

Special

Thema | Lap-on-a-chip

1. 서론

김태식 선임연구원

(한국과학기술원부설 나노종합팹센터 바이오멤시스템)

이성호 팀장

(한국과학기술원부설 나노종합팹센터 바이오멤시스템)

랩온어칩(Lab-on-a-chip)의 개념은(그림1) 실험실에서 수행하는 복잡한 모든 과정을 수 cm^2 에서 수 mm^2 크기를 갖는 하나의 칩 상에서 구현하겠다는 의미로 분석에 수반되는 전 과정이 연속적으로 수행되고 분석시간이 짧고 Picolitre에서 Nanolitre정도의 매우 작은 시료의 양만으로도 분석할 수 있는 장점을 가진다. 랩온어칩 소자는 일종의 MEMS(Micro Electro Mechanical Systems)소자이며, 20세기 중반에 MEMS기술이 등장한 후 압력센서와 에어백 센서가 개발되면서 축적된 미세가공기술들을 이용해서 유체 핸들링 소자인 채널, 혼합기, 밸브 그리고 펌프 등이 개발되기 시작하였는데 최초의 랩온어칩 분석 시스템은 1975년 S.C.Terry에 의해 개발된 가스 크로마토그래프이다. 1980년대 말과 1990년대 초기에 랩온어칩과 관련된 연구가 본격적으로 이뤄졌는데, 이시기에 유럽에서는 마이크로 펌프, 유동센서 그리고 분석시스템을 위한 유체 핸들링 통합 개

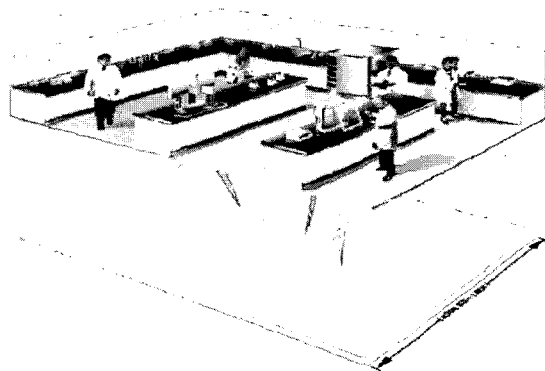


그림 1. 랩온어칩(Lab-on-a-chip)의 개념도.

념이 등장하였다. 오늘날에도, 랩온어칩의 구현은 여전히 어려운 과제로 남아있지만, 많은 회사나 연구단체에서 신약개발, 화학분석, 환경감시, 의료진단 그리고 합성화학 등의 여러 분석분야에서 랩온어칩을 응용하기 위한 시도가 계속되고 있다. 이러한 새로운 응용분야의 개척과 더불어, 랩온어칩 제작에 있어서도 MEMS기술 즉 재질의 결정방향에 따른 이방성 화학적 식각(Anisotropic Chemical Etching)을 이용하여 기판자체를 가공하는 기판 미세가공기술(Bulk-micromaching)과 기판 위의 박막소재를 가공하는 박막 미세가공기술(Surfac-micromaching)보다는 나노기술을 이용하여 유체 핸들링 소자의 크기를 더욱 작게 만드는 방향으로 갈 것으로 예측되고 있다.

이러한 랩온어칩이 갖는 장점들은 다음과 같다. 칩의 크기가 작기 때문에 적은 시료의 양으로 분석이 가능하여 환경 오염측면에서 바람직하고, 비싼 시약을 구매할 경우 경제적 절감효과가 있다. 칩 상에서는 확산 거리가 짧기 때문에 짧은 혼합시간과 체적에 대한 표면적 비가 높고, 열용량이 적기 때문에 소자가 빨리 과열되는 특징으로 분석이나 제어속도가 빠르고, 효율이 높다. 시스템의 분석 응답시간이 짧기 때문에 각 과정을 쉽게 제어할 수 있으며, 여러 분석을 병렬로 수행할 수 있기 때문에 높은 처리량(High-throughput)을 기대할 수 있다. 낮은 제조공정비용으로, 비용효과적인 일회용 칩 제작이 가능하며, 화학, 방사능 그리고 생물학 연구를 위한 안전한 플랫폼을 제공할 수 있는 장점을 갖는다. 반면 단점으로는, 새로운 기술이기 때문에 아직 완전하게 개발되지 못한 점과 채널 표면에서 모세관 힘, 화학적 현상과 같은 물리적인 효과가 지배적이기 때문에 랩온어칩 시스템은 기존의 연구실 장비들보다 더 복잡하고, 다른 동작 특성을 보인다. 또한, 소자의 크기가 축소되었을 때 신호대 잡음비가 작아져 검출 특성이 나빠지는 현상이 두드러진다. 이러한 단점에도 불구하고, 랩온어칩 기술의 가장 주목할 만한 응용분야는 시료에서 결과까지 분석수행자 없이 진행되어야 하는 현장검사(POC Test; Point-of-care Test)에 적합한 방법이다. 랩온어칩을 응용한 현장 분자진단 검사는 조기진단과 치료에 매우 중요한 역할을 할

