는 빔에 의하여 지탱된다. 아래쪽 웨이퍼는 마이크로 채널과 두 개의 입구, 그리고 한 개의 출구로 되어 있다. 마이크로 채널의 크기는 폭이 $800\mu\text{m}$ 고 길이가 8mm , 깊이가 $5\mu\text{m}$ 이다. 채널의 오른쪽은 평상시 닫혀 있고 왼쪽은 열려 있다. 압전구동기에 전압이 인가되면 시이소오가 밸브의 상태를 바꾸어 준다. 즉, 채널의 왼쪽은 닫히는 반면 오른쪽이 열리어 유체 등이 흐르게 된다.

3.5 Flow Cytometer

Flow Cytometer는 미세한 생물학적 입자의 광학적, 전기적 특성을 측정하는 데 사용

되는 계기이다. 이 디바이스에서는 두 동심 유체 유동을 이용하여 입자들(예: 적혈구)이 광학 또는 전자 센서를 지나는 길을 정확히 안내한다. 센서로부터의 신호는 샘플의 물리적, 광학적 성질과 관련되어 있다. 현재 상업적으로 쓰이는 Flow Cytometer는 비교적 복잡한 장치로 구성되어 있다. 이러한 기구들의 동작을 단순화시키기 위하여는 집적화된 소형 Cytometer가 필요하다.

Sobek⁽⁴⁷⁾ 등은 집적화 Flow Cytometer의 첫 단계로 미크론 크기의 입자를 측정하기 위한 수동형 광학장치를 가진 실리콘 마이크로 유동 챔버를 제작했다. 그림 22(a)는 유동 챔버의 가장 중요한 부분인 센싱 영역의 구조를 나타낸다. 전체 구조는 육각형의 단

면을 가진 유동 덕트와 그 중간 지점에서 덕트와 교차하는 광학 유도 장치 및 관찰을 위한 박막 창으로 구성되어 있다. 그림 22(b)와 같이 전체 구조는 두 개의 실리콘 기판 어셈블리로 구성된다. 위쪽의 기판은 길이가 3cm고 폭이 1.4cm며 두께가 625 μ m다. 아래쪽 기판은 폭이 두 배 가량 넓다. 각 부분

은 비등방성 식각법으로 식각된 입구와 출구가 채널과 연결되어 있다. 아래쪽의 어셈블리에는 유체가 흐르는 통로가 형성되어 있다. 육각형 덕트의 폭은 289 μ m다. 대부분의 Flow Cytometer는 모세관의 연장을 피하고 입자나 세포를 올바르게 흐르게 하기 위하여 두 집중 유체를 사용한다. 덕트 내에 피복 유동의 중심으로 동축(coaxial) 표본 유동을 얻기 위하여 주사바늘과 그 구멍이 있다. 광학 유도 장치는 질화실리콘·산화실리콘으로 되어 있고, 관찰부의 산화면은 두께 0.65 μ m인 투명한 질화실리콘·산화실리콘 창으로 되어 있다.

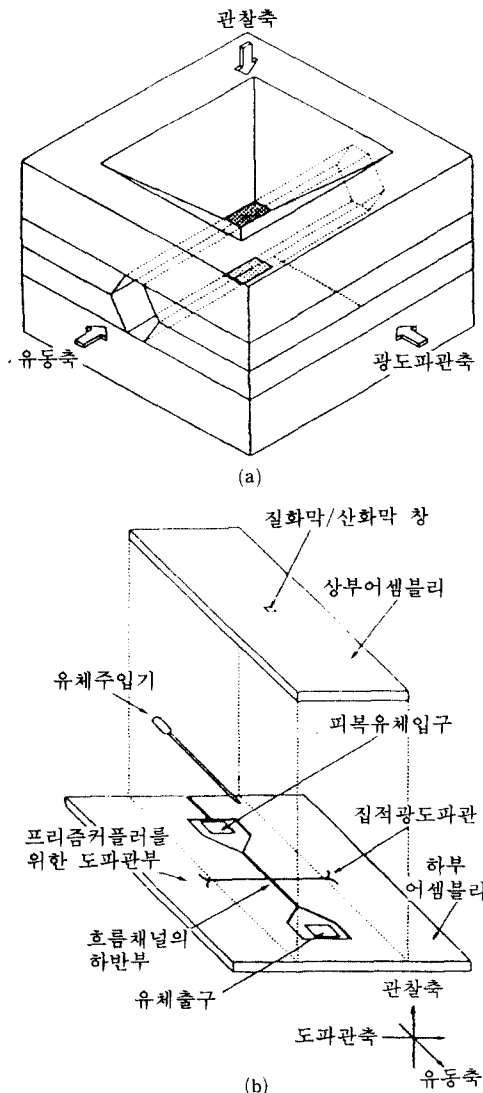


그림 22 (a) 유동 챔버의 센싱 영역
(b) 유동 챔버의 구조

3.6 마이크로 혼합기 및 투약시스템

Miyake 외 4명이 제작한 마이크로 액체 처리 시스템의 기본 구조는 그림 23(a)와 같이 마이크로 액체 투약시스템, 마이크로 혼합기와 반응기 및 감지기, 그리고 이 디바이스들을 연결하는 마이크로 채널로 구성되어 있고, (48,49) 이들은 한 칩 내에 집적된다. 샘플액체는 마이크로 투약시스템에 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 μ l/s 이하가 되도록 정확히 운반할 수 있다.

마이크로 혼합기의 기본 원리는 그림 23(b)와 같다. 혼합기는 바닥에 많은 마이크로 노즐을 가진 매우 평평하고 얇은 혼합 영역을 가지고 있다. 동작할 동안 먼저 혼합영역이 한 액체로 차게 되고 또 다른 액체가 많은 마이크로 노즐(15 μ m \times 15 μ m, 400개)로 주입된다. 이때 많은 마이크로 물기둥(plumes)이 만들어지며, 이 물기둥은 표면 접촉을 증가시킨다. 노즐들은 10~100 μ m 거리로 매우 가깝게 위치하여 물기둥들이 이

