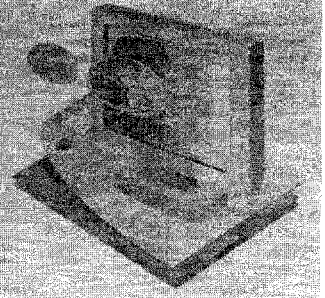


고분자 기반의 바이오 멤스 및 센서 기술



박민철 공학석사 (서울대 기계항공공학부) | 서갑양 교수 (서울대 기계항공공학부)

1. 서론

멤스 (MEMS, Microelectromechanical Systems) 기술은 주로 빛을 이용하여 반복적인 증착 (Deposition), 식각 (Etching)을 특징으로 하는 포토 리소그래피 (Photolithography) 기술을 기반으로 마이크로미터 스케일의 초소형 전자기계를 제작하는 기술을 의미한다. 그러므로 이러한 멤스 소자는 실리콘 계통의 무기 재료를 기반으로 한 표준 반도체 공정과 유사한 기술을 이용하여 제작되는데, 현재 다양한 종류의 센서, 구동기를 포함한 광학 부품, 고주파 부품 등의 제작에 멤스 기술이 적용되고 있다.

멤스 기술은 주로 전통적인 전자, 기계 소자를 마이크로미터 스케일로 소형화하여 효율을 향상시키거나, 민감도를 극대화하는 쪽으로 이루어져 왔는데, 최근에는 이러한 멤스 기술을 적용하여 얻을 수 있는 이점을 바이오 분야에 응용하기 위한 연구가 활발히 진행되고 있다. 즉 DNA, 단백질, 세포 등의 바이오 물질을 멤스 기술로 제작된 시스템 위에서 검출, 분석함으로써 극미량의 생체 물질을 이용한 실시간 분석과 고감도 분석을 가능하게 하기 때문이다. 이처럼 바이오 분야와 접목되어 발전되는 멤스 기술의 한 분야를 바이오 멤스 기술이라 하고, 바이오 분야의 개발에 있어서 바이오 멤스 기술이 핵심 플랫폼 기술로 인식되고 있다.

앞서 언급하였듯이 멤스 기술은 실리콘 계통의 무기 재료와 포토리소그래피 기술을 기반으로 한다

고 하였다. 이러한 특징을 가지는 멤스 기술이 바이오 분야에 접목된 예는 DNA 칩에서 찾아볼 수 있는데, DNA 칩은 전 세계적으로 상용화되어 이미 성숙 단계에 접어들었다고 할 수 있다 [1]. 그러나 이러한 성공적인 예에도 불구하고 전통적인 멤스 기술을 그대로 바이오 분야에 접목하기에는 몇 가지 문제점이 있다. 왜냐하면 기본적으로 포토리소그래피 기술은 공정이 복잡하고 많은 비용이 소모된다는 근본적인 제약을 가지고 있기 때문에 대다수의 연구자들이 쉽게 접근하기에는 많은 어려움이 있으며, 또한 재료적인 측면에서도 재료의 표면 특성을 원하는 대로 조절하기가 상대적으로 까다로우며, 단백질이나 세포에 바로 적용하기에도 무리가 있기 때문이다.

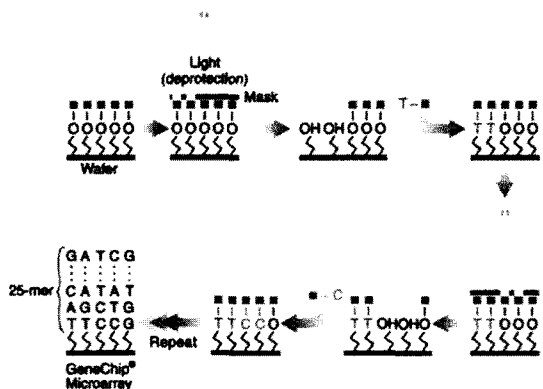


그림 1. 전통적인 멤스 기술을 바이오에 접목하여 제작된 Affymetrix社의 DNA 칩 공정 개략도 [1].

이에 따라 전통적인 포토리소그래피를 보완 또는 대체할 수 있는 기술로서 소프트 리소그래피 (Soft Lithography) 기술이 주목 받고 있는데, 이는 PDMS (Polydimethylsiloxane)와 같은 부드러운 고분자 몰드를 이용한다는 것을 기본적인 특징으로 한다. 따라서 포토리소그래피 기술에 비해 공정이 상대적으로 간단하고, 전문적인 기술을 필요로 하지 않으며, 사용되는 고분자 재료 또한 단백질 및 세포 등의 바이오 물질에 적용하기 적합하다는 이점이 있다. 이러한 이유로 인해 대부분의 바이오 멤스 기술에서는 소프트 리소그래피가 기본적인 공정 기술로 자리 잡게 되었다.

