

마이크로 채널 내에서의 유전영동을 이용한 입자의 연속적인 분리에 대한 연구

류정은* · 강관형†

Study on Continuous-Flow Particle Separation in a Microchannel using Dielectrophoresis

Jeongeun Ryu and Kwan Hyoung Kang

Abstract. In this work, a dielectrophoresis-based particle-separation device is developed which is to be used to continuously separate particles in microchannels. We fabricated the particle-separation device with combining the benefits of electrode-based DEP and insulator-based DEP. The DEP forces are generated by an array of electrodes located in both sidewalls of a main channel. According to the magnitude and frequency of electrical signals, particles with different dielectric properties experience different DEP forces, and therefore, continuously move along different streamlines in the main flow channel without need of pre-focusing process. Based on this mechanism, we examined the performance of the device by controlling the trajectory of polystyrene particles. This device is applicable to the investigation of dielectric properties of biological cells as well as the continuous separation of biological cells.

Key Words: Microchannel(마이크로 채널), Dielectrophoresis(유전영동), Continuous Separation(연속적인 분리)

1. 서 론

미세종합분석시스템(micro total analysis system, μ TAS)은 플라스틱이나 유리, 실리콘 등의 표면에 용액이 흐를 수 있는 미세 채널을 만들거나 미세 액적의 거동을 조절할 수 있는 전극 구조를 제작하여 시료의 전처리, 분리, 회석, 혼합, 생화학반응, 검출 등의 여러 작업을 소형화, 집적화 시킨 시스템이다. 여러 기능이 통합된 미세유체시스템을 개발하기 위해서 현재, 특정 기능을 수행하는 단위 소자의 개발이 활발하게 이루어지고 있다⁽¹⁾.

특히 미세유체시스템의 작동에 있어서 생체 입자 및 여러 종류의 고체 입자의 분리는 매우 중요한 단위 과정이다. 입자의 거동을 제어하기 위해 다양한 원리들이 적용되어 왔으나, 그 중 유전영동(dielectrophoresis,

DEP)^(2, 3)을 이용한 방법은 세포와 같은 생체 입자를 분리하는 목적에 효과적이다. 유전영동력은 전기장 세기의 비균일성으로 인해 발생된다. 또한, 유전영동력은 전기장 세기의 구배 방향에 대하여 입자 양단에 걸리는 힘에 차이가 나게 되어 발생하는 힘이다. 이 힘의 크기와 방향은 입자의 크기, 전기적 특성, 외부에서 인가해주는 전기장의 주파수에 의해 결정된다^(4, 5). 따라서 유전영동력을 이용하면 낮은 전압을 인가하더라도 입자에 충분한 힘을 가할 수 있으며 입자의 분리를 위해 입자에 별도로 표지를 다는 작업(labeling)을 할 필요가 없다. 실제로 유전영동을 이용하여 살아있는 효모와 죽은 효모, 정상(normal) 세포와 암 세포^(6, 7), 정상 상태의 혈액 세포와 감염된 혈액 세포, 혈액 중의 백혈구와 적혈구를 분리하는 것이 가능하다^(8, 9).

DEP를 이용한 입자의 분리는 통상적으로 전극 기반(electrode-based) DEP 방식으로 이루어져 왔다. 이 방식은 마이크로 채널 내부에 특정 형상을 갖는 금속 전극들을 적절히 배치하여 비균일한 전기장을 형성시키고, 교류 전기신호를 인가하여 DEP를 발생시키는 방

†포항공과대학교 기계공학과 교수
E-mail : khkang@postech.ac.kr

*포항공과대학교 기계공학과

식이다^(10, 11). 그러나 이러한 전극 기반 DEP 방식은 전극 표면에 입자들이 달라붙거나 전기 분해로 인해 기포가 발생하여 채널이 막히는 문제가 있다. 이러한 문제를 극복하고자 전극은 채널의 외부에 설치하되 채널 내에 절연체를 설치하여 불균일한 전기장을 만드는 eDEP(electrodeless dielectrophoresis)^(12, 13) 또는 iDEP(insulator-based dielectrophoresis), 또는 주로 DC를 사용하므로 DC-DEP라고 불리는 방식이 개발되었다^(14, 15). iDEP는 전극 기반 DEP 방법에서 나타나는 문제로부터 비교적 자유로우며 그 구조가 간단하고 화학적으로 내구성이 강하다는 장점을 가진다. 그러나 전극이 주로 리저버(reservoir)에 설치되어 전극 간의 간격이 크기 때문에 시스템의 임피던스가 증가하여 충분한 세기의 고주파 전기장을 인가하는 것이 매우 어렵다는 제한이 있다.