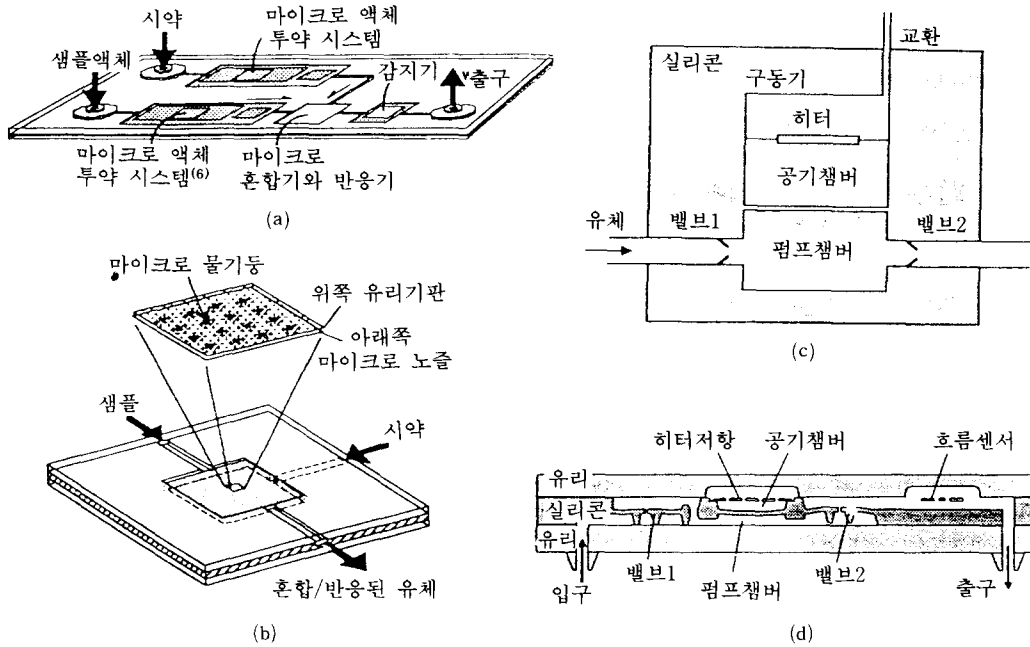


그림 23 (a) 마이크로 액체 처리 시스템의 기본 개념
 (b) 마이크로 혼합기의 기본원리
 (c) 열공압 펌프의 원리
 (d) 투약 시스템의 단면도

거리에서 빨리 확산되도록 한다. 따라서 다른 추가의 처리가 필요없이 적절한 혼합이 이루어진다. 그림 23(c)는 액체 투약 시스템의 필수 요소인 마이크로 펌프의 원리를 나타낸다. 펌프는 두 개의 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 23(d)는 마이크로 투약 시스템의 단면도이다.

4. 정전형 마이크로 펌프의 제작

이 글에서는 Bollee⁽⁶⁰⁾가 정전 모터를 제작

한 이후로 정전 펌프 등에 널리 응용되고 있는 정전형 구동방법을 이용한 마이크로 펌프의 설계 및 제조방법을 제시한다.

마이크로 펌프의 제작에는 실리콘 반도체 제조기술이 주로 이용되며, 박막 제조기술 및 유리와 실리콘의 접합기술 등이 추가된다. 기계요소의 역학적 해석에는 기존의 진동 및 응력해석용 Software Package를 이용하여 고체 구조물과 액체 유동물질이 접촉하면서 진동하는 경우에 대한 수치해석 결과를 얻고, 이를 이용하여 최적 설계 기법을 개발한다. 비교적 낮은 전압으로도 박막의 움직임을 크게 얻기 위하여 주름진 구조의 박막을 제작한다. 박막을 p^+ 식각정지법을 이용하여 제작하므로 매우 얇은(약 $2\mu m$) 주름진 박막을 얻을 수 있다. 박막을 움직이기 위한 금속전극은 금속 증착 공정을 이용하여