것으로 인식되고 있다.

2. 미세유체 시스템

미세유체 시스템은 노즐, 펌프, 채널, 저장공간, 혼합기 그리고 밸브로 구성되며, 화학분석, 약물전달, 분자 분리, 핵산 증폭, 합성 그리고 환경 감시 등의 응용에 이용된다. 이러한 미세유체 시스템은 퀴츠, 유리, 플라스틱, 폴리머, 반도체 그리고 금속 등 다양한 물질들을 이용해서 제작될 수 있다[1].

2.1 마이크로 밸브

마이크로 밸브는 제조공정에서 가스의 흐름을 정확하게 조절할 필요가 있는 산업시스템과 동맥속 혈액의 흐름을 조절해야 하는 생의학 응용에 기본적으로 사용된다. 특히, 제약 산업에서 마이크로 밸브는 성분을 정확하게 분석하거나 분리하기 위한 미세유체 시스템에서 가장 중요한 구성요소이다. 그림2은 Jerman이 1991년에 발표한 마이크로 밸브의 계략도이다. 동작원리 다음과 같다. 위쪽 얇은 막에 붙어있는 두 링형태의 저항을 히팅시키면 얇은 막은 아래로 움직여 유체가 흐르는 관을 막아서 더 이상 유체가 흐르지 못하며, 저항에 가해진 열을 제거하면 얇은 막은 원래의 위치로 이동하여 유체가 다시 흐르게 되는 원리를 갖는 마이크로 밸브역할을 한다.

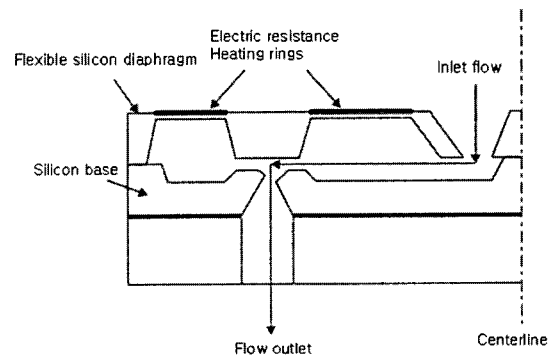


그림 2. 마이크로 밸브의 계략도.

2.2 마이크로 펌프

그림3은 Zengerle가 1992년 발표한 마이크로 펌프의 제략도 이다. 간단한 마이크로 펌프는 이 그림과 같이 얇은 막과 정전력으로 구동되는 원리를 이용해서 제작될 수 있다. 움직일 수 있는 실리콘 막은 커패시터의 한쪽 전극으로 사용되며, 커패시터 양단에 전압이 인가되면 실리콘 막은 위로 움직인다. 실리콘 막이 위로 이동하면서 펌핑챔버의 압력이 감소하여 입구 체크밸브가 압력 차에 의해 열려 유체가 펌핑챔버로 유입된다. 커패시터 양단에 인가된 전압을 제거하면 실리콘 막은 원래의 위치로 이동하게 되어 펌핑챔버의 압력이 증가한다. 증가된 압력에 의해 출구 체크밸브가 열리고 펌핑챔버로 유입되었던 유체는 출구를 통해서 빠져나가는 동작을 반복함으로써 마이크로 펌프역할을 하게 된다.