소프트 리소그래피를 기반으로 하는 바이오 멤스 기술을 이용함으로써 얻을 수 있는 또 다른 중요한 이점은 마이크로플루이드스 (Microfluidics)에 있다. 왜냐하면 마이크로 플루이드 시스템을 통해서 매우 적은 양의 시료를 이용하여 단시간에 저비용으로 대용량의 정보를 얻을 수 있으며, 실험의 재현성 및 효율성 또한 확보할 수 있기 때문이다. 그러므로 마이크로 플루이드스와 결합된 마이크로 스케일 시스템, 즉 고분자 기반의 바이오 멤스 기술을 이용한 마이크로·나노 공정 기술과 마이크로 플루이드스의 결합은 바이오 분야, 특히 세포 기반 바이오센서 연구에 있어서 폭넓은 응용 가능성을 열어 줄 수 있다. 이에 본 기고에서는 마이크로 플루이드스와 결합된 마이크로 스케일 시스템을 중심으로, 고분자 기반의 바이오 멤스 및 세포 응용 기술의 최근 연구 동향에 대해서 소개하고자 한다.

2. 고분자 재료를 이용한 바이오 멤스 공정 기술

전통적인 포토리소그래피 기반의 멤스 기술과 대비하여 PDMS와 같은 고분자 몰드를 이용하는 소프트 리소그래피 기반의 바이오 멤스 기술은 하버드 대학의 George Whitesides 교수팀이 처음 제안한 이래 지난 십 수년간 많은 발전을 거듭해왔다. 그 결과 PDMS 몰드를 이용한 마이크로·나노 공정 기술은 다양한 방식으로 변화해 왔는데, 그 예로

Microcontact Printing (μ CP), Micromolding in Capillaries (MIMIC), Microtransfer Molding, Replica Molding (RM), Capillary Force Lithography (CFL), Solvent-assisted Micromolding (SAMIM) 등을 들 수 있다.

위에 소개된 여러 가지 방식 중 Microcontact Printing은 소프트 리소그래피의 대표적인 방식이라 할 수 있는데, 이는 일정한 형상을 가지는 PDMS 몰드 표면에 잉크와 같은 용액을 묻힌 후 다른 기판에 접촉시켜 전사하는 방식이다. 이 방식을 통해서 실리콘이나 유리 등과 같은 기판에 SAM (Self-assembled Monolayer)을 처리하거나 [2], 단백질을

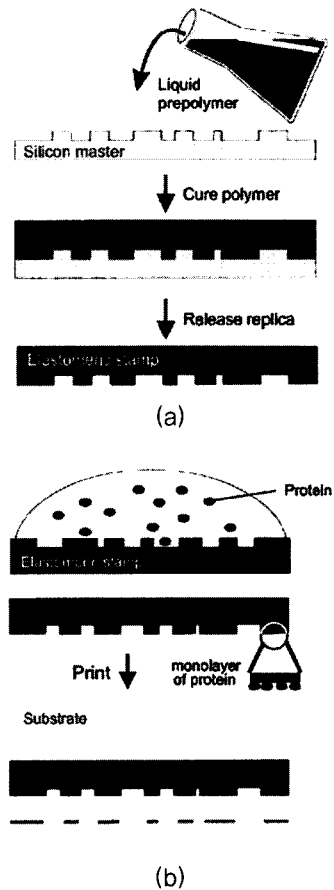


그림 2. Microcontact Printing 방식을 이용한 단백질 패턴링 [3].

직접 원하는 형태로 패터닝할 수 있다 [3]. 이처럼 Microcontact Printing 방식은 기판 위에 2차원 또는 3차원의 입체적인 마이크로·나노 구조물을 형성한다기 보다는 표면의 화학적인 처리를 통한 1차원의 형상을 패터닝하는 공정 기술이라 할 수 있겠다.

이와 달리, Capillary Force Lithography는 기존의 나노임프린팅 방식에서 PDMS와 같은 부드러운 고분자 몰드를 이용하는 소프트 리소그래피 방식이 결합된 형태로서, 간단한 방법으로 2차원 또는 3차원의 마이크로·나노 구조물을 제작할 수 있는 공정 기술이라 할 수 있다. 이 방식에서는 성형하고자 하는 고분자 위에 PDMS 몰드를 올려놓은 후 고분자의 유리전이온도 (T_g) 이상으로 열을 가하게 되면, 모세관력이 작용하게 되어 PDMS 몰드의 빈 공간으로 고분자가 채워진 후 경화되면 몰드의 반대되는 형상으로 구조물이 성형된다 [4]. 이 방식으로는 또한 용매를 포함한 고분자 및 UV 경화성 고분자를 성형 재료로 하여 마이크로·나노 구조물을 제작할 수 있는데, 이는 Capillary Force Lithography와 구별하여 Capillary Molding 방식으로 지칭하기도 한다 [5].

하지만 기존의 PDMS와 같은 부드러운 고분자 몰드를 이용하는 소프트 리소그래피 방식으로는 100 nm 이하의 공정에 많은 어려움이 있어 왔다. 이러한 단점을 극복하기 위해서 최근의 Rigiflex Lithography 방식에서는 PUA (Polyurethane

Acrylate)와 같은 단단하면서도 유연한 성질을 가지는 새로운 몰드를 사용하여 소프트 리소그래피에서의 대면적 패터닝이 가능하다는 장점과 나노임프린팅에서의 고해상도 패터닝이 가능하다는 장점을 동시에 얻을 수 있게 되었다. 또한 부드러운 PDMS 몰드 대신 단단하면서도 유연한 PUA 몰드를 사용하므로써 마이크로·나노 복합 구조물을 제작하거나, 고분자의 물성을 자유롭게 조절하여 고종횡비의 나노 구조물을 쉽게 제작할 수 있다 [6].

이와 같이 최근의 소프트 리소그래피 기반 바이오 멤스 공정 기술에서는 기본적인 PDMS 몰드뿐만 아니라 화학·기계적인 특성을 조절할 수 있는 여러 가지 고분자 재료를 이용하여 경제적이면서도 효율적으로 마이크로·나노 구조물을 제작하기 위해 노력하고 있으며, 이러한 마이크로·나노 공정 기술은 다음에 언급할 세포 기반 바이오센서 기술에 있어서 핵심적인 요소 기술이 될 수 있을 것이다.

3. 세포 연구를 위한 바이오 멤스 기술

최근 들어 생명 공학 분야에 대한 관심이 날로 커지면서 DNA, 단백질, 세포에 대한 연구 수요가 크게 증가하고 있다. 이에 따라 바이오 멤스 기술을 이용한 바이오칩 (DNA 칩, 단백질 칩, 세포 칩 등) 및 바이오센서에 대한 연구가 활발하게 진행되어, DNA 칩이나 단백질 칩의 경우 이미 상용화되어 많은 연구자들에 의해 분석 도구로서 사용되고 있다. 그러나 이러한 DNA 칩이나 단백질 칩을 통한 정보만으로는 생체내의 매우 복잡한 생명 현상을 설명하는데 어려움이 있었다.

1990년대 후반 인간 게놈 프로젝트의 시작과 더불어 DNA 칩의 개발로 인해 인간 유전자에 대한 다양한 정보를 획득할 수 있게 되었으나, 이러한 DNA 염기서열 정보만으로는 유전자의 세포내 기능을 완벽하게 예측할 수가 없었다. 그에 따라 유전자의 세포내 산물인 단백질에 대한 연구가 진행되었으며, 이는 단백질 칩의 개발로 인해 더욱 촉진될 수 있었다. 그러나 인간 유전자에 의해 합성 가능한 단백질의 양이 너무나 방대하고, 단백질의 구조와 위치에 따

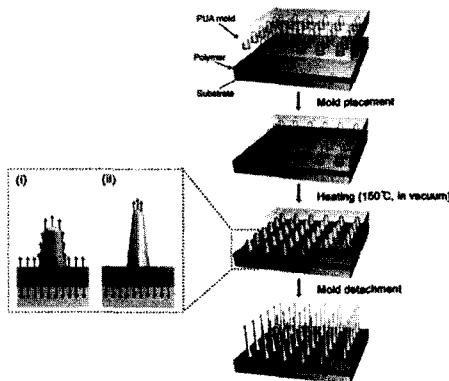


그림 3. PUA 몰드를 이용한 고종횡비 나노 구조물의 제작 [6].

라서 그 활성 여부도 매우 다양하게 나타나며, 단백질에 대한 연구 결과가 실제 세포내에서도 똑같이 기능하는지는 명확히 알 수가 없었다. 이러한 한계로 인해 생물로서 기능하는 기본 단위인 세포 자체에 대한 연구의 필요성이 제기되었으며, 이에 대해 전 세계적으로 활발하게 연구가 진행되고 있다.

세포는 기본적으로 외부의 다양하고 복잡한 시·공간적 요인들의 변화를 감지하여 반응을 하게 되는데, 이러한 요인에는 화학·생물학적 자극 (Soluble Factor), 인접한 세포와의 상호작용 (Cell-cell Interaction), 세포가 위치하고 있는 표면과의 상호작용 (Cell-substrate Interaction), 세포에 가해지는 물리·기계적인 외력 (Mechanical Force) 등이 있다. 이러한 세포 외부 환경의 변화에 따른 세포의 기능을 명확히 이해하기 위해서는 개별 세포를 원하는 대로 조작할 수 있어야 하며, 세포 외부의 미세한 환경을 정밀하게 제어할 수 있어야 한다. 그러므로 세포에 적합한 고분자 재료를 이용한 바이오 멤스 공정 기술과 마이크로 플루이드스가 결합된 마이크로 스케일 시스템은 세포 연구에 있어서 핵심적인 플랫폼이 될 수 있을 것이다.

이처럼 고분자 기반의 바이오 멤스 기술을 통한 마이크로 스케일 시스템은 이미 전 세계적으로 세포 연구에 있어서 새로운 대안으로 부각되어 이에 대한 연구가 활발히 진행되고 있으며, 랩온어칩 (Lab-on-

a-chip, LOC), 미세종합분석시스템 (Micro Total Analysis System, μ TAS) 등과 같은 분야는 세계적으로 큰 이슈가 되고 있는 상황이다 [7]. 왜냐하면 이러한 바이오 멤스 기반의 마이크로 스케일 시스템은 아주 적은 양의 시료로도 분석이 가능하며, 마이크로 플루이드 채널 등의 구조물을 이용하여 개별 세포의 미세 환경을 시·공간적으로 정밀하게 제어할 수 있으며, 생체내의 복잡한 생·화학적 환경이나 생체내의 미세 표면 구조를 그대로 모사하는 것이 가능하기 때문이다.

4. 세포를 기반으로 하는 바이오센서 기술

앞서 언급하였듯이 세포는 외부의 다양하고 복잡한 시·공간적 요인의 변화를 감지하면서 반응한다고 하였다. 이러한 세포 외부의 미세 환경 변화를 감지하기 위해서 세포는 매우 다양한 종류의 특이적 수용체를 가지고 있으며, 이러한 수용체를 통해 감지된 신호는 내부의 복잡한 신호전달 체계를 통해 증폭되어, 감지된 신호에 따라 특이적인 세포 반응을 하게 된다. 이러한 특징으로 인해 세포는 센서로서 훌륭한 대상이 될 수 있으며, 이는 기존의 항원-항체 반응이나 DNA를 통한 바이오센서의 기능을 넘어서서, 신약 개발, 질병 진단, 세포 치료, 줄기세포

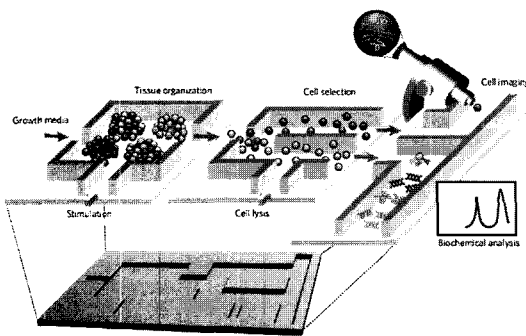


그림 4. 세포 연구를 위한 마이크로 스케일 시스템의 개략도 [7].

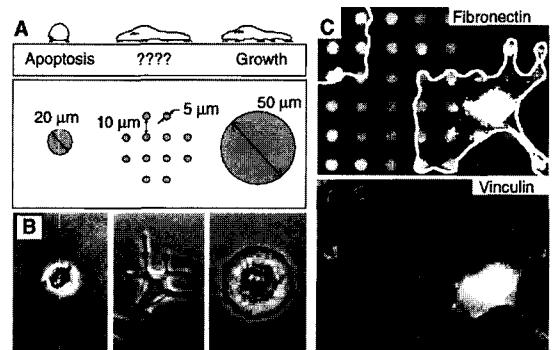


그림 5. ECM과의 상호작용에 따른 세포의 성장과 사멸 [8].

분화, 생화학 물질 검출 등 보다 유용한 응용 분야로의 가능성을 열어줄 수 있을 것이다.

살아있는 세포를 대상으로 하는 세포 기반 바이오센서 기술에서는 무엇보다도 세포가 성장하기 적합한 환경을 만들어 주는 것이 중요하다. 생체 내에서 세포는 세포가 위치하고 있는 표면의 Collagen, Fibronectin 등과 같은 다양한 ECM (Extracellular Matrix) 구조와 상호작용을 하게 되는데, 이러한 세포를 생체 내가 아닌 *In-vitro* 환경에서 다루기 위해서는 생체내의 ECM 구조와의 상호작용에 대한 이해가 필수적이라 하겠다. ECM은 세포의 성장에 있어서 매우 중요한 역할을 하는데, 이처럼 세포와 ECM 구조와의 상호작용에 따라서 세포의 성장과 사멸이 조절될 수 있음은 이미 밝혀진 바 있다 [8].

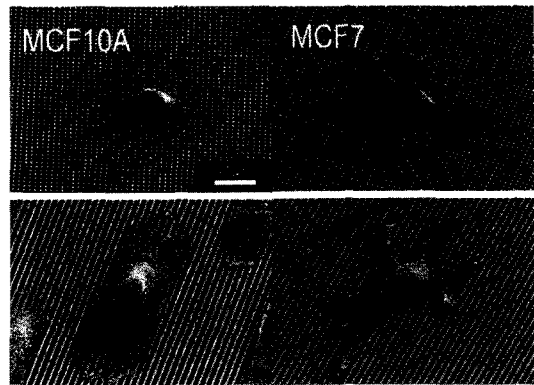
이러한 ECM 구조와의 상호작용을 바탕으로 바이오 멤스 기반의 마이크로·나노공정 기술을 이용하므로써 세포가 접하는 표면의 구조나 물리적 특성을 조절하여 세포의 성장, 분화, 사멸, 이동 등을 제어하려는 연구가 활발하게 진행되고 있다. 특히 줄기세포 분화 연구에 있어서 이에 대한 중요성이 더욱 부각되고 있는데, 세포가 접하는 표면의 경도에 따라서 줄기세포의 분화 방향이 결정될 수 있다는 연구 결과가 발표되어 주목을 받기도 하였다 [9].

또한 이러한 마이크로·나노 구조물을 이용하게 되면 세포에서 작용하는 기계적인 힘을 측정할 수 있는 센서로 응용할 수 있는데, 기판 위에 부드러운

PDMS 고분자를 이용하여 마이크로 필라 구조를 배열하고 그 위에 세포를 부착시켜 세포의 Focal Adhesion에 따라서 PDMS 마이크로 필라 구조가 휘는 정도를 분석하여 세포의 Mechanical Force를 측정할 수 있다 [10]. 최근에는 이러한 기술을 이용하여 각각의 PDMS 마이크로 포스트에 마그네틱 나노와이어를 삽입하여 세포의 특정 부분에 기계적인 힘을 가하여 세포의 Focal Adhesion을 제어하는 연구 결과가 발표되기도 하였다 [11]. 한편 마이크로·나노 구조에 따라서 세포의 Adhesion 특성이 달라지게 되는데, 이러한 성질을 이용하여 마이크로 플루이딕 채널 내부의 바닥 표면에 다양한 형상의 마이크로·



(a)



(b)

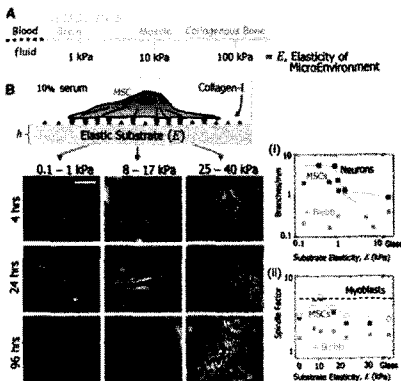


그림 6. 표면 경도에 따른 줄기세포의 분화 특성 [9].

그림 7. 나노 구조물을 이용한 암세포와 정상세포의 선별 [12].

나노 구조물을 제작하여 정상세포와 암세포를 선별할 수 있는 연구 결과가 발표되었다 [12]. 이는 기존의 암세포 특이적인 바이오 마커를 통한 암세포 선별 방식과 달리 특정 표지가 필요 없이 마이크로·나노 구조를 이용하여 간편한 방법으로 암세포를 선별할 수 있는 센서로 응용할 수 있다는 점에서 의미가 있다고 할 수 있다.

세포 외부의 환경 변화에 따른 세포 반응을 분석하기 위해서는 마이크로 플루이딕 시스템을 이용하는게 유용하다는 것은 앞서 언급한 바 있다. 이에 따라 세포를 마이크로 플루이딕 채널 내부의 원하는 위치에 배열하고자 하는 연구가 활발하게 진행되었는데, 이는 마이크로 플루이딕 시스템을 이용하여 배열된 개별 세포의 미세 환경을 시·공간적으로 정밀하게 제어할 수 있기 때문이다. Capillary Molding 방식을 이용하여 PEG (Polyethylene Glycol) 마이크로 구조물을 제작하고 이를 PDMS 마이크로 플루이딕 몰드와 접합하게 되면, PEG 고분자의 Non-biofouling 특성으로 인해 마이크로 플루이딕 채널 내부의 PEG 마이크로 구조물에 세포를 선택적으로 배열할 수 있다. 또한 PDMS 몰드의 가역적 접합 기술을 이용하면 마이크로 플루이딕 채널 내부의 PEG

마이크로 구조물에 두 종류 이상의 세포를 동시에 배열할 수 있다 [13]. 한편 마이크로 플루이딕 채널 내부에서 유체가 가지고 있는 표면장력을 적절히 제어하면 세포를 단일세포 수준으로 원하는 위치에 배열할 수 있다 [14]. 이처럼 마이크로·나노 구조물과 마이크로 플루이딕 시스템의 결합을 통하여 많은 양의 개별 세포를 단일세포 수준으로 배열할 수 있으며, 동시에 배열된 세포의 미세 환경을 정밀하게 제어하여 세포 외부의 미세 환경 변화에 따른 세포 반응을 대량·고속으로 분석할 수 있을 것이다. 따라서 개별 세포의 반응에 대한 대량·고속 분석이 가능하게 되면, 이는 신약 개발의 시간을 크게 단축시킬 수 있기 때문에 이러한 세포 기반 분석법은 신약 개발의 핵심적인 도구로서 이용될 수 있을 것이다.

마이크로 플루이딕 시스템에서는 필연적으로 유체의 흐름이 있게 되는데, 이에 따라 발생하는 유체의 전단력은 세포의 기능에 지대한 영향을 미칠 수 있기 때문에 이에 대한 고려가 필요하다. 이는 특히 유체의 전단력 영향을 많이 받게 되는 혈관내피세포에 대한 연구에 있어서 중요한 의미를 가질 수 있다. 즉, 세포의 성장과 사멸은 세포가 접하는 표면의 마이크로·나노 구조의 상호작용과 함께 유체의 전단력 또한 중요한 요인이 되기 때문이다 [15]. 마이크로 플루이딕 채널 내에서 유체의 전단력은 마이크로 구조물의 형상이나 크기에 의해서 제어될 수

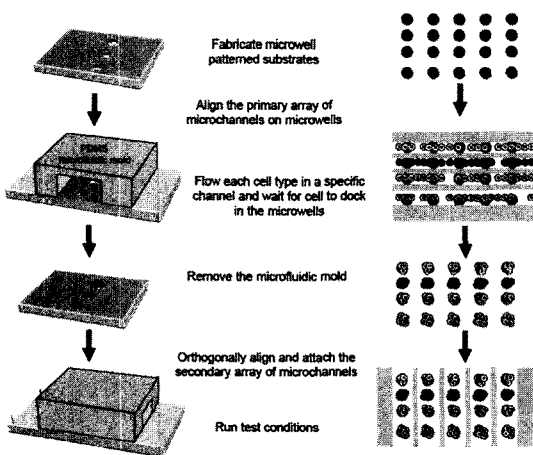


그림 8. PDMS 몰드의 가역적 접합과 PEG 마이크로 구조물을 이용한 세포의 선택적 배열 [13].

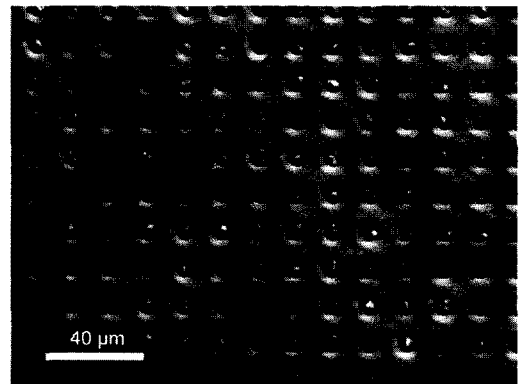


그림 9. 유체의 표면장력을 이용한 단일세포 수준의 호모 세포 배열 [14].

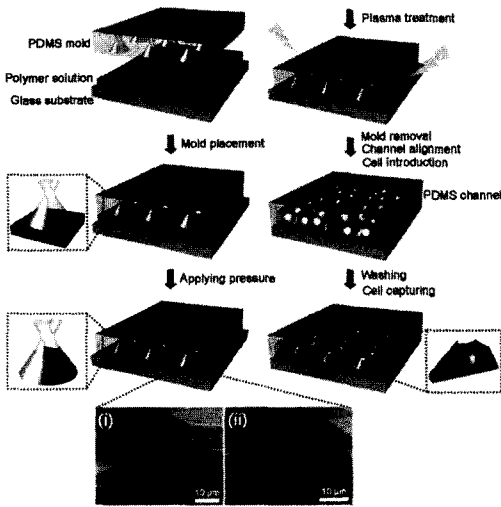


그림 10. 입구가 좁고 속이 빈 3차원 마이크로 구조물을 통한 전단력 최소화 [16].

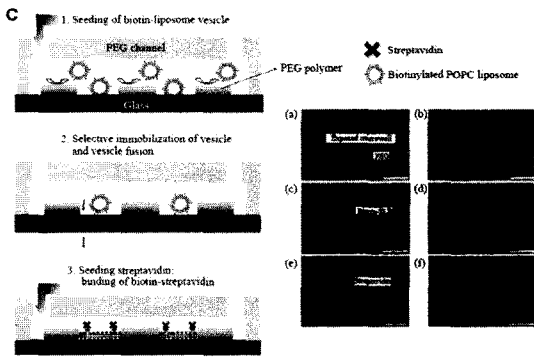


그림 11. PEG 마이크로 구조물을 이용한 지질 이중막의 선택적 패터닝 [17].

있다. 최근의 연구 결과에 의하면 모세관 현상을 이용해 입구가 좁고 속이 비어 있는 3차원의 마이크로 구조물을 제작하여 세포를 배열하게 되면 유체의 흐름에 의한 전단력 영향을 최소화할 수 있음이 알려졌다 [16].

한편 마이크로 플루이딕 채널 내부에 Capillary Molding 방식을 이용하여 PEG 마이크로 웰을 제작하게 되면, 이러한 PEG 마이크로 구조물에 선택적으로 지질 이중막을 패터닝할 수 있다 [17]. 이처럼

마이크로 플루이딕 시스템을 이용하여 마이크로 플루이딕 채널 내부에 지질 이중막과 같은 생체모방 멤브레인을 패터닝하게 되면, 생체내의 면역 시스템을 *In-vitro* 환경에서 유사하게 모사할 수 있으며 이는 약물 전달 시스템의 세포 수준에서의 이해를 가능하게 하고, 이를 통해서 세포 기반의 질병 진단용 센서로 응용할 수 있을 것이다.

5. 결론

이상에서와 같이 고분자를 재료로 하는 바이오 멤스 기술은 세포를 대상으로 하는 연구에 있어서 핵심적인 플랫폼이 될 수 있음을 알 수 있다. 뿐만 아니라 이러한 고분자 기반의 마이크로·나노 공정 기술과 마이크로 플루이딕스가 결합된 마이크로 스케일 시스템은 세포 외부의 미세 환경을 정밀하게 제어할 수 있기 때문에 세포 기반 바이오센서 개발에 있어서 중요한 역할을 할 수 있을 것이다. 하지만 현재 전 세계적으로 이에 대한 중요성을 인지하여 많은 연구가 이루어지고 있으나 DNA 칩이나 단백질 칩의 연구 성과에 비해 아직까지 초보적인 단계에 머물러 있다고 할 수 있다. 특히 연구 대상으로 하는 세포의 특성이 매우 복잡하기 때문에 다양한 종류의 세포에 대해서 연구가 이루어지기에는 아직 역량이 부족한 상태이며, 이에 따라 비교적 다루기가 쉬운 종류의 세포에 대해서 연구가 주로 이루어지고 있다. 또한 세포 연구를 위한 세포의 배양, 시약 처리, 세포 분해, 세포 선별, 신호 검출 및 분석 등과 같은 각 개별 단계에서의 연구 성과는 어느 정도 쌓여가고 있으나, 이러한 각 단계가 하나의 소자 위에서 이루어질 수 있는 집적화된 마이크로 스케일 시스템은 아직 구체적으로 개발되지 못하고 있는 실정이다. 따라서 앞으로의 연구 방향은 이러한 집적화된 마이크로 스케일 시스템으로 초점이 맞춰져야 할 것으로 여겨지며, 현재까지의 세포에 대한 연구 성과들을 바탕으로 질병 진단, 신약 개발, 세포 치료, 줄기세포 분화, 생화학 물질 검출 등과 같은 응용 분야로 더욱 더 나아가 할 것으로 보인다.

참고 문헌

[1] <http://www.affymetrix.com/technology/manufacturing/index.affx>

[2] Y. N. Xia, M. Mrksich, E. Kim and G. M. Whitesides, *Journal of the American Chemical Society*, 1995, **117**, 9576-9577.

[3] A. Bernard, J. P. Renault, B. Michel, H. R. Bosshard and E. Delamar, *Advanced Materials*, 2000, **12**, 1067-1070.

[4] K. Y. Suh, Y. S. Kim and H. H. Lee, *Advanced Materials*, 2001, **13**, 1386-1389.

[5] P. Kim, D. H. Kim, B. Kim, S. K. Choi, S. H. Lee, A. Khademhosseini, R. Langer and K. Y. Suh, *Nanotechnology*, 2005, **16**, 2420-2426.

[6] H. E. Jeong, S. H. Lee, P. Kim and K. Y. Suh, *Nano Lett*, 2006, **6**, 1508-1513.

[7] J. El-Ali, P. K. Sorger and K. F. Jensen, *Nature*, 2006, **442**, 403-411.

[8] C. S. Chen, M. Mrksich, S. Huang, G. M. Whitesides and D. E. Ingber, *Science*, 1997, **276**, 1425-1428.

[9] A. J. Engler, S. Sen, H. L. Sweeney and D. E. Discher, *Cell*, 2006, **126**, 677-689.

[10] J. L. Tan, J. Tien, D. M. Pirone, D. S. Gray, K. Bhadriraju and C. S. Chen, *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2003, **100**, 1484-1489.

[11] N. J. Sniadecki, A. Anguelouch, M. T. Yang, C. M. Lamb, Z. Liu, S. B. Kirschner, Y. Liu, D. H. Reich and C. S. Chen, *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2007, **104**, 14553-14558.

[12] K. W. Kwon, S. S. Choi, S. H. Lee, B. Kim, S. N. Lee, M. C. Park, P. Kim, S. Y. Hwang and K. Y. Suh, *Lab on a Chip*, 2007, **7**, 1461-1468.

[13] A. Khademhosseini, J. Yeh, G. Eng, J. Karp, H. Kaji, J. Borenstein, O. C. Farokhzad and R. Langer, *Lab on a Chip*, 2005, **5**, 1380-1386.

[14] M. C. Park, J. Y. Hur, K. W. Kwon, S. H. Park and K. Y. Suh, *Lab on a Chip*, 2006, **6**, 988-994.

[15] C. C. Wu, Y. S. Li, J. H. Haga, R. Kaunas, J. J. Chiu, F. C. Su, S. Usami and S. Chien, *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2007, **104**, 1254-1259.

[16] S. H. Lee, H. E. Jeong, M. C. Park, J. Y. Hur, H. S. Cho, S. H. Park and K. Y. Suh, *Advanced Materials*, 2008, **20**, 788+.

[17] P. Kim, S. E. Lee, H. S. Jung, H. Y. Lee, T. Kawai and K. Y. Suh, *Lab on a Chip*, 2006, **6**, 54-59.

저자약력



성명 : 박민철

◆ 학력

- 2005년 서울대 입산공학과 공학사
- 2007년 서울대 대학원 기계항공공학부 공학석사



성명 : 서갑양

◆ 학력

- 1996년 서울대 화학공학과 공학사
- 1998년 서울대 대학원 응용화학부 공학석사
- 2002년 서울대 대학원 응용화학부 공학박사

◆ 경력

- 2002년 - 2004년 MIT 공과대학 Post-doctoral Associate
- 2004년 - 2008년 서울대 공과대학 기계항공공학부 조교수
- 2008년 - 현재 서울대 공과대학 기계항공공학부 부교수