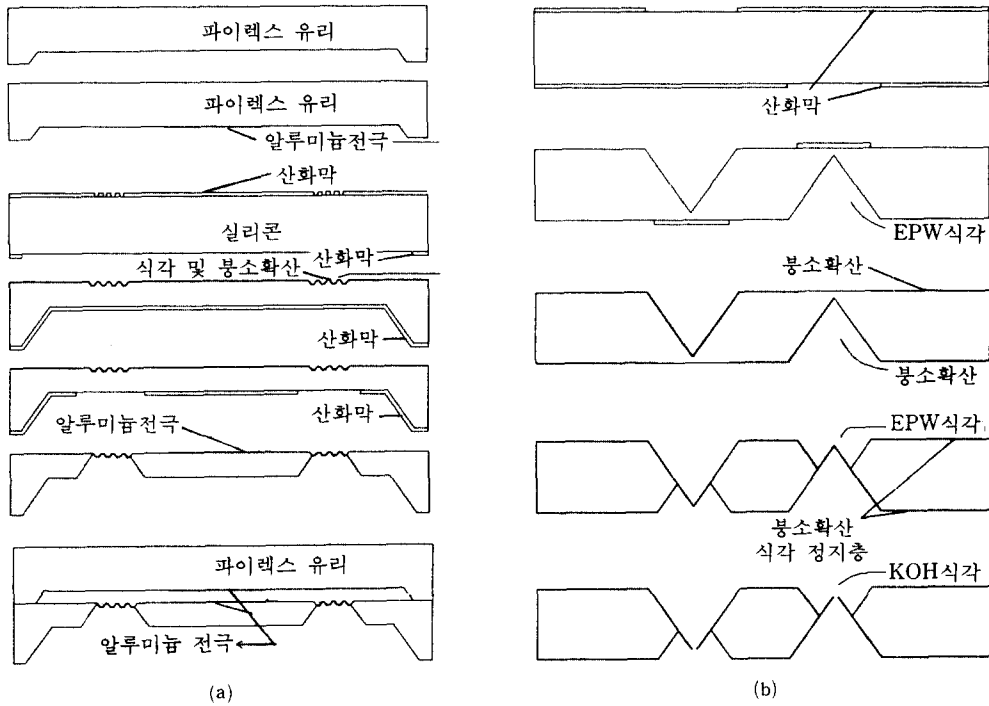


그림 24 (a) 정전형 마이크로 구동기의 제조과정
(b) 마이크로 밸브의 제조과정

제작하고, 전극이 증착된 파이렉스(pyrex) 유리와 실리콘 웨이퍼를 양극 접합 기술로 접합하여 두 전극이 적당한 간극을 갖도록 구동부를 제작할 수 있다.

마이크로 구동기의 제작을 위한 식각공정은 그림 24(a)와 같이 세 차례에 걸친 비등방성 식각으로 이루어진다. 먼저 웨이퍼의 앞면에 금속전극 사이의 간격을 유지하기 위한 공간을 $20\mu\text{m}$ 정도 식각한다. 주름진 박막을 얻기 위하여 동심원 모양의 패턴을 사진식각공정을 이용하여 제작한 다음 $5\mu\text{m}$ 가량을 식각한다. 앞면에 1100°C 에서 5시간 동안의 붕소 확산공정을 통하여 p^+ 층을 제작한 후 앞·뒷면을 정합하고 뒷면에 식각을 위한 패턴을 형성한 후 식각한다.

마이크로 밸브의 공정은 마이크로 구동기의 제조공정과 유사하다. 웨이퍼 양면을 정

합하여 패턴을 형성한 후 양면에서 동시에 식각한다. 1100°C 에서 5시간의 붕소 확산공정으로 p^+ 층을 만들고, 반대쪽으로부터 다시 식각하여 양면에 서로 반대 방향으로 개폐되는 $2\mu\text{m}$ 의 박막을 제작한다. 그림 24(b)는 마이크로 밸브의 공정 단면도이다.

금속전극의 제작을 위하여는 파이렉스 유리와 실리콘의 양극 접합 기술이 이용된다. p^+ 박막을 제조한 후 박막 위에 금속전극을 만든다. 파이렉스 유리에 역시 금속전극을 형성시킨 후 유리와 실리콘을 잘 정합하여 접합(bonding)한다. 양극 접합을 위하여 800V 의 정전압원을 제작하고 이를 300°C 의 가열판 및 온도 조절기 등과 연결한다. 접합시 $\text{H}_2\text{SO}_4 : \text{H}_2\text{O}_2$ 용액 및 HF 수용액을 이용하여 유리와 웨이퍼의 표면 처리공정을 사전에 행한다. 그림 25는 제작된 마이크로 구동

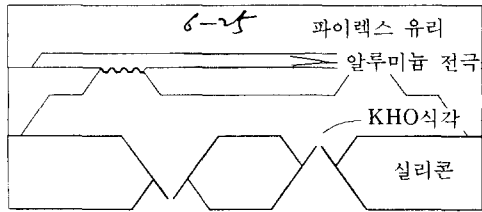


그림 25 정전형 마이크로 펌프의 단면도

기와 밸브를 조합한 마이크로 펌프 시스템의 구조를 나타낸다.

5. 맺음말

2장과 3장에서 소개한 바와 같은 마이크로 펌프와 그 응용장치들을 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, 기계공학적인 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 센서

나 기계요소를 제작하는 데 유효 적절하게 사용될 수 있는 기술들로서, 국내에서도 마이크로머시닝 기반 기술의 노후화가 축적되어야 한다. 마이크로 펌프는 미세 유량 제어 장치, 미생물 조작 장치 등의 제작을 가능하게 하여 고정밀을 요하는 측정 계기와 장치, 치료기구 등에서의 응용성이 다양하다. 이로 인하여 공학 및 과학, 의학 분야의 발전에 공헌이 크리라 기대된다.

참고문헌

- (1) Petersen, K. E., 1980., "Silicon Torsional Scanning Mirror," IBM J. Res. Dev., Vol. 24, No. 5, pp. 631~637.
- (2) Fan, L. S., Tai, Y. C. and Muller, R. S., 1987, "Pin Joints, Gears, Springs, Cranks, and Other Novel Micromechanical Structures," Transducers '87 Digest, pp. 849~852. Tokyo, Japan.
- (3) Terry, S. C., Jerman, J. H. and Angell, J. B., 1979, "A Gas Chromatographic Air Analyzer Fabricated on a Silicon Wafer," IEEE Trans. Electron Devices, Vol. ED-26, No. 12, pp. 1880~1886.
- (4) Bart, S. F., Lober, T.A., Howe, R. T., Lang, J. H. and Schlecht, M. F., 1988, "Design Considerations for Micromachined Electric Actuators," Sensors and Actuators, 14, pp. 269~292.
- (5) Lasky, J. B., IBM General Technology Division, Essex Junction, Vermont 05452 1986, "Wafer Bonding for Silicon-on-Insulator Technologies" Appl. Phys., Lett. Vol. 48, No. 16, pp. 78~80.
- (6) Harendt, C., Graf, H. G., Penteker, E. and Höffinger, B., 1989, "Wafer Bonding : Investigation and In-Situ Observation of the Bond Process," Transducers '89 Digest pp. 927~930, Montreux, Switzerland.

- (7) Esashi, M., Nakano, A., Shoji, S. and Hebiguchi, H., 1989, "Low-Temperature Silicon-to Silicon Anodic Bonding with Intermediate Low Melting Point Glass," *Transducer '89 Digest* pp. 931~934, Montrex, Switzerland.
- (8) Kanda, Y., Matsuda, K., Murayama, C. and Sugaya, J., 1989, "The Mechanism of Field-Assisted Silicon-Glass Bonding," *Transducers '89 Digest* pp. 939~943, Montrex, Switzerland.
- (9) Esashi, M., Vra, N., Matsumoto, Y., 1992, "Anodic Bonding for Integrated Capacitive Sensor," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 43~48, Travemünde, Germany.
- (10) Esashi, M., Shoji, S. and Nakano, A., 1989, "Normally Close Microvalve and Micropump Fabricated on a Silicon Wafer," *IEEE-MEMS Workshop*, 29~34, Salt Lake City, UT, U.S.A.
- (11) Ohnstein, T., Fukiura, T., Ridley, J. and Bonne, U., 1990, "Micromachined Silicon Microvalve," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 95~98, Napa Valley, U.S.A.
- (12) Zengerle, R., Richter, A. and Sandmaier, H., 1992, "A Micro Membrane Pump with Electrostatic Actuation," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 19~24, Travemünde, Germany.
- (13) Minoru Sakata, Omron Tateisi Electronics Company, 1989, "An Electrostatic Microactuator for Electro-Mechanical Relay," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 149~151, Salt Lake City, Utah.
- (14) Nahadevan, R., 1990, "Analytical Modelling of Electrostatic Structures," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 120~127, Napa Valley, California.
- (15) Toshio Fukuda and Takayasu Tanaka, 1990, "Micro Electro Static Actuator with Three Degrees of Freedom," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 153~158, Napa Valley, California.
- (16) Branebjerg, J., Gravesen, P., 1992, "A New Electrostatic Actuator Providing Improved Stroke Length and Force," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 6~11, Travemünde, Germany.
- (17) Niino, T., Egawa, S., Nishiguchi, N. and Higuchi, T., 1992, "Development of An Electrostatic Actuator Exceeding 10N Propulsive Force," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 122~127, Travemünde, Germany.
- (18) Ilene, J., Busch-Vishniac, Shiaw-Jong Chen, Myung-Chan Jeong, Shih-Hung Li, and Ing-Yann Wang, 1990, "Magnetic Levitation-Based Micro-Automation of Mechanical Processes in Semiconductor Fabrication," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 142~146, Napa Valley, California.
- (19) Wagner, B. and Benecke, W., 1991, "Microfabricated Actuator with Moving Permanent Magnet," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 27~32, Nara, Japan.
- (20) Yanagisawa, K., Tago, A., Ohkubo, T. and Kuwano, H., 1991, "Magnetic Micro-Actuator," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 120~124, Nara, Japan.
- (21) Tjhen, W., Tamagawa, T., Ye, C. P., Hsueh, C. C., Schiller, P. and Polla, D. L., 1991, "Properties of Piezoelectric Thin Films for Micromechanical Devices and Systems," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 114~119, Nara, Japan.
- (22) Ikuta, K., Kawahara, A. and Yamazumi, S., "Miniature Cybernetic Actuators Using Piezoelectric Device," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 131~136, Nara, Japan.

- (23) Matsuda, R. and Kaneko, R., 1991, "Micro-Step XY-stage Using Piezoelectric Tube Actuator," IEEE-MEMS Workshop, pp. 137~142, Nara, Japan.
- (24) Richter, A. and Sandmaier, H., 1990, "An Electrohydrodynamic Micropump," IEEE-MEMS Workshop, pp. 99~104, Napa Valley, California.
- (25) Richter, A., Plettner, A., Hofmann, K. A. and Sandmaier, H., 1991, "Electrohydrodynamic Pumping and Flow Measurement," IEEE-MEMS Workshop, pp. 271~276, Nara, Japan.
- (26) Van De Pol, F. C., Van Lintel, H. T. G., Elwenspoek, M. and Fluitman, J. H. J., 1989, "A Thermopneumatic Micropump Based on Micro-engineering Techniques," Tech. Digest, Transducers, Montreux, Switzerland, pp. 198~202.
- (27) Folta, J. A., Raley, N. F. and Hee, E. W., 1992, "Design, Fabrication and Testing of a Miniature Peristaltic Membrane Pump," Solid-state Sensor and Actuator Workshop, pp. 186~189, South Carolinar, U.S.A.
- (28) Mizoguchi, H., Ando, M., Mizuno, T., Takagi, T. and Nakajima, N., 1992, "Design and Fabrication of a Light Driven Micropump," IEEE-MEMS Workshop, pp. 31~36, Travemünde, Germany.
- (29) Hattori, S., Fukuda, T., Kishi, R., Ichijo, H., Katsurayama, Y., Katayama, H., Matsuura, H., Watrai, T., Nagamori, S., Hiramatsu, T., 1992, "Structure and Mechanism of Two Types of Micro-Pump Using Polymer Gel," IEEE-MEMS Workshop, pp. 110~115, Travemünde, Germany.
- (30) Jerman, J. H., 1989, "The Fabrication and Use of Micromachined Corrugated Silicon Diaphragms," Transducers '89, Digest, pp. 988~992, Montreux, Switzerland.
- (31) Zhang, Y. and Wise, K. D., 1993, "Performance of Non-Planar Silicon Diaphragms under Large Deflections," IEEE-MEMS Workshop, pp. 284~288, Florida, U.S.A..
- (32) Döring, C., Grauer, T., Marek, J., Mettner, M. S., Trah, H. P. and Wilmann, M., 1992, "Micromachined Thermoelectrically Driven Cantilever Structure for Fluid Jet Deflection," IEEE-MEMS Workshop, pp. 12~15 Travemünde, Germany.
- (33) Jerman, H., 1991, "Electrically-Activated, Normally-Closed Diaphragm Valves," Transducers '91 Digest, pp. 1045~1048, Tokyo/Montreux, Japan/Switzerland.
- (34) Gabriel, K. J., Tabata, O., Shimaoka, K., Sugiyama, S. and Fujita, H., 1992, "Surface-Normal Electrostatic/Pneumatic Actuator," IEEE-MEMS Workshop, pp. 128~132, Travemünde, Germany.
- (35) Smits, J. G., 1989, "Piezoelectric Micropump with Three Valves Working Peristaltically," Transducers '89 Digest, Montreux, Switzerland, pp. 203~206.
- (36) Fuhr, G., Hagedorn, R., Benecke, W. and Wagner, B., 1992, "Pumping of Water Solutions in Microfabricated Systems," IEEE-MEMS Workshop, pp. 25~30, Travemünde, Germany, February, 1992.
- (37) Huff, M. A. and Schmidt, M. A., 1992, "Fabrication, Packaging, and Testing of a Wafer-Bonded Microvalve," Solid-State Sensor and Actuator Workshop, pp. 194~197, South Carolinar U.S.A.
- (38) Tiren, J., Tenerz, L. and Hök, B., 1989, "A Batch-Fabricated Non-Reverse Valve

- with Cantilever Beam Manufactured by Micromachining of Silicon," *Sensors and Actuators*, Vol. 18, pp. 389~396.
- (39) Smith, L. and Hök, B., 1991, "A Silicon Self-Aligned Non-Reverse Valve," *Transducers '91 Digest*, pp. 1049~1051, Tokyo/Montreux, Japan/Switzerland.
- (40) Sato, K. and Shikida, M., 1992, "Electrostatic Film Actuator with a Large Vertical Displacement," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 1~5, Travemünde, Germany.
- (41) Carnahan, R. D. and Hou, S. L., 1977, "Ink Jet Technology," *IEEE Trans. Ind. Appl.* Vol. IA-13, pp. 95~105.
- (42) Kuhn, L., Bassous, E. and Lane, R., 1978, "Silicon Charge Electrode Array for Ink Jet Printing," *IEEE Trans. Electron Devices*, Vol. ED-25, pp. 1257~1260.
- (43) Terry, S. C., Jerman, J. H. and Angell, J. B., 1979, "A Gas Chromatographic Air Analyzer Fabricated on a Silicon Wafer," *IEEE Trans. Electron Devices*, Vol. ED-26, pp. 1880~1886.
- (44) Masuda, S., Washizu, M. and Nanba, T., 1989, "Novel Method of Cell Fusion in Field Constriction Area in Fluid Integrated Circuit," *IEEE Trans. Ind. Appl.* Vol. 25, pp. 732~737.
- (45) Nakagawa, S., Shoji, S. and Esashi, M., 1990, "A Micro Chemical Analyzing System Integrated on a Silicon Wafer," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 89~94, Napa Valley, U.S.A.
- (46) Shoji, S., B. V. Schoot, N. R. and Esashi, M., 1992, "Smallest Dead Volume Microvalves for Integrated Chemical Analyzing Systems," *Transducers '91 Digest*, pp. 1052~1055, Tokyo/Montreux, Japan/Switzerland.
- (47) Sobek, D., Young, A. M., Gray, M. L. and Senturia, S. D., 1993, "A Microfabricated Flow Chamber for Optical Measurements in Fluids," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 219~224, Fort Lauderdale, Florida.
- (48) Miyak, R., Lammerink, T. S. J., Elwenspolek, M. and Fluitman, J. H. J., 1993, "Micro Mixer with Fast Diffusion," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 248~253, Fort Lauderdale, Florida.
- (49) Lammerink, T. S. J., Elwenspolek, M. and Fluitman, J. H. J., 1993, "Integrated Micro-Liquid Dosing System," *IEEE-MEMS Workshop*, pp. 254~259, Fort Lauderdale, Florida.
- (50) Bollee, B., 1969, "Electrostatic Motors," *Philips Technical Review*, Vol. 30, pp. 178~194. 