2.3 미세유체 구동력

전기수력(Electrohydrodynamics, EHD)은 유체 시스템에서 유체를 전기적으로 이동시키는 메커니즘으로 전기수력의 원리를 이용한 대표적인 펌핑방법으로는 Electrophoretic 펌핑과 Electro-osmotic 펌핑이 있다. Electrophoretic 펌핑방법을 이용하는 미세유체 시스템은 생의학, 제약산업에서 널리 사용되는 방법이며, 그림4와 같이 채널 속에 있는 이온들은 인가된 전계에 의해 움직이게 되는데, 다른 극성을

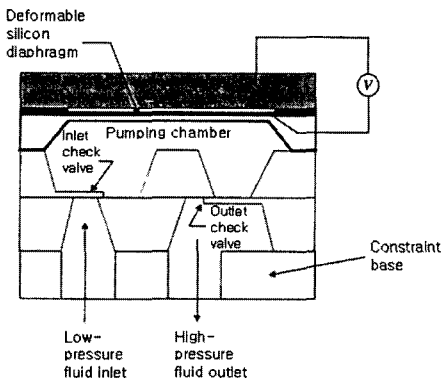


그림 3. 정전력으로 구동되는 마이크로 펌프.

가진 이온들은 서로 다른 방향으로 이동한다.

반면에 Electro-osmotic 펌핑방법은 그림5와 같이 유리표면에 존재하는 고정된 전하이온으로 인해 양전하를 띤 이온들이 고정된 전자주위에 응집된다. 이 때 전계를 인가하면 움직일 수 있는 양전하가 이동하면서 다른 유동물질들을 같은 방향으로 이동시키는 원리를 갖는다.

3. 폴리머 기반 랩온어칩을 위한 미세복제 기술

폴리머 기반 미세유체 시스템은 랩온어칩의 핵심 시스템으로, 1990년대에 개발이 시작되었다. 이 시기

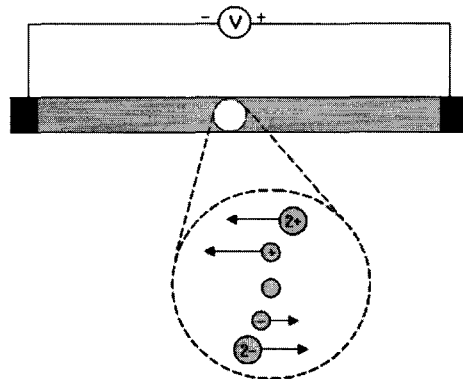


그림 4. Electrophoretic 펌핑.

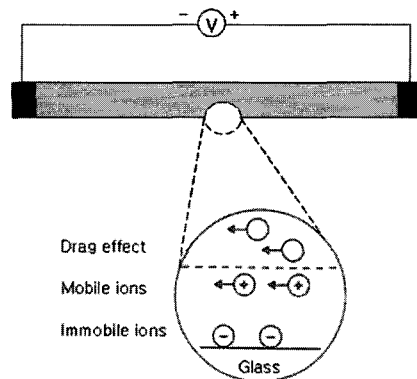


그림 5. Electro-osmotic 펌핑.

에 이미 유리(Glass)나 퀴츠(Quartz)기반 미세가공 기술을 이용한 소자들이 제작되고 있었지만 대체물질로 폴리머를 이용하려는 연구들이 진행되었는데 폴리머는 다른 물질보다 재료비가 저렴하고, 대량 복제방법으로 폴리머 기반 랩온어칩을 제작했을 때 제작비용이 낮으며, 제작공정이 단순하기 때문에 제작주기가 짧다는 장점이 있다. 가장 중요한 특징은 대부분의 생물학적 시료와 용화성을 갖는다는 것이다. 랩온어칩 제작을 위한 폴리머 복제방법에는 주조, 핫엠보싱 그리고 사출성형 등이 있다.

3.1 폴리머 재료

폴리머를 구성하는 폴리머 분자들의 사슬길이 길기 때문에 폴리머는 벌크 형태이며, 대부분의 경우 비정질구조로 되어있다. 폴리머 분자들의 사슬길이 벌크시료에 따라 다르기 때문에 폴리머 물질의 녹는 온도는 정확하게 정의되지 못하는 특징이 있다. 폴리머 물질의 분해온도는 폴리머가 열적으로 분해되는 온도 또는 폴리머가 폴리머로써의 기능을 하지 못하게 되는 온도로 정의된다. 폴리머 물질에서 가장 중요한 변수중의 하나는 유리전이온도(Tg)이며, 유리전이온도 이하에서 폴리머 물질은 유리와 같이 경화되며, 유리전이온도 이상에서 폴리머 물질은 점성을 갖게 되어 쉽게 성형이 가능하다.

폴리머 물질은 크게 Thermoplastic 폴리머, Elastomeric 폴리머 그리고 Duroplastic 폴리머로 분류된다. Thermoplastic 폴리머는 결합되지 않거나 약하게 결합된 분자사슬로 구성되는데 유리전이온도 이상에서 점성을 갖게 되어 어떤 형태로도 가공될 수 있으며, 유리전이온도 이하에서도 모양은 변형된 상태로 유지된다. Elastomeric 폴리머는 약하게 교차 결합된 폴리머 사슬로 구성되며, 외부에서 가해진 힘에 의해 쉽게 늘어나고, 힘이 제거되면 원래의 형태로 돌아가는 특성을 갖는다. 또한, Elastomeric 폴리머는 분해온도에서 녹기 시작하는 특징이 있다. Duroplastic 폴리머는 강하게 결합되어 있는 폴리머 사슬로 구성되어있기 때문에 모양을 변화시키기 위한 분자이동이 쉽지 않다. 이 물질은 Thermoplastic 폴리머보다 더 단단하고 부서지기 쉬우며, 분해온도 이상에서만 점성을 갖는 특성이 있

다.

다양한 폴리머 물질들이 랩온어칩제작을 위한 미세가공에 사용되는데, 대표적으로 PA(Polyamide), PC(Polycarbonate), PMMA(Polymethylmethacrylate), PS(Polystyrene), PP(Polypropylene), PE(Polyethylene) 그리고 PEEK(Polyetheretherketone) 등이 있으며, 표1은 Thermoplastic 폴리머의 기본적인 물리적 특성을 나타낸다[2]. PMMA, PC는 핫엠보싱이나 사출성형으로 미세 가공되는 경우가 가장 많이 사용되는 폴리머 물질이다. 특히, COC(Cycloolefin Copolymer)는 핫엠보싱공정에 응용하기 위해 현재 개발되고 있는 재료인데, 화학적으로 안정성이 뛰어나며, 광학적으로 투명한 특성이 있기 때문에 화학공학이나 분자 생물공학 응용분야에 매우 중요한 물질이 될 것으로 예측된다.

표 1. Thermoplastic 폴리머의 물리적 특성.

	PA 66	PC	PMMA	PS	PP	COC
Glass Temperature (°C)	70	150	106	80 ~ 100	0 ~ 10	138
Density (10 ³ kg/m ³)	1.14	1.2	1.18	1.05	0.9	1.01
Linear Expansion Coefficient (10 ⁻⁶ /K)	80	65	70 ~ 90	70	100 ~ 200	60

3.2 주조 방법(Casting)

미세유체시스템 제작을 위해 보편적으로 사용되는 Elastomeric 폴리머는 PDMA이다. PDMA 혼합물을 몰드위에 부은 후 실온에서 약 48시간 동안 열처리하면 몰드에 있는 패턴을 복제한 폴리머 판을 제작할 수 있다. 일반적으로 몰드로부터 폴리머를 쉽게 분리하기 위해 몰드의 표면을 소수성으로 개질하는 방법이 사용된다. 이렇게 제작된 PDMS 판은 우수한 흡착성을 갖기 때문에 유리기판이나 다른 폴리머 판에 쉽게 결합하는 특성이 있다. 열처리 온도와 경화제의 비율은 제작된 폴리머 판의 강도를 결정하는 중요한 요소이기 때문에 응용분야에 따라 신중하게 결정되어야 한다.

3.3 핫엠보싱(Hot Embossing) 방법

그림6는 일반적인 핫엠보싱 장비의 계략도로 가열, 냉각 부분과 압력을 인가하는 부분으로 구성되어 있다. 핫엠보싱 방법으로 짧은 시간에 시제품을 제작할 수 있고, 작은 크기부터 중간 크기의 소자를 제작하는데 적합하기 때문에 폴리머 물질을 이용한 미세유체 소자제작에 매우 유용한 제작 방법이다. 핫엠보싱 방법의 장점은 첫째, 핫엠보싱 과정 자체가 단순하여 공정변수가 엠보싱 온도, 압력, 유지시간 그리고 온도와 압력의 기울기 정도로 제한되기 때문에 공정을 최적화 시키기가 쉽다. 둘째, 미세패턴을 복제하는 동안 폴리머의 상변화가 없기 때문에 복제시 높은 정확도를 갖는다. 얇은 판 형태의 폴리머 물질과 몰드를 각각 다른 전기히터 위에 놓은 후 몰드와 폴리머 물질을 유리전이온도(Tg) 이상으로 가열한다. 가열된 폴리머는 유동성을 갖게 되어 몰드의 미세패턴들 사이로 잘 스며든다. 엠보싱 압력은 전형적으로 30 ~ 60초 정도로 유지된 후 온도를 유리전이온도 이하로 낮추어 몰드와 엠보싱된 폴리머 판을 분리한다. 핫엠보싱에 많이 사용되는 폴리머 물질로는 PMMA와 PC 등이 있다. 그림7은 핫엠보싱 방법으로 제작된 96 채널의 유전영동 소자를 나타낸다.

3.4 사출성형(Injection Molding)

사출성형장비(그림8)는 크게 폴리머를 녹여 몰드

가 있는 곳으로 밀어 넣는 사출부분과 몰드를 이용해서 폴리머를 성형하는 부분으로 구성되어 있다. 거시적 영역에서 사출성형은 폴리머를 가공하는 가장 보편적인 공정중의 하나이며, 다양한 Thermoplastic 폴리머를 사용하여 거의 모든 형태를 제작할 수 있다. 따라서 이런 사출성형방법을 미세유체소자를 만들기 위한 마이크로 시스템 기술에 적용시키려는 시도들이 있었다. 먼저 가공되지 않은 가루형태의 폴리머를 가열된 스크루가 있는 실린더에 주입하면, 폴리머가 녹기 시작한다. 용해물은 높은 압력에 의해 실린더를 통해서 몰드가 있는 곳으로 전송된다. 스크루의 온도는 사용된 폴리머의 종류에 따라 다른데, 일반적으로 PMMA 폴리머의 경우 200도, PC(Polycarbonate)의 경우 280도 그리고 PEEK

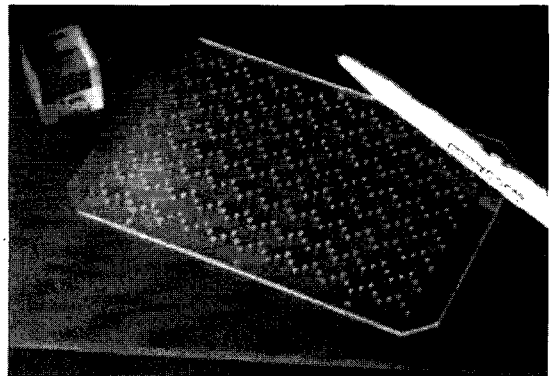


그림 7. 핫엠보싱으로 제작된 96 채널의 유전영동 소자.

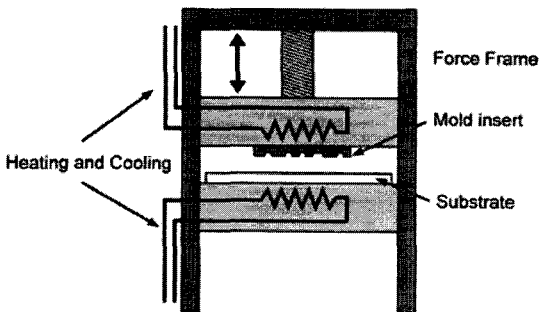


그림 6. 핫엠보싱 장비의 계략도.

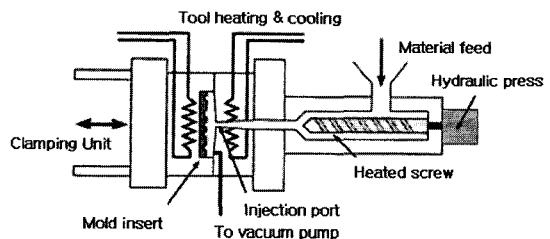


그림 8. 사출 성형 장비의 계략도.

(Polyetheretherketones)의 경우 350도로 가열된다. 몰드가 설치되어있는 공간은 몰드의 미세패턴들이 폴리머로 잘 채워지도록 진공상태로 유지된다. 큰 패턴으로 구성된 몰드의 경우, 폴리머 판 제작속도를 높이기 위해 몰드가 놓여있는 공간을 폴리머의 응고온도보다 낮은 온도로 유지시킨다. 이때 대부분의 응용분야에서 폴리머 판 제작 시간은 일반적으로 수초 정도이다. 미세패턴들이 형성된 폴리머 판을 분리하기 위해 몰드가 있는 공간의 온도를 낮게 유지한 상태에서 폴리머 판을 분리한다. 일반적인 미세사출성형 시간은 1~3분 정도가 소요된다. 그림 9는 실험실 카드를 사출성형으로 제작한 결과를 보여주고 있다.

표2는 핫엠보싱, 사출성형 그리고 주조 등 폴리머 복제기술들의 특성을 비교 분석한 결과이다. 핫엠보싱과 사출성형은 주조방법에 비해 제작주기가 짧은 것이 특징이며, 핫엠보싱의 경우 나노크기의 패턴까지도 복제가 가능하다.

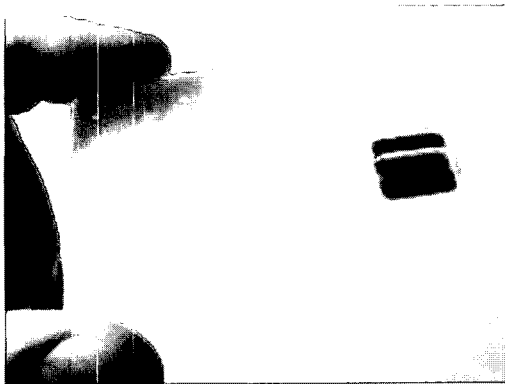


그림 9. 사출 성형으로 제작된 실험실 카드.

표 2. 폴리머 복제기술들의 특성.

	재료	장비비용	제작주기	패턴의 최소크기
핫엠보싱	Thermoplastics Duroplastic thin Films	Low-medium	3 ~ 10 min	nm
사출성형	Thermoplastics Duroplastics	High	0.3 ~ 3 min	μm
주조	Elastomers	Low	min ~ hour	nm

4. 랩온어칩의 응용

4.1 현장 임상진단용 일회용 랩온어칩

임상진단은 질병의 징후를 조기에 정확하게 진단할 목적으로 수행되며, 질병의 표지가 되는 뉴클레오티드, 펩티드를 검출하는 생화학분석과 징후를 관찰함으로써 진단될 수 있다. 환자 혈액의 생화학적 변화는 미세세포의 손상이나 다른 징후보다 먼저 기관손상이나 기능장애의 조기신호로 이용되기 때문에 사용하기 쉽고 낮은 가격의 임상진단 바이오 칩 개발에 대한 많은 연구가 진행되고 있다.

현장 임상진단용 일회용 랩온어칩은[3](그림10) 미세분배기, 공기파열 기폭장치, 미세유체 다중화기, 바이오센서로 구성되며, 미세분배기는 생화학분석에 필요한 샘플을 정확하게 조절된 양만큼 분배하는 역할을 한다. 펌프역할을 하는 공기파열 기폭장치는 얇은 막으로 구성된 실내에 가스를 압축 저장하고 있으며, 히터가 있는 얇은 막에 펄스형태의 전기신호를 인가하면 막의 온도가 상승하여 막이 파열되고, 압축되어 있던 가스가 방출되어 유체를 마이크로 채널로 밀어 넣는 원리는 갖는다. 미세유체 다중화기는(그림11) 기본적으로 구조상 프로그램 가능한 미세유체 체계(sPROMs)로 구성되도록 설계되었다. 구조상 프로그램 가능한 미세유체 체계는 여

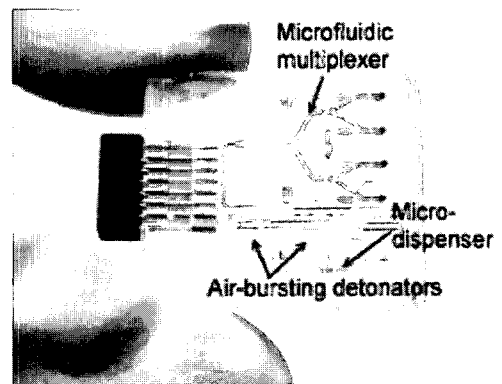


그림 10. 프로그램 가능한 미세유체 체계를 갖는 현장 임상진단용 랩온어칩.

러 수동 밸브와 미세유체 채널로 구성된다. 이를 이용하여 개개의 미세유체 채널은 독립적으로 설계될 수 있으며, 또한, 서로서로 쉽게 통합되는 특징을 갖는다. 바이오센서는 샘플 속에 포함된 특정 물질을 검출하는 기능을 수행하게 된다. 이런 임상진단용 랩온어칩의 동작원리는 다음과 같다. 혈액 샘플이 미세분배기의 저장소에 채워지면 공기과열 기폭장치로부터 압축된 가스가 방출되어 혈액 샘플을 미세유체 다중화기로 전송시킨다. 이렇게 전송된 혈액 샘플은 최종적으로 바이오센서가 있는 저장소로 전달되고, 바이오센서에 의해 분석이 이뤄진다.

4.2 랩온어칩을 이용한 세포 조작, 분석

마이크로 시스템을 이용한 세포기능연구는 세포 성장을 공간적, 시각적으로 제어할 수 있기 때문에 많은 장점을 갖는다[4]. 이러한 마이크로 시스템은 세포의 기질과 비슷한 생화학적 특성이나 외형을 가진 표면과 유체와 유체 속에 용해된 요소 즉 영양분이나 산소의 전송을 조절할 수 있는 미세유체 관으로 구성된다. 특히, 다양한 바이오분석 마이크로 시스템들을 집적시켜 세포나 조직에 대한 생물학적 관찰뿐만 아니라, 생화학, 생의학 그리고 환경기능을 갖는 세포기반 센서를 위한 다기능 플랫폼 구성이 가능하다. 세포기능과 구성요소간의 상호작용에 대한 연구가 여러 단계의 분석실험을 단일 시스템으로

통합된 랩온어칩상에서 행해질 경우 미세유체 시스템을 통해 세포의 미세환경을 정밀하게 제어할 수 있기 때문에 세포 생물학의 기초연구에 있어서 랩온어칩은 매우 중요한 수단이 된다. 일례로, 세포의 환경에 가해진 의도된 변화에 대한 세포의 반응을 관찰함으로써 세포형질을 제어하는 경로에 대한 통찰력을 얻을 수 있다. 조직 구성, 배양, 세포 용해, 생화학적 분석 기능을 갖는 마이크로 시스템이 생화학적으로, 조직 형태형성과 같은 세포기반 분석실험을 목적으로 개발되고 있다. 세포배양, 선택, 조작 그리고 생화학적 분석과 같은 세포기반 분석실험을 할 수 있는 마이크로 시스템을 간략하게 살펴보면 다음과 같다. 미세유체를 이용해서 세포를 배양할 수 있도록 제작된 마이크로 배열에서 배양된 세포는 적절한 방법으로 처리된 후 4개의 도금 전극을 이용한 유전영동현상으로 단일 세포를 포획함으로써 세포를 선택한다. 기계적 세포용해 마이크로 소자나 전기적 세포 용해소자를 이용해서 세포를 용해시키고, 분리시킨 후 외팔보와 같은 분석 센서를 이용해서 분석물을 탐지하게 된다.

4.3 랩온어칩의 발전방향

앞으로의 랩온어칩은 새로운 종류의 기능을 갖는 칩기반 시스템을 구현하기 위해 미세유체와 함께 전기적, 광학적 그리고 물리적 측정기능을 통합할 것으로 예측된다. 이러한 칩기반 시스템을 이용함으로써 새로운 현상을 쉽게 관찰할 수 있고, 보다 정확한 정보를 얻을 수 있을 뿐만 아니라 칩기반 분석은 마이크로 시스템을 이용하기 때문에 분석하고자 하는 대상을 더욱 빠르고, 저렴하게 수행할 수 있다[5]. 이러한 시스템의 특징은 단일 활성효소의 기능을 관찰하고, 세포표면의 단일 수용체의 활동성을 관찰할 수 있는 높은 공간분해능을 갖는다는 것이며, 궁극적으로는 분자단위에서 분석을 수행할 수 있는 새로운 종류의 유체 칩 시스템의 구현이다.

유체 칩 시스템에서 광기술은 단 분자를 관찰, 탐지, 분석 그리고 정량화하기 위해 필요한 기술이다. 광기술을 통해 특정분자들을 형광분자로 라벨링할 수 있기 때문에 라벨링된 분자들을 제어할 수 있으며, 광학현미경으로 궤적을 추적할 수 있다. 단 분자

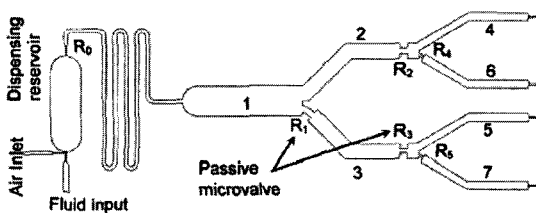


그림 11. 수동 밸브와 미세유체 채널로 구성된 미세유체 다중화기.

분석의 중요한 응용은 핵산으로부터 유전정보를 추출하는데 사용된다. 유전자나 RNA발현의 신속한 분석을 위해 단 분자를 분석할 수 있는 기술들이 개발되고 있지만 단 분자방법을 실용화시키기 위해 분자들을 광 분석시스템으로 효과적으로 전송하기 위한 유체시스템과 결합된 형태가 되어야 한다. 현재의 연구방법은 사용 가능한 큰 크기의 레이저, 검출소자 그리고 현미경을 이용하여 이뤄지고 있지만 앞으로 이러한 광 시스템도 소형화되어 많은 기능이 통합된 다기능 칩이 이용될 것으로 예측된다.

5. 결론

실험실 수준의 여러 단계의 실험을 단일 시스템으로 통합시켜 놓은 랩온어칩은 Picolitre 보다 적은 극 미량의 샘플까지도 처리할 수 있으며, 전 과정이 연속적으로 수행되어 분석시간이 짧고, 분석을 병렬로 수행할 수 있기 때문에 높은 처리량 등의 장점을 갖고 있다. 무해하고 값싼 폴리머 재료와 다양한 미세복제기술들은 랩온어칩의 대량생산을 가능하게 하여 값싸고 휴대성이 높은 폴리머기반 랩온어칩 개발이 가능하게 되었다. 앞으로의 랩온어칩은 분자단위에서 관찰, 분석할 수 있는 다양한 측정기능을 통합한 형태로 발전할 것으로 예측되며, 이러한 랩온어칩은 신약개발, 의료진단 그리고 화학 및 생물학 연구를 위한 다기능 플랫폼을 제공할 수 있을 것이다.

감사의 말

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

참고 문헌

[1] Tai-Ran Hsu, "MEMS & Microsystems design and

manufacture", McGraw-Hill, p. 60, 2002.

[2] Holger Becker and Claudia Gartner, "Polymer microfabrication methods for microfluidic analytical applications", Electrophoresis 2000, Vol. 21, p. 12, 2000.
 [3] Chong H. Ahn. et al. "Disposable smart lab on a chip for point-of-care clinical diagnostics" Proceedings of the IEEE, Vol. 92, No. 1, p. 154, 2004.
 [4] Jamil El-Ali, Peter K. Sorger and Klavs F. Jensen, "Cells on chips", Nature, Vol. 442, p. 403, 2006.
 [5] Harold Craighead, "Future lab-on-a-chip technologies for interrogating individual molecules", Nature, Vol. 442, p. 387, 2006.

저자|약력



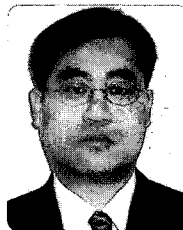
성명 : 김태식

◆ 학력

- 1996년 동아대 전자공학과 공학사
- 1999년 한국과학기술원 전기및 전자공학과 공학석사
- 2006년 한국과학기술원 전기및 전자공학과 공학박사

◆ 경력

- 1999년 ~ 2002년 LG전자기술원 연구원
- 현재 한국과학기술원부설 나노융합센터 바이오멤스팀 선임연구원



성명 : 이성호

◆ 학력

- 1992년 부산대 무기재료공학과 공학사
- 1995년 부산대 대학원 무기재료공학과 공학석사
- 2001년 일본동북대학 기계전자공학과 공학박사

◆ 경력

- 1994년 ~ 1997년 포항산업과학연구원
- 2001년 ~ 2005년 일본산업기술종합연구소
- 현재 한국과학기술원부설 나노융합센터 바이오멤스 팀장