본 연구에서는 입자 및 세포의 효과적인 분리를 위해 전극 기반 DEP와 iDEP의 개념을 접목시킨 실험 장치를 제작하였다⁽¹⁶⁾. 또한 이 실험 장치에 전기장을 인가해 주었을 때 입자 거동에 유효한 유전영동력이 발생함을 확인하였고, 마이크로 채널 내의 입자의 궤적을 조절하고 자동정렬 시킴으로써 본 장치의 특성과 성능을 검토하였다. 본 연구는 세포의 분리에 앞서 입자를 효율적으로 분리하기 위한 것으로서, 별도의 전처리를 거치지 않고도 세포를 효과적으로 분리하는 작업은 물론 세포의 전기적 특성을 분석하는 연구에 본 연구 결과를 활용할 수 있을 것으로 기대된다.

2. 실험장치 설계, 제작 및 실험방법

2.1 실험장치 설계시의 중요 고려요소

입자 및 세포가 중심 채널(main channel)을 통해 이동하는 중에 효과적으로 유전영동력을 받아 전기적인 특성에 따라 연속적으로 분리될 수 있도록 하기 위해, 전극 기반 DEP와 iDEP의 개념을 접목시켜 전극이 마치 벽면에 있는 것과 같이 기능하도록 가상 전극을 구현하였다. 채널 양단에 각각 15개의 전극을 배열하고 중심 채널과 겹가지 채널로 이루어진 PDMS 마이크로 채널이 배치되도록 하였다.

겹가지 채널의 입구로부터 최적화된 거리로 떨어진 밀면에 배열된 전극 구조를 통해 전체 마이크로 채널 모듈 내의 특정 위치에 전기 신호를 인가하였다. 또한 경계면에서의 콘텐서 효과를 증가시켜서 상대적으로

낮은 주파수의 전기 신호를 인가했을 때에도 채널 내에 더 많은 전류가 주입될 수 있도록 하여 iDEP의 한계점을 극복하였다. 또한 절연구조로써 기능하는 PDMS 채널은 금속 전극을 밀면에 배치시켜 전극 기반 DEP의 문제점을 최소화시키면서도 중심 채널의 측면에 전극이 있는 것과 거의 비슷한 전기장 분포를 갖도록 해 전극 기반 DEP가 가지고 있는 장점을 살렸다. 본 연구에서는 실험 장치 제작의 측면에서 채널의 옆면에 전극이 배치되도록 하는 까다로운 작업을 피하면서 겹가지 채널의 입구 벽면이 큰 등전위면이 되도록 하는 ‘가상 전극’을 구현하여 중심 채널에서 유전영동력을 이용할 수 있도록 했다.

본 실험장치 상에서는 전극 구조에 낮은 주파수의 교류 신호를 인가해줄 때 마이크로 채널에서 이동하던 입자 및 세포에 음의 유전영동력이 작용하여 각각 채널의 반대쪽으로 힘을 받게 된다. ‘가상 전극’ 효과로 입자는 채널 높이 방향으로의 어떤 지점에서든 같은 유전영동력을 받게 되어, 입자의 높이 방향으로의 위치에는 상관 없이 입자의 궤적 제어를 할 수 있다. 또한 Fig. 1의 전극 구조를 이용하면 채널 양단에서 실선의 전기력선으로 표현되는 두 개의 다른 전기장을 형성시킬 수 있으며 여러 주파수를 겹합한 신호를 인가함으로써 다양한 유전영동력을 발생시킬 수도 있다.

본 연구의 실험장치는 중심 채널을 통해 흐르는 직경이 10 μm 내외인 입자나 세포가 효과적으로 유전영동력을 받아 연속적으로 분리될 수 있도록 설계되었다.

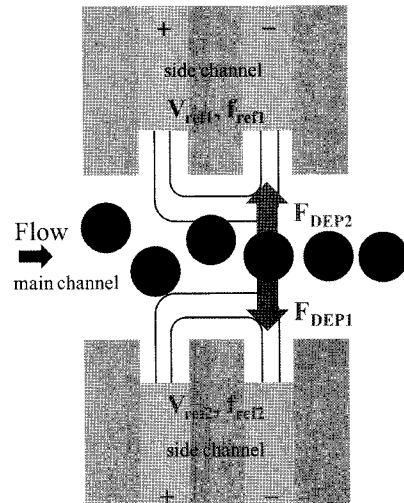


Fig. 1. Conceptual figure of ‘virtual electrode’

분리하고자 하는 입자나 세포의 크기를 고려하여 중심 마이크로 채널의 크기는 폭 50 μm , 깊이 50 μm 의 단면적을 갖도록 하였으며 효과적인 전기장 형성 및 중심 채널에서의 유체의 흐름을 고려하여 곁가지 채널의 폭을 40 μm 로 제작, 중심 채널과 거의 동일한 폭을 갖도록 하였다⁽¹⁷⁾. 충분히 입자 및 세포의 체적을 조절하는 것이 가능하게 하면서도 전체 모듈의 크기를 고려하여 전극의 수는 각각 15개로 제한하였다. 또한 효과적인 전기장의 형성과 장치의 원활한 구동을 위해서 전극 구조와 채널이 정확하게 정렬된 마이크로 채널 모듈의 제작이 가능하도록 하였다. 인가 가능한 전압의 크기와 채널 규격의 최적화를 통해 다양한 크기의 입자나 세포의 효율적인 조작이 가능하다.

2.2 마이크로 채널 모듈 제작

본 연구에 사용된 전극 구조와 마이크로 채널은 감광물질(photoresist, PR)을 이용한 기본적인 식각공정(lithography)과 선택적인 습식 에칭(wet etching)을 통해 제작되었으며, 그 제작과정은 Fig. 2에 나타나있다.

전극구조 제작을 위해 20 nm 두께의 크롬(Cr)과 200 nm 두께의 금(Au)을 차례로 증착시킨 유리 웨이퍼(4' pyrex wafer) 위에 PR(AZ 5214)를 입히고 (Fig. 2b), 원하는 전극 형상이 들어있는 마스크를 고정 한 후 UV광으로 노광한다(Fig. 2c). 노광된 영역을 PR 현상액(AZ 300MIF)를 이용하여 현상하고 (Fig. 2d) 원하는 전극형상 부분을 막아둔 상태로 금 에칭액(TFA), 크롬 에칭액(Cr7SK)을 가지고 원하는 전극 형상 이외의 부분을 제거한다(Fig. 2e). 최종적으로 AZ remover를 이용하여 PR을 제거해내면 유리 웨이퍼 상에 원하는 전극구조를 얻을 수 있다(Fig. 2f).

채널-전극구조 결합의 용이성과 곁가지 채널에 용액을 채워 넣는 용이성을 고려하여 본 연구에 사용된 마이크로 채널은 PDMS(poly-dimethyl-siloxane)로 제작되었다. 실리콘 웨이퍼(Si wafer)(Fig. 2g)위에 PR(SU-8)을 입히고 (Fig. 2h), 약하게 구운 후 마스크 aligner를 이용하여 채널 형상이 들어있는 마스크를 고정 한 후 UV광으로 노광한다(Fig. 2i). 노광된 영역을 PR 현상액(SU-8 developer)를 이용하여 현상하면 PDMS 마이크로 채널을 제작하기 위한 주형이 완성된다(Fig. 2j). 이렇게 완성된 틀 위에 두께가 2 mm 정도 되도록 PDMS를 붓고 굳힌 뒤, PDMS를 틀로부터 분리해 낸다(Fig. 2k). 앞서 제작한 전극구조를 길이 약 30 mm, 너비 약

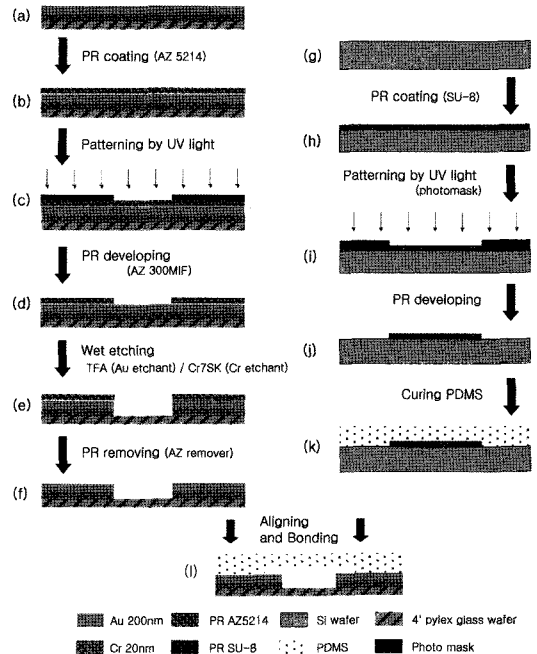


Fig. 2. Fabrication process of the microchannel module.

30 mm의 채널 구조와 정렬하여 플라즈마로 처리한 후 붙이면 본 실험 장치가 완성된다(Fig. 2l). Fig. 3에는 완성된 마이크로 채널 모듈 사진이 나타나있다.

2.3 마이크로 채널 모듈 주변부 인터페이스

마이크로 채널 내로 일정한 유량을 주입시키기 위하여 실린지 펌프(KDScientific, Kd S 310 Plus Nanoliter Syringe Pump)를 사용하였다. 채널의 입·출구와 실린지 펌프를 내경 1/16 인치의 실리콘 튜브로 연결하고 1 ml 용량의 실린지에 들어있는, 입자가 분산된 유체를 마이크로 채널 내부로 흐르게 하였다.

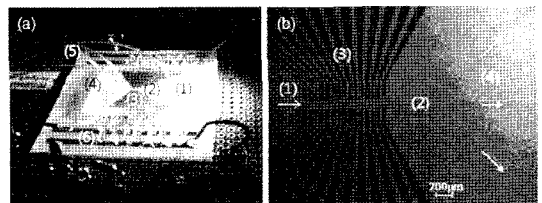


Fig. 3. DEP Chip (a) and the arrangement of working electrodes in the microchannel module (b): (1) inlet, (2) PDMS microchannel, (3) Au electrodes, (4) three outlets, (5) tubings for the fluid flow, and (6) wiring for applying the electrical signal.

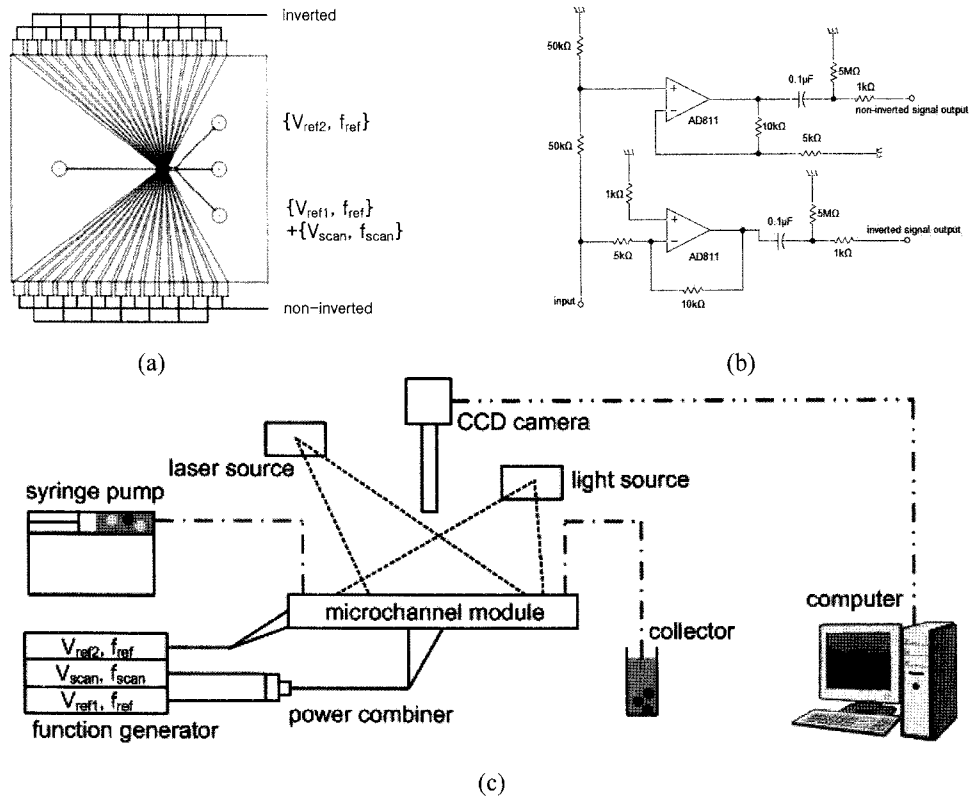


Fig. 4. Electrode wiring diagram (a), electrical circuit diagram (b) and experimental setup (c).

Fig. 4a와 같이 마이크로 채널 모듈 내의 양 단에 위치하는 걸가지 채널 바닥면에 배치된 각 전극에 위상차가 180° 인 교류 전기신호를 인가해 주기 위해, PCB 기판 위에 연산증폭기(High Performance Video OpAmp AD811)를 이용해, 반전 증폭기(inverted op-amp)와 비반전 증폭기(non-inverted op-amp)로 이루어진 전기 회로를 구성했다(Fig. 4b). PCB 기판 위에 구성된 전기 회로의 입력단에는 함수발생기(Agilent 33220A)를 연결하여, 함수발생기에 지정된 전압과 주파수를 갖는 전기 신호가 각 전극으로 전달되도록 했다. 특정 전극 열에 고주파와 저주파의 신호가 동시에 인가될 수 있도록 하기 위해 전력 합성기(power combiner)를 이용하였다. 또한 동일한 신호가 인가되어야 하는 전극들과, 별도로 제작된 PCB 기판 위 각각의 전극선들을 납땀하여 전기 회로의 출력단과 마이크로 채널 모듈의 전극 구조를 연결, 채널 내 전극에 원하는 전기신호가 인가될 수 있도록 하였다.

2.4 실험 장비의 구성 및 실험 방법

본 장치에서 입자 제적을 제어할 만한 유전영동력이 발생하는지를 확인하기 위해 직경이 10 μm인 형광 폴리스티렌 입자를 이온이 제거된 3차 증류수(deionized water)에 0.02 g/15 ml의 농도로 분산시켰다. 폴리스티렌 물질의 전도도와 유전상수가 물에 비해 매우 낮기 때문에 폴리스티렌 입자의 CM factor⁽¹⁸⁾는 고정된 상수값 -0.5을 갖는다. 붉은 형광색을 내는 직경 10 μm인 폴리스티렌 입자의 제적을 가시화하기 위해서 Fig. 4c와 같이 실험장치를 꾸몄다. 그림의 실선은 함수 발생기(function generator)와 신호 합성기(power combiner)를 통해, 제작한 마이크로 채널 모듈의 전극부에 전기 신호가 인가되도록 꾸민 전기 인터페이스를 나타낸다. 또한 마이크로 채널 모듈에 입자를 분산시킨 용액을 주입하기 위한 실린지 펌프와 실린지 펌프로부터 연결된 튜브를 포함하는 유체 인터페이스는 선점선(dash dot line)으로 나타내었다. 마이크로 채널 모듈 내에서

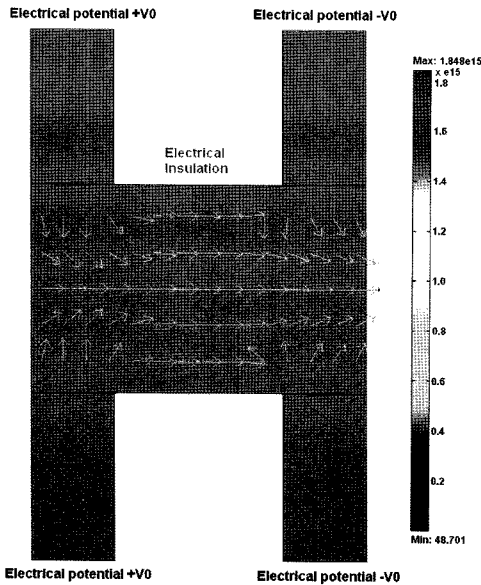


Fig. 5. Numerical simulation of the magnitude of electric field and the particle velocity.

전기력을 받아 움직이는 입자의 궤적을 확인하기 위해서 0.75배부터 4.5배까지의 배율을 사용할 수 있는 경통렌즈를 사용하였고 고성능 디지털 카메라 (Lumenera corporation, Infinity 2)를 이용하였다. 또한 채널 구조와 채널을 흐르는 형광입자를 동시에 확인하기 위해 LED 광원과 532 nm 파장의 레이저 광원을 배치하였다.

3. 결과 및 검토

3.1 전기장의 수치해석

본 실험에서 사용된 채널 내에서 입자가 받게 되는 유전영동력을 계산하려면 먼저 마이크로 채널 내에 형성되는 전기장의 분포를 알아야 한다. 전기장의 분포를 해석하기 위해서 유한요소법(FEM) 기반의 상용 소프트웨어인 COMSOL Multiphysics®를 이용하여 수치 해석을 수행하였다. 채널의 구조가 반복적이고 대칭인 구조를 갖기 때문에 전체 구조 중 일부 구조, 즉 Fig. 5와 같이 양 단에 위치한 각각의 절연 블록 구조와 블록을 기준으로 양 옆에 위치한 전극의 절반에 대해서 수치 해석을 수행하였다.

전기장을 해석하기 위해서, 유체의 전기전도도는 0.01 S/m, 상대 유전상수 값은 deionized water에 해당하는 78.5로 설정하였다. 또한 PDMS 절연 채널 부분

은 electrical insulation으로 경계조건을 주었다. 전극 부분에는 실제 실험 시 전극에 인가할 수 있는 최대 크기의 전압인 +12 V_{rms}와 -12 V_{rms} 값을 전극 부분의 경계조건으로 설정하여 수치 해석을 수행하였다. 실험시 인접한 전극에 180° 위상차를 갖는 교류신호를 인가하게 되므로 인접한 전극에는 동일한 크기의 전위를 주되 서로 다른 부호를 갖게 하여 위상차를 주었다. 절연 블록 구조의 꼭지점 부근에는 특히 조밀하게 격자를 형성시켰다 (Fig. 5 참조).

COMSOL Multiphysics®의 AC/DC - In Plane Electric Currents 모듈에서 전기장을 해석하면, Fig. 5에 나타난 바와 같이 절연 블록 구조의 꼭지점 부근에서 전기장의 크기가 크다. 전기장의 구배에 의해 발생하는 유전영동력과 유체의 저항력을 고려하여 채널 내에서 입자가 받는 속도를 다음의 식 (1)을 이용하여 구하였고 이를 화살표로 나타내었다.

$$F_{DEP} = 6\pi\eta a(v - v_{flow}) \quad (1)$$

위에서 η 는 매질 용액의 점도(viscosity)를 나타내며, a 는 입자의 반경, v 와 v_{flow} 는 각각 입자의 속도와 유속을 나타낸다.

3.2 유효한 유전영동력의 발생

유동이 없는 상태에서 채널 내에 위치한 직경이 10 μm 인 형광 폴리스티렌 입자들의 움직임을 가시화함으로써 본 실험 장치의 채널 구조에서 크기 10 μm 인 입자를 움직이게 할 만한 충분한 전기력이 발생된다는 것을 확인할 수 있었다. Fig. 6b에 나타나 있듯이 위쪽에 배치된 전극에 50 kHz, 3.5 V_{rms}의 교류 전기

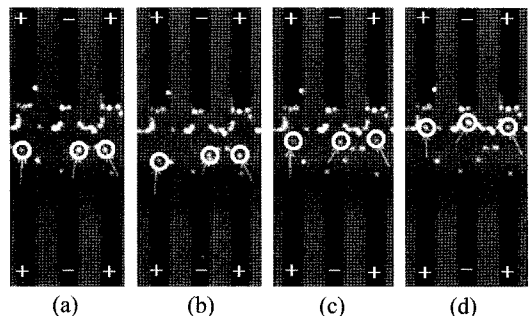


Fig. 6. The movement of dielectric particle with diameter of 10 μm due to an effective dielectric force in the microchannel structure.

신호를 인가해주었을 때 입자는 아래쪽의 채널 벽면 쪽으로 밀려나는 음의 유전영동력을 받게 되며, Fig. 6d에서처럼 아래쪽에 배치된 전극에 50 kHz, 3.5 V_{rms}의 교류 전기 신호를 인가해주게 되면 음의 유전영동력을 받아 입자는 위쪽의 채널 벽면 쪽으로 이동했다. 위쪽과 아래쪽에 배치된 각 전극에 50 kHz, 3.5 V_{rms}의 교류 전기 신호를 인가해주면 각각의 전극과 절연 블록 채널로부터 발생하는 음의 유전영동력이 평형을 이루는 채널의 중앙으로 입자가 이동했다 (Fig. 6c 참조). 그 밖에 전극에 교류 신호를 인가하였을 때 입자가 전기력을 받아서 특정 모양의 클러스터 형태와 분산된 상태를 반복하는 모습을 확인할 수 있었다.

3.3 입자 궤적의 조절과 정렬 가시화

입자 궤적의 조절은 중심 채널을 기준으로 결가지 채널에 배치된 양 단에 배치된 두 쌍의 전극열 구조에 전기 신호를 인가함으로써 가능했다. 각 단에 배치된 전극열 구조는 중심 채널에서 이동하는 직경이 5 μm, 10 μm인 폴리스티렌 입자가 맞으면 벽면으로 밀려나

는 힘을 받도록 했다. 따라서 양 단의 전극열에 인가하는 전기 신호의 크기에 따라 입자에 가해지는 힘들이 평형을 이루는 지점이 달라졌으며 입자의 이동궤적은 힘의 평형 지점에 따라 결정되었다.

각각의 전압의 크기 $V_{ref,1}$ 와 $V_{ref,2}$ 는 중심 채널에서 입자에 가해지는 두 개의 단일 주파수 유전영동력인 $F_{DEF,1}$ 과 $F_{DEF,2}$ 의 크기를 결정한다. 양 단의 결가지 채널에 배치된 전극에는 동일한 주파수의 교류 전기 신호가 인가된다. 한편 양단에 나란히 배치된 각각 15개의 전극에는 자체 제작한 반전과 비반전의 증폭 회로를 통해 차례로 위상차가 180° 인 교류 전기신호가 인가되게 된다. 채널 내에서 입자 궤적의 조절은 양 단에 인가된 전압의 크기비, $\lambda = V_{ref,1}/V_{ref,2}$ 에 의해 결정된다. $\lambda < 0$ 이면 입자는 채널의 중심으로부터 $V_{ref,1}$ 이 인가된 전극쌍 쪽으로 치우친 유선을 따라 이동하게 되며, $\lambda < 0$ 인 경우, 입자의 궤적은 채널의 중심으로부터 $V_{ref,2}$ 가 인가된 전극쌍 쪽으로 치우친 유선이 된다. $\lambda = 0$ 인 경우, 입자는 채널의 중앙에서 $V_{ref,1}$ 이 인가된 전극쌍 쪽과 $V_{ref,2}$ 가 인가된 전극쌍 쪽으로 같은 크기의 유전영동력을 받게 된다. 따라서 입자들은 채널의 중앙에 정렬될 수 있다.

Fig. 7는 유동이 있을 때, 직경이 5 μm 인 폴리스티렌 입자가 인가된 전기신호에 의해 형성된 전기장 하에서 힘을 받아 이동하는 모습을 나타낸다. Fig. 7a는 함수발생기로부터 위쪽에 배치된 전극에 50 kHz, 1 V_{rms}의 전기신호를, 아래쪽 전극에 50 kHz, 1 V_{rms}와 1 MHz, 1.5 V_{rms}의 전기신호를 인가해주었을 때 입자가 채널의 중앙에 정렬되어 이동하는 모습을 보여준다. Fig. 7b와 Fig. 7c에서는 각각 아래쪽 전극에 50 kHz,

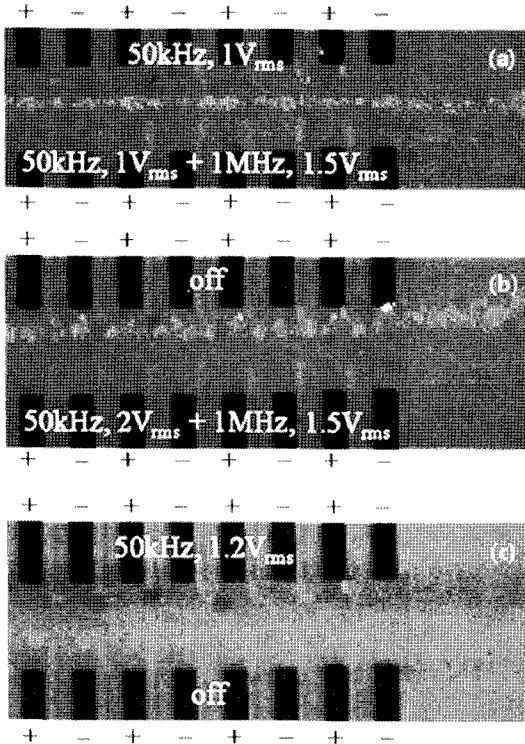


Fig. 7. Focusing of the fluorescent polystyrene particles with the diameter of 5 μm along the streamline.

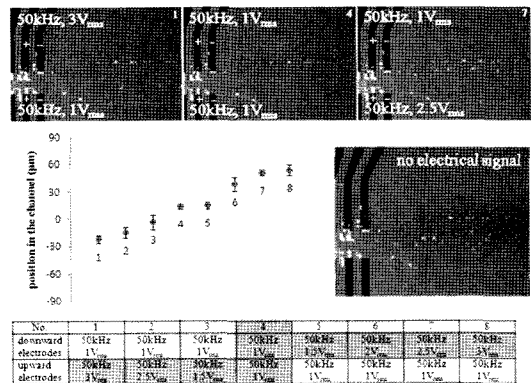


Fig. 8. Focusing of the fluorescent polystyrene particles with the diameter of 10 μm along the streamline.

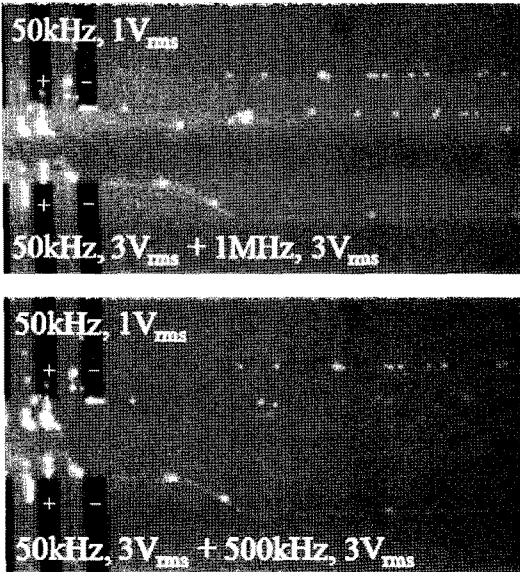


Fig. 9. Frequency-independent movement of dielectric particles.

2 V_{rms}의 교류 신호와 1 MHz, 1.5 V_{rms}의 교류 신호를 합쳐서 인가해주었을 때, 위쪽 전극에 50 kHz, 1.2 V_{rms}의 교류 신호를 인가해주었을 때, 입자가 각각 채널의 위쪽과 아래쪽으로 치우쳐서 이동하는 것을 보여준다.

이론적으로는 완벽하게 채널과 전극이 정렬된 경우, 위 아래의 전극에 같은 크기의 전압을 갖는 신호를 인가해주어야 입자들이 채널의 중앙에 정렬될 것이다. 그러나 채널과 전극이 약간이라도 틀어지게 되면 형성되는 전기장에 영향을 주게 되기 때문에 입자 궤적을 제어하고 원하는 위치에 정렬하기 위해서 인가하는 전기 신호의 조정이 필요했다.

크기가 5 μm인 폴리스티렌 입자와 마찬가지로, 크기가 10 μm인 폴리스티렌 입자의 경우에도 위쪽과 아래쪽에 위치한 전극에 인가해주는 전기 신호에 따라 입자를 특정한 위치에 정렬시킬 수 있었다 (Fig. 8 참조). Fig. 8에서와 같이 전기 신호를 인가하지 않은 경우에는 입자가 정렬되지 않은 채 여러 유선 상에 분산되어 나타났다. 그러나 전기 신호를 인가해주면 입자는 외부에서 인가된 전기 신호의 크기의 영향으로 특정 유선 상에 분포하였다. Fig. 8의 그래프는 인가된 전기 신호에 따라 입자의 궤적이 달라짐을 보여주고 있다. 생체 입자가 아닌 폴리스티렌 입자의 경우, CM factor가 거의 -0.5로 고정되어 있어서 인가해주는 전기 신호의 영향을 받지 않았다 (Fig. 9 참조).

4. 결 론

본 연구에서는, 전극 기반 DEP와 iDEP의 개념을 접목시켜 설계된 실험장치를 통해 전기 신호의 크기와 주파수를 조절함에 따라 입자의 거동을 제어할 수 있다는 것을 확인하였다. 또한 채널을 따라 이동하는 입자가 반대방향으로 작용하는 두 개의 유전영동력을 받도록 장치를 설계함으로써 입자를 별도로 정렬하는 과정을 거치지 않고도 입자를 자동 정렬시킬 수 있었다. 각각의 입자들은 오직 크기와 전기적 특성에 따라 서로 다른 크기의 힘을 받으며 각각 다른 유선을 따라 이동하였다. 입자가 분산되어 있는 용액의 유동을 가시화 함으로써, 유전영동을 이용한 본 실험장치 내에서 입자를 연속적으로 분리하는 것이 가능하다는 것을 확인하였다.

본 연구 결과를 바탕으로, 전극 기반 DEP와 iDEP의 개념이 접목되어 설계된 본 실험장치는 향후 실제 세포의 분리는 물론 세포의 전기적 특성을 분석하는데도 유용하게 사용할 수 있을 것으로 기대된다.

후 기

본 연구는 한국연구재단의 지원으로 수행되었다. (KRF-2006-331-D00058)

참고문헌

- 1) Dittrich, P. S., Tachikawa, K., and Manz, A., 2006, "Micro Total Analysis Systems. Latest Advancements and Trends", *Analytical Chemistry*, Vol. 78, pp.3887-3907.
- 2) Washizu, M., 1990, "Electrostatic manipulation of biological objects", *Journal of Electrostatics*, Vol. 25, pp.109-123.
- 3) Gascoyne, P. R. C., and Vykoukal, J., 2002, "Particle separation by dielectrophoresis", *Electrophoresis*, Vol. 23, pp.1973-1983.
- 4) Pohl, H. A., 1951, "The Motion and Precipitation of Suspensoids in Divergent Electric Fields", *Journal of Applied Physics*, Vol. 22(7), pp. 869-971.
- 5) Pohl, H. A., 1958, "Some Effects of Nonuniform Fields on Dielectrics", *Journal of Applied Physics*, Vol. 29(8), pp. 1182-1188.
- 6) Marx, G. H., Talary, M. S., Pethig, R., 1994, "Sep-

- aration of viable and non-viable yeast using dielectrophoresis”, *Journal of Biotechnology*, Vol. 32, pp. 29-37.
- 7) Kang, Y., Li, D., Kalams, S. A., and Eid, J. E., 2008, “DC-Dielectrophoretic Separation of Biological Cells by Size”, *Biomedical Microdevices*, Vol. 10, pp. 243-249.
 - 8) Gascoyne, P., Mahidil, C., Ruchirawat, M., Satayavivad, J., Watcharasit, P., and Becker, F. F., 2002, “Microsample preparation by dielectrophoresis: isolation of malaria”, *Lab on a Chip*, Vol. 2, pp. 70-75.
 - 9) Zