

광전기유체역학 (Optoelectrofluidics)의 바이오응용

황현두 박사과정, 박제균 교수 (KAIST 바이오및뇌공학과)

1. 서론

바이오산업은 유전자 및 단백질의 구조, 기능 및 조절에 관한 연구를 통한 인간의 질병 연구 및 치료제 개발을 위해 크게 각광받고 있다. 특히 인간유전체 프로젝트의 성과에 힘입어 그 발전추세는 급속히 가속화되고 있다. 바이오산업은 의약품, 화학, 식품, 환경, 농업, 에너지 관련 산업뿐만 아니라 전자, 전산 및 기계 분야 등 전 국가 산업 분야에 미치는 파급효과가 큰 핵심 성장동력으로써 미국, 독일 등 전세계 선진 국가들을 중심으로 많은 발전이 이루어졌다. 이러한 산업의 흐름을 따라, 다양한 생체물질들을 전처리 과정을 거쳐 조작하고 분석하기 위한 자동화 시스템의 개발과 제품의 상용화도 활발하게 이루어지고 있다.

최근에는 수많은 단계를 거치는 실험과 분석이 하나의 시스템 내에서 종합적으로 구현되는 미세종합분석시스템 (μ TAS ; Micro Total Analysis Systems)을 작은 칩 (Chip) 상에 구현하기 위한 랩온어칩 (Lab-on-a-chip) 기술에 관한 많은 연구들이 이루어지고 있으며, 반도체 집적회로 칩이나 초소형 정밀기계시스템을 제작하기 위한 미세가공 기술의 발전과 함께 매우 빠르게 성장하고 있다. 특히, 다양한 미세유체공학 (Micro/nanofluidics) 기술을 기반으로 세포나 단백질과 같은 생체물질들을 효율적으로 조작하고 검출하기 위한 미세 소자를 제작하고, 이를 생물, 화학, 의료 분야에 응용하기 위한 연구가

활발하게 이루어지고 있다. 분석하고자 하는 바이오 시료 또는 그것이 포함된 미세유체의 위치를 제어하고 이송을 책임지는 미세유체공학 기술은 하나의 작은 칩 상에서 시료의 전처리, 분리, 희석, 혼합, 반응, 검출 등의 전 기능을 수행하는데 필수적이고 중요한 요소 기술이다 [1, 2].

미세유체공학 기술 중에서도 전기영동 (Electrophoresis), 유전영동 (DEP ; Dielectrophoresis), 전기삼투 (Electro-osmosis) 등과 같은 전기동역학 (Electrokinetics)적 원리를 이용한 미세전자소자 (Microelectronic Device)는 유체제어, 세포의 포획 및 조작, 단백질 분리 및 검사 등의 다양한 응용 분야에 활용되고 있다 [3]. 특히, 가장 널리 활용되고 있는 전기동역학적 원리 중 하나인 유전영동은 유전체 (Dielectric Particle)가 불균일한 전기장 (Non-uniform Electric Field) 내에서 분극화 (Polarization) 되면서 힘을 받아 이동하게 되는 현상이다 [4, 5]. 즉, 입자에 작용하는 유전영동력 (Dielectrophoretic Force)의 크기와 방향은 인가된 교류 전기장의 주파수 (Frequency, ω), 입자와 매질의 전도도 (Conductivity, σ) 및 유전율 (Permittivity, ϵ)과 같은 유전 특성 (Dielectric Properties)에 따라 달라지는데, 입자와 매질의 유전 특성의 관계를 나타내는 분극화상수 (Clausius-Mossotti Factor)의 기호에 따라 양 (Positive) 또는 음 (Negative)의 유전영동이 결정된다. 이와 같은 유전영동은 빠른 시간 안에 시료의 분석 및 측정이 가능하도록 하며, 자동화에 용이할 뿐만 아니라, 시료의 전처리가 필요 없다는 점 등 많은



장점들을 제공하기 때문에 생물학적 입자의 분리 및 분석을 위한 미세전자소자에서 자주 사용하는 미세 유체공학 기술이다. 하지만 기존의 미세전극을 이용한 미세전자소자들은 미세전극을 패터닝하기 위한 공정과정이 필수적이고, 고정된 전극 구조를 사용하기 때문에 하나의 소자가 단순히 하나의 특정 기능만을 수행하는데 그치고 있다.

한편, 하나의 칩 상에서 동시에 여러 가지 프로세스를 자동으로 수행하도록 하기 위해서는, 프로그램화된 조작 (Programmable Manipulation) 기술이 필요하다. 이를 위해 Silicon Biosystems 회사는 CMOS (Complementary Metal-oxide-semiconductor) 회로를 이용하여 전극 어레이 (Electrode Array) 칩을 제작하고, 각각의 전극에 인가되는 전압을 컴퓨터로 조절함으로써 유전영동에 의한 세포 또는 미소 알갱이들의 위치를 프로그램을 통해 개별적으로 제어할 수 있는 기술을 개발한 바 있다 [6]. 그러나 궁극적으로는 미리 제작된 전극 어레이의 해상도에 유전영동에 의한 조작 기능이 의존하므로 고해상도의 CMOS 칩이 필요하며, 복잡하고 값비싼 공정 과정이 요구된다는 단점이 있다.

따라서 최근에는 이러한 패터닝 전극 기반의 미세 전자 소자의 한계를 극복함과 동시에, 빛을 이용하여 미소 알갱이와 나노입자는 물론, 세포나 단백질과 같은 생체물질을 자유자재로 조작하고 분석할 수 있는 광전기유체역학 (Optoelectrofluidics) 기술이 많은 주목을 받고 있다. 광전기유체역학 기술의 개념은 2000년대에 접어들면서 빛을 이용하여 많은 수의 미세 입자들을 조립하고 패터닝하기 위한 학자들의 노력에 의해 처음 제안되었다. 처음에는 전압이 인가된 전극 상에 특정한 패턴의 자외선 (UV ; Ultraviolet)을 조사하여 전극과 유체 계면에서 일어나는 산화환원반응을 통해 표면 전류밀도의 변화를 유도하고, 전기영동에 의해 이동하는 미세입자들이 자외선이 조사된 영역, 즉 전류밀도가 높은 영역으로 이동하게 되는 원리를 이용하였다 [7]. 2005년에는 비정질 실리콘 (Amorphous Silicon)과 같은 우수한 광전도성 (Photoconductivity)을 지닌 물질을 적용함으로써, DMD (Digital Micro-mirror Device)와 같은 디스플레이 장치로부터 조사된 움직이는 영상

을 이용하여 단일 세포들을 자유자재로 조작할 수 있는 광전자집계 (Optoelectronic Tweezers) 기술이 발표되었다 [8]. 그 후로 광전기유체역학은 생물, 전자, 기계, 재료 등 다양한 분야에서 세계적인 주목을 끌기 시작하였다. 본고에서는 몇 가지 사례를 통하여 이러한 광전기유체역학 기술의 원리에 대해서 알아보고, 광전기유체소자의 바이오응용에 관하여 논의하고자 한다.

2. 광전기유체역학 (Optoelectrofluidics)의 원리

광전기유체역학이란, 광학적으로 유도된 전기장 (Optically-induced Electric Field) 내에서 발생하는 미세입자 및 분자의 전기동역학적 운동 또는 이를 다루는 학문을 뜻한다 [9]. 일반적으로 광전도성 (Photoconductive) 물질의 특정 영역에 빛을 조사하면, 광 에너지가 전기 에너지로 전환되는 과정을 통하여 빛이 조사된 영역의 전도도가 빛을 받지 않은 영역보다 뚜렷하게 증가함으로써, 가상의 전극 (Virtual Electrode)이 형성된다 [8, 10]. 이 때 유체 내부에 특정한 형태의 전기장이 형성되고, 이로 인해 유전영동과 같은 전기동역학적 현상들을 유발함으로써 미세입자 및 유체의 운동을 제어할 수 있다. 이러한 광전기유체역학 기술을 이용하면 특정한 형태의 전기장을 형성시키기 위한 고정된 전극 패턴을 복잡한 공정과정을 통해 제작할 필요가 없고, 빛의 패턴만을 바꾸어 줌으로써 다양한 형태의 전극을 자유롭게 형성시키고 제어할 수 있다. 또한, 단순한 평판 구조를 지닌 소자의 특성상 저비용 대량생산에 용이하고, 대면적, 대용량 프로세스, 휴대용 장치를 위한 집적화와 저전력 구동에 유리하다. 뿐만 아니라, 값비싼 레이저 광원이나 복잡한 광학 부품이 요구되는 기존의 광학 집계 (Optical Tweezers)와 달리 [11], 광학적 힘 (Optical Force)이 아닌 광학적으로 유도된 전기동역학적 원리를 사용하기 때문에, 10만 배 이상 약한 광원에 의해서도 미세입자의 조작이 가능하다는 장점이 있다.

그림 1은 기존의 미세전자소자와 광전기유체소

자에서의 전기장 형성과정을 비교하여 나타내고 있다. 일반적인 미세전자소자에서는 포토리소그래피 (Photolithography) 등의 미세 가공 기술을 통하여 높은 전도도를 지니는 금속 박막을 원하는 형태로 제작한 다음, 전선을 연결하여 구동 전압과 기준 전압을 인가함으로써 전기장을 형성시키는 방식이다. 하지만 광전기유체 소자의 경우에는, 전압이 인가된 넓은 평판 전극 상에 광전도성 물질을 도포한 후, 원하는 형태의 빛을 조사하면 빛이 조사된 특정 영역에만 전류가 도통하면서 가상의 전극이 형성되고, 유체 내부에는 그에 따른 전기장이 형성된다. 그렇기 때문에 소자 내부를 관찰하기 위해서 뿐만 아니라, 빛이 조사되는 방향의 평판전극은 최대한 많은 양의 빛을 투과시킬 수 있도록 하기 위해 ITO (Indium Tin Oxide)와 같은 투명한 전극을 사용해야 한다. 또한 광전도성 층을 형성하는 물질의 광전도성 (Photoconductivity)은 높을수록 유리한데, 일반적으로 수소화된 비정질 실리콘 (a-Si:H ; Hydrogenated Amorphous Silicon)을 사용한다. 비정질 실리콘은 상대적으로 짧은 전자 확산 길이 (Electron Diffusion Length)와 높은 광전도성을 지니고 있어, 고해상도의 전극 패턴을 효과적으로 형성시키는 데 유리하다. 또한, DMD나 LCD (Liquid Crystal Display)와 같은 디스플레이 장치를 이용하여 빛의 형태를 연속적으로 바꿔도록 하면, 유체 내부에 형성된 전기장의 형태와 이로 인해 발생하는 미세입자 및 유체의 운동을 자유자재로 제어할 수 있다 (그림 2) [8, 10].

본 연구팀에서는 LCD 위에 광전기유체소자를 접착시켜, 움직이는 LCD 영상을 이용하여 미세입자를 조작한 랩온어디스플레이 (Lab-on-a-display)라는 광전기유체역학 플랫폼을 개발한 바 있다 [10]. 빛 패턴을 형성시키는 영상 장치로써 LCD를 사용하였기 때문에, 비싸고 복잡한 광학장치들이 요구되는 DMD 기반의 시스템보다 휴대성을 극대화시킬 수 있었다. 그림 3은 LCD 위에서 조작되고 있는 직경 45 μm 인 폴리스티렌 (Polystyrene) 미세입자들을 보여 주고 있다. 그림에서 붉은 색으로 나타나 있는 이미지 부분은 LCD에 의한 빛이 광전도성 층을 통과하여 가상의 전극이 만들어진 상태이다. 전극 경계

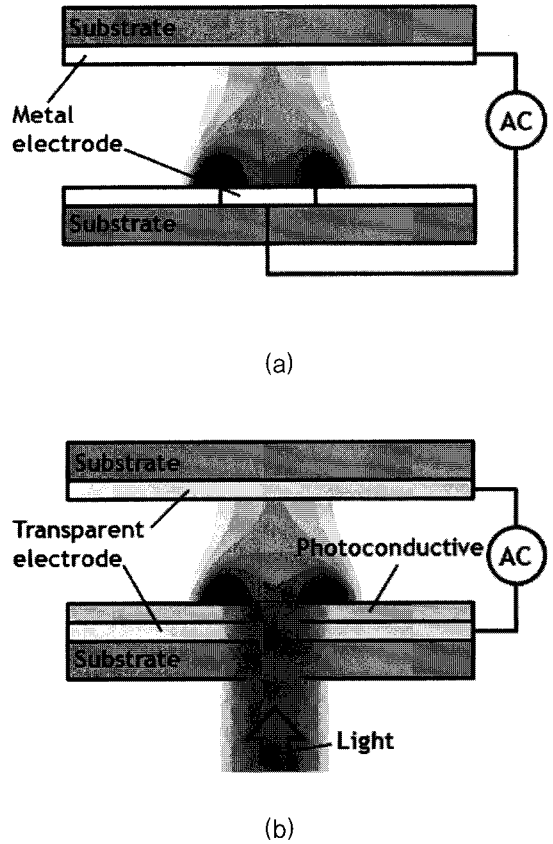


그림 1. (a) 패턴 전극을 이용한 일반적인 미세전자소자와 (b) 광전기유체소자의 단면도.

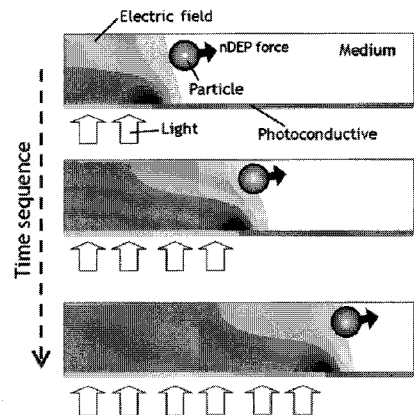


그림 2. 움직이는 빛 패턴에 의한 전기장의 변화와 음의 유전영동 (nDEP ; Negative Dielectrophoresis)에 의한 미세입자의 움직임.

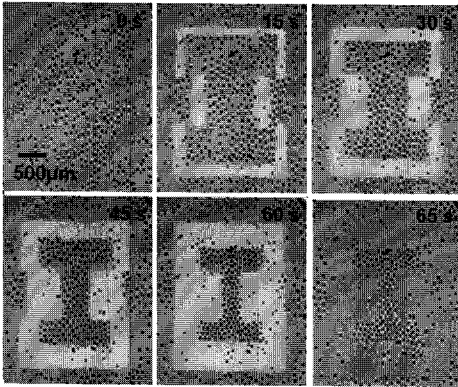


그림 3. LCD 위에서 조작되고 있는 직경 45 μm인 폴리스티렌 미세입자.

부분에서 전기장의 구배가 가장 크기 때문에 전극 경계에 가까이 있는 미세입자의 속도가 가장 빠르게 나타난다. 음의 유전영동의 영향을 받는 미세입자들이 빛으로부터 멀어지면서, 60초에 걸쳐 1.8 mm × 2.4 mm 크기의 'I' 라는 이미지를 만들고 있음을 보여 준다. 만들어진 미세입자에 의한 형태는 LCD 영상을 제거해도 그대로 유지됨을 알 수 있다 (65초). 이와 같이 LCD 위에 광전기유체소자를 접촉시킨 형태의 랩온어디스플레이 플랫폼은 렌즈와 같은 광학 장치를 요구하지 않고, LCD 면적을 그대로 활용할 수 있기 때문에, 대면적 프로세스를 수행하기 위한 휴대용 장치에 적합하다.

또한 본 연구팀에서는 LCD 기반 광전기유체역학 플랫폼의 미세입자 구동효율을 증가시키기 위하여, 광전기유체소자와 LCD를 현미경에 집적시킨 렌즈 집적형 (Lens-integrated) 플랫폼을 제작한 바 있다 (그림 4) [12]. 생물학 실험실에서 일반적으로 널리 사용되는 현미경에 단순히 LCD와 광전기유체소자만을 장착시킴으로써 손쉽게 구축할 수 있으며, 집광렌즈를 이용하여 LCD 영상을 축소시킴으로써 약 1 μm 해상도의 전극까지도 생성할 수 있고, 기존 장치보다 약 10배 정도 더 빠른 속도로 미세입자의 조작이 가능하다. 이러한 렌즈 집적형 LCD 기반 플랫폼에 자체 개발한 대화형 컨트롤 프로그램 (Interactive Control Program)을 적용하면 사용자가 키보드나 마우스로 LCD 영상을 조작함으로써 수 μm

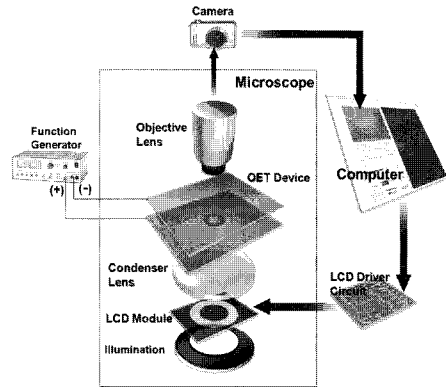
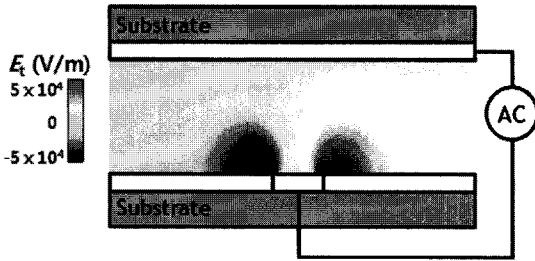


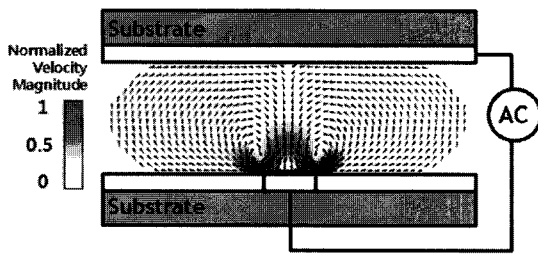
그림 4. 렌즈 집적형 LCD 기반 광전기유체역학 플랫폼의 개념도.

의 미세입자를 하나씩 포획하고 빠른 속도로 조작할 수 있다.

광전기유체역학 기술은 기본적으로 빛에 의해 유도된 전기동역학적 원리에 근거한 미세소자 기술이다. 따라서 샘플의 전기적 특성과 인가전압에 매우 의존하는 경향이 있다. 이에 본 연구진은 인가된 교류 전압의 주파수에 따라 달라지는 광전기 유체역학적 현상의 특성을 이용하여 크기가 다른 미세입자들을 자발적으로 분리되게 함과 동시에 빠른 속도로 농축시킨 연구결과를 얻은 바 있다 [9]. 이는 10 kHz 이상의 주파수 영역에서 주로 발생하는 유전영동과 10 kHz 이하의 낮은 주파수 영역에서 주로 발생하는 교류 전기삼투 (ACEO ; AC Electro-osmosis) 유동을 복합적으로 이용한 것이다. 교류 전기삼투란, 전해질 용액에 낮은 주파수의 교류전압을 인가하였을 때, 용액 속에 존재하는 이온들이 전극 표면으로 이동하여 전기이중층 (Electric Double Layer)을 형성하게 되고, 정접전기장 (Tangential Electric Field)의 영향으로 전극 표면을 따라 이동하게 되는 현상이다 [13]. 이 때 유체의 점성에 의하여 전체적인 유동이 발생하게 되는 것이다. 따라서 그림 5와 같이 서로 다른 크기의 전극 사이에 전압을 인가하면, 크기가 작은 전극의 경계에서 전극 안쪽 방향으로 가장 빠른 유동이 발생하게 되고, 주변의 유동이 전극 가운데에서 모이면서 상승유동이 발생하게 된다. 앞서 살펴본 유전영동력은 입자 지름의 세제곱에 비례하



(a)

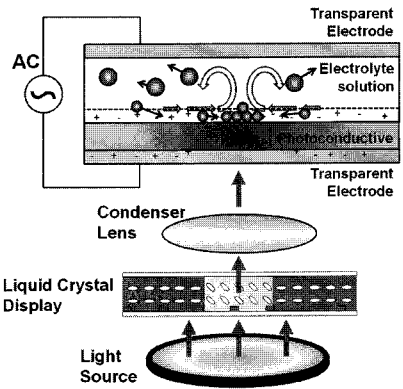


(b)

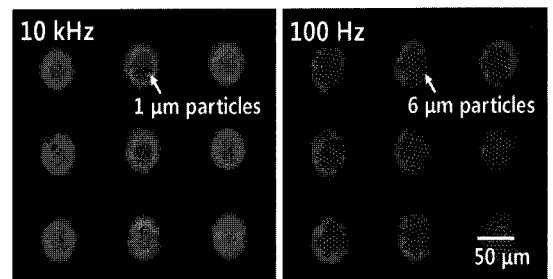
그림 5. (a) 서로 다른 크기의 전극 사이에 교류전압을 인가하였을 때 유체 내부에 형성되는 정접 전기장 (E_t ; Tangential Electric Field)과 (b) 이로 인한 전기삼투 유동의 시뮬레이션 결과.

므로, 상대적으로 크기가 큰 세포를 하나씩 정밀하게 조작할 때 유리한 반면, 유체의 이동을 이용하는 전기삼투를 이용하면 많은 수의 나노입자나 단백질 등을 빠른 속도로 농축하거나 조작할 수 있다. 이러한 두 가지 현상을 복합적으로 이용하면, 주파수에 따라 크기가 다른 미세입자들을 선택적으로 농축할 수 있다. 예를 들어, 10 kHz 교류 주파수 하에서는 6 μm 직경의 폴리스티렌 미세입자의 경우 음의 유전영동에 의해 LCD 영상 패턴으로부터 멀어지는 반면, 1 μm 직경의 미세입자는 교류 전기삼투에 의해 LCD

영상 패턴 방향으로 빠르게 농축되어 서로 간의 인력으로 인해 자기조립 (Self Assembly)된다. 100 Hz 주파수에서는 유전영동은 거의 영향을 미치지 않게 되고 교류 전기삼투 유동이 주로 나타나게 되는데, 6 μm 직경의 폴리스티렌 미세입자들 사이의 인력이 1 μm 직경의 폴리스티렌 미세입자들 간의 인력보다 상대적으로 강하기 때문에, 1 μm 미세입자들은 영상 패턴 밖으로 밀려나고, 6 μm 미세입자들만 농축되어 자기 조립된다. 이러한 현상을 이용하면 주파수를 바꾸어가며 서로 다른 크기의 미세입자를 선택적으로 분리하거나 빠른 속도로 농축할 수 있다 (그림 6).



(a)



(b)

그림 6. (a) 광전기유체역학을 이용한 미세입자 분리 장치의 개념도와 (b) 서로 다른 크기의 미세입자를 선택적으로 농축한 실험결과 사진.

3. 광전기유체소자의 바이오응용

최근 몇 년 동안 광전기유체역학 기반의 미세조작 기술을 이용하여 세포, 박테리아, DNA (Deoxyribonucleic Acid) 등 여러 가지 생체물질들을 조작하는 기술이 보고된 바 있다 [8, 12, 14-17]. 이러한 미세조작 기술은 단순한 생화학적 시료의 분리와 패터닝 (Patterning)은 물론, 박테리아의 물리, 화학적 성질 조사, 세포 및 분자 진단 기술 등 다양한 응용 분야에 활용될 수 있다. 예를 들어, 본 연구팀은 LCD 기반의 광전기유체역학 플랫폼을 이용하여 수많은 혈액세포들 중에서 특정 적혈구와 백혈구를 하나씩 포획하여 원하는 위치로 이동시키는데 성공하였다 [12](그림 7). 혈액세포의 경우 수백 kHz 주파수 조건에서 양의 유전영동을 나타내기 때문에 빛 패턴을 조사하면 주변의 세포가 유전영동력에 의해 빛 패턴쪽으로 끌려오게 된다. 따라서 원하는 세포를 향해 수 μm 크기의 작은 영상 패턴을 조사하면 하나의 세포를 정확하게 포획할 수 있고, 컴퓨터로 영상을 조작함으로써 세포를 원하는 위치로 옮길 수 있다. 뿐만 아니라, 작은 영상 패턴이 반복되는 어레이 형태의 영상을 조사하여 많은 수의 세포들을 동시에 포획하고, 프로그램화된 영상을 이용하여 특정 영역의 세포들만 한꺼번에 자동으로 이동시킬 수도 있

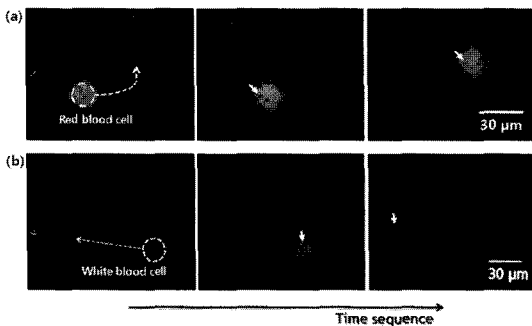


그림 7. 광전기유체소자를 이용한 단일 (a) 적혈구 및 (b) 백혈구 조작.

다. 이러한 기술은 많은 수의 적혈구 사이에서 관찰 또는 사용하고자 하는 하나의 백혈구만 선택하여 원하는 위치로 이동시킨 후 약물처리를 한다든지, 혹은 진단을 목적으로 정상 세포와 실시간으로 비교하거나, 특정 영역에 모아 단일 세포 수준에서 혈액학적 조사를 수행할 때 유용하게 쓰일 수 있다.

광전기유체소자 내에서 발생하는 양의 유전영동을 이용한 또 다른 응용 기술로써, 체외수정(In Vitro Fertilization)에 적용하기 위해 상대적으로 건강한 난자(Oocyte)를 자동으로 선별해 내는 기술을 구현한 바 있다 [16]. 본 연구팀의 실험결과에 따르면, 3일 동안 배지의 영양성분이 결핍된 상태로 보관된 난자의 경우, 정상 상태로 보관된 난자보다 훨씬 미약한 유전영동 특성을 나타내었다. 이는 비정상적인 난자일수록 세포막과 세포질의 전도도가 변화하여 난자의 유전 특성이 변하기 때문이다. 이러한 결과를 바탕으로 비정상적인 난자와 정상적인 난자를 미세 패턴전극에서 양의 유전영동을 이용하여 구분해낸 바 있다 [18](그림 8). 즉, 많은 수의 난자를 두개의 전극 중간 부에 배열시키고 전압을 인가하면, 상대적으로 건강하다고 판단된 난자들만 유전영동에 의해 전극 방향으로 이동하였다. 이는 상대적으로 정상적인, 즉 건강한 난자일수록 체외수정을 통해 만들어진 수정란 (Fertilized Egg)이 분열을 통해 배반포(Blastocyst)가 될 확률이 높다는 가정 하에, 확률 높은 체외수정과정을 위해 의미 있는 결과이다. 하지만 기존의 미세전자소자를 이용한 선별과정에서는 전문가의 손을 거쳐 많은 수의 난자를 일정한 위치에 고정시켜야만 하고, 또한 유전영동에 의해 이동한 난자들을 재수거하여야 하는 번거로움이 있었다. 이러한 전문가가 필요한 번거로운 수작업 없이 자동으로 난자들을 선별하도록 하기 위해 광전기유체역학 기술을 적용시켰다.

특히, 난자와 같이 상대적으로 크고 무거운 세포의 경우 중력(Gravity)의 영향을 많이 받게 되는데, 중력을 고려한 소자의 구조적 변화를 통해 더욱 향상된 분리 성능을 얻을 수 있었다. 그림 9와 같이, 광전도성 층이 아래쪽에 위치하는 일반적인 광전기유체소자의 구조(Gravity Mode)에서는 양의 유전영동을 나타내는 난자들이 중력과 함께 아래 방향으로

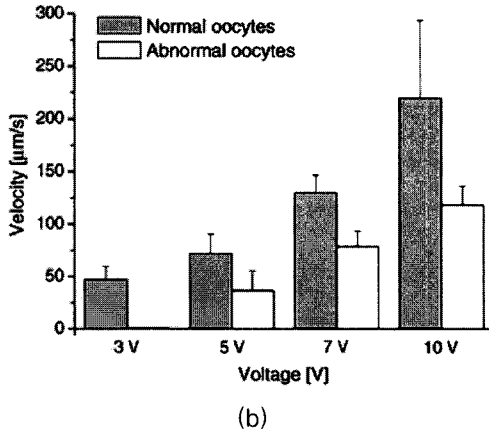
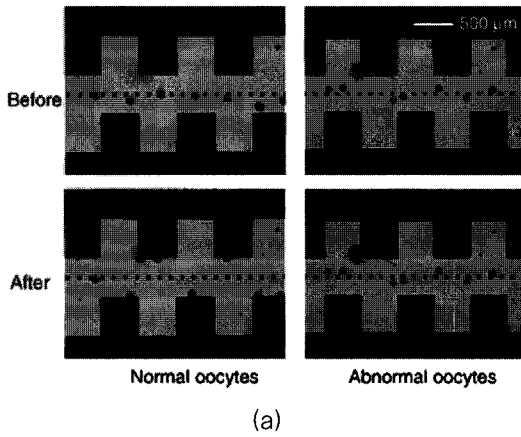


그림 8. (a) 미세 패턴전극을 이용한 정상 난자와 비정상 난자의 선별, (b) 전압에 따른 유전영동 속도 차이를 나타낸 그래프.

작용하는 유전영동력의 수직성분에 의해 힘을 받게 된다 [16]. 그렇게 되면, 움직이는 영상 패턴으로 난자를 움직일 때, 난자와 아래쪽 광전도성 층과의 상호작용이 큰 방해요소로써 작용하게 된다. 따라서 본 실험에서는 광전도성 층을 위쪽에 위치시킴으로써 (Anti-gravity Mode), 위쪽에서 끌어올리는 (Pulling-up) 양의 유전영동력을 사용하였다. 이 경우, 양의 유전영동력의 수직성분이 중력방향과 반대 방향을 향하게 되면서 중력의 영향을 어느 정도 상쇄시키게 되고, 난자와 아래쪽 전극간의 상호작용을 최소화함으로써, 난자의 구동 성능을 2배 이상 증가

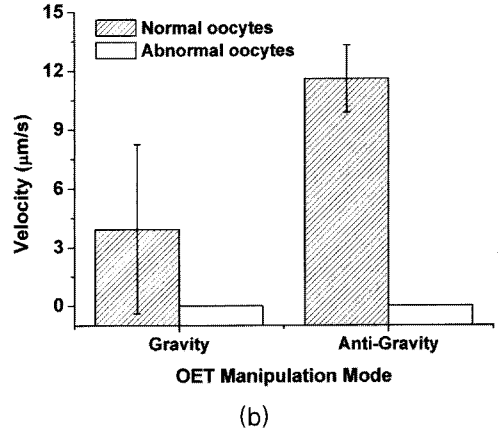
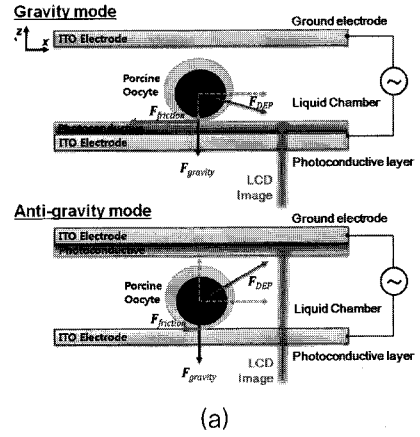


그림 9. (a) 광전기유체역학 기술을 이용한 난자 선별 방식의 개념도, (b) 두 가지 선별 방식에서의 정상 난자와 비정상 난자의 유전영동 속도를 나타낸 그래프.

시킬 수 있었다. 이러한 기술은 난자 선별을 위해 외부 환경에 노출되는 시간을 줄임으로써, 성공적인 체외수정을 위한 자동화 시스템으로 널리 사용될 수 있을 것이다.

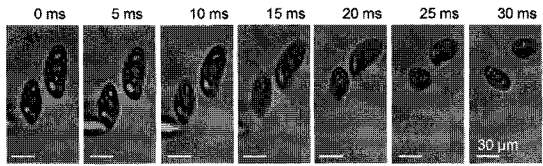
광전기유체소자 내에서는 앞서 언급한 유전영동이나 교류 전기 삼투뿐만 아니라, 전기배향 (Electro-orientation) 현상도 관찰할 수 있다. 전기배향은 주로 타원형 (Elliptical) 또는 막대형 (Rod-like)의 모양을 지닌 물체가 균일한 전기장 내에 존재할 때 관찰할 수 있는 현상으로써, 분극화에 의해 토크



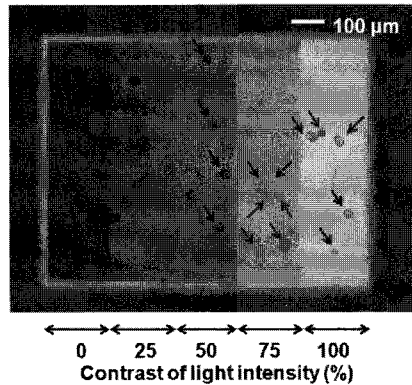
(Torque)가 발생하여 물체가 전기장 방향으로 배향되는 현상을 말한다 [4]. 본 연구팀은 광전기유체소자에 조사되는 LCD 영상을 조절하여, 국소적으로 빛의 밝기를 다르게 조사되도록 하였다. 그 결과, 유체 내부의 수직 전기장의 세기를 위치마다 다르게 제어할 수 있었다. 이러한 그레이스케일 (Grayscale) 광전기유체역학 플랫폼을 이용하여, 운동성 (Motility)을 지닌 섬모충 (Tetrahymena Pyriformis)의 수평 운동을 제어하고, 그 운동성 변화를 측정할 수 있는 방법을 제안하였다 [17](그림 10). 섬모충은 온몸이 섬모로 둘러싸인 원생동물로써 뛰어난 운동성을 지니고 있다. 그렇게 때문에 외부자극에 의한 반응을 관찰하는데 적합하다. 활발히 움직이고 있는 섬모충들이 존재하는 유체방울을 광전기유체소자에 주입하고, 다양한 밝기의 영상을 조사하였을 때, 빛의 밝기가 밝은 영역일수록 수직 전기장의 세기가 세기 때문에, 더 많은 수의 섬모충들이 전기배향에 의해 수직방향으로 서게 되는 것을 관찰할 수 있었다. 본래 수평운동을 하던 섬모충들이 수직방향으로 배향되자, 전기장에 의한 토크로 인해 수평운동을 할 수 없게 되면서 한 자리에 포획이 되는 결과를 얻을 수 있었다. 이 상태에서 섬모충의 운동성을 증가 또는 감소시키는 약물을 주입한 후, 전기배향력을 이겨내고 운동성이 증가하거나, 전기배향력에 의해 포획되는 개체들을 관찰함으로써, 섬모충의 운동성 변화를 간접적으로 측정할 수 있게 된다.

4. 결론 및 전망

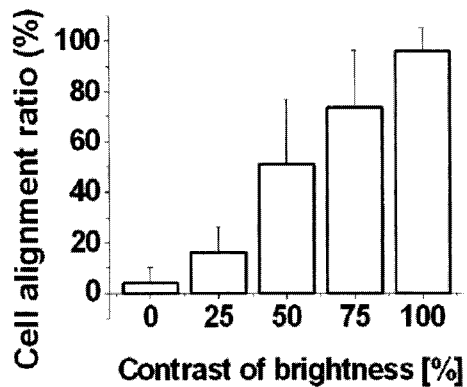
본고에서는 광전기유체역학을 이용한 미세조작 기술 및 이를 이용한 바이오 응용 예를 기술하였다. 광전기유체역학 기술은 빛 또는 움직이는 영상 패턴을 이용하여 유전영동과 같은 전기동역학적 원리를 유도하고 제어하기 위한 기술로써, 미세조작을 위한 기존의 미세전자소자보다 진일보한 새로운 미세조작기술이라고 볼 수 있다. 광전기유체역학 기술은 광학, 전자, 기계, 화학의 융합기술로써 생물, 의료, 나노 기술 등 다양한 분야에 널리 활용될 것으로 기대된다. 다양한 분야의 지식이 접목된 융합 기술인



(a)



(b)



(c)

그림 10. (a) 전기장에 의한 섬모충의 전기배향, (b) 각기 다른 밝기의 빛을 이용한 섬모충 전기배향 실험 장면, (c) 빛의 밝기와 배향되는 섬모충 수의 관계.

만큼 본 기술을 바라보는 관점도 매우 다양하며, 그 잠재가치 또한 무한하다. 따라서 아직 개념 정립이 더 필요한 기술의 태동기임에도 불구하고, 세계적인

로 많은 주목을 받고 있으며, 하나의 새로운 학문 분야로써 인정받고, 활발한 연구가 이루어지고 있다.

본 연구팀은 광전기유체역학 기술을 이용함으로써, 유전영동, 교류 전기삼투, 전기배향 등의 다양한 전기동역학적 현상들을 빛 또는 움직이는 영상 패턴을 이용하여 자유자재로 제어할 수 있었으며, 이를 통해 여러 바이오응용 기술들을 개발할 수 있었다. 이제 단순히 조작 기술로써의 기능을 뛰어넘어, 바이오센서와 미세채널의 집적화, 미세 조작을 통한 새로운 생체물질 검출 기술 개발 등을 통해 새로운 응용 분야를 창출한다면, 그 기술적 가치가 더욱 커질 것으로 기대된다.

참고 문헌

- [1] G. M. Whitesides, "The origins and the future of microfluidics", *Nature*, Vol. 442, pp. 368-373, 2006.
- [2] P. S. Ditttrich and A. Manz, "Lab-on-a-chip: microfluidics in drug discovery", *Nat. Rev. Drug Discov.*, Vol. 5, pp. 210-218, 2006.
- [3] N. G. Green, A. Ramos, and H. Morgan, "AC electrokinetics: a survey of sub-micrometre particle dynamics", *J. Phys. D Appl. Phys.*, Vol. 33, pp. 632-641, 2000.
- [4] T. B. Jones, *Electromechanics of Particles*, Cambridge University Press, Cambridge, 1995.
- [5] S. Choi, J.-K. Park, "Microfluidic system for dielectrophoretic separation based on a trapezoidal electrode array", *Lab Chip*, Vol. 5, pp. 1161-1167, 2005.
- [6] N. Manaresi, A. Romani, G. Medoro, L. Altomare, A. Leonardi, M. Tartagni, and R. Guerrieri, "A CMOS chip for individual cell manipulation and detection", *IEEE J. Solid-St. Circ.*, Vol. 38, pp. 2297-2305, 2003.
- [7] R. C. Hayward, D. A. Saville, and I. A. Aksay, "Electrophoretic assembly of colloidal crystals with optically tunable micropatterns", *Nature*, Vol. 404, pp. 56-59, 2000.
- [8] P. Y. Chiou, A. T. Ohta, and M. C. Wu, "Massively parallel manipulation of single cells and microparticles using optical images", *Nature*, Vol. 436, pp. 370-372, 2005.
- [9] H. Hwang and J.-K. Park, "Rapid and selective concentration of microparticles in an optoelectrofluidic platform", *Lab Chip*, Vol. 9, pp. 199-206, 2009.
- [10] W. Choi, S.-H. Kim, J. Jang, and J.-K. Park, "Lab-on-a-display: a new microparticle manipulation platform using a liquid crystal display (LCD)", *Microfluid. Nanofluid.*, Vol. 3, pp. 217-225, 2007.
- [11] D. G. Grier, "A revolution in optical manipulation", *Nature*, Vol. 424, pp. 810-816, 2003.
- [12] H. Hwang, Y.-J. Choi, W. Choi, S.-H. Kim, J. Jang, and J.-K. Park, "Interactive manipulation of blood cells using a lens-integrated liquid crystal display based optoelectronic tweezers system", *Electrophoresis*, Vol. 29, pp. 1203-1212, 2008.
- [13] R. F. Probstein, *Physicochemical Hydrodynamics: An Introduction*, 2nd ed., Wiley and Sons, Inc., New York, 1994.
- [14] M. Hoeb, J. O. Radler, S. Klein, M. Stutzmann, and M. S. Brandt, "Light-induced dielectrophoretic manipulation of DNA", *Biophys. J.*, Vol. 93, pp. 1032-1038, 2007.
- [15] P. Y. Chiou, A. T. Ohta, A. Jamshidi, H. Y. Hsu, and M. C. Wu, "Light-actuated AC electroosmosis for nanoparticle manipulation", *J. Microelectromech. Syst.*, Vol. 17, pp. 525-531, 2008.
- [16] H. Hwang, D.-H. Lee, W. Choi, and J.-K. Park, "Enhanced discrimination of normal oocytes using optically induced pulling-up dielectrophoretic force," *Biomicrofluidics*, Vol. 3, pp. 014103, 2009.
- [17] W. Choi, S.-W. Nam, H. Hwang, S. Park, and J.-K. Park, "Programmable manipulation of motile cells in optoelectronic tweezers using a grayscale image," *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 93, pp. 143901, 2008.
- [18] W. Choi, J.-S. Kim, D.-H. Lee, K.-K. Lee, D.-B. Koo, J.-K. Park, "Dielectrophoretic oocyte selection chip for in vitro fertilization", *Biomed. Microdevices*, Vol. 10, pp. 337-345, 2008.

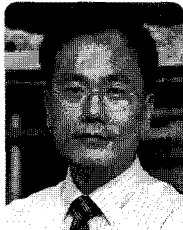


저|자|약|력



성 명 : 황현두

- ◆ 학 력
- 2006년 KAIST 바이오시스템학과 공학사
- 2007년 KAIST 바이오및뇌공학과 공학석사
- 현재 KAIST 바이오및뇌공학과 공학박사 과정



성 명 : 박제균

- ◆ 학 력
- 1986년 서울대 식품공학과 농학사
- 1988년 서울대 대학원 식품공학과 농학석사
- 1992년 KAIST 생물공학과 이학박사

- ◆ 경 력
- 1992년 - 1995년 금성중앙연구소 기초연구2실 선임 연구원
- 1996년 - 1997년 Johns Hopkins Univ., Dept. of Biomedical Eng. 박사 후 연구원
- 1996년 - 2002년 LG전자기술원 Bio Electronics 그룹 책임연구원
- 2002년 - 2009년 KAIST 바이오및뇌공학과 부교수
- 2006년 - 현재 KAIST 바이오및뇌공학과 학과장
- 현재 KAIST 바이오및뇌공학과 교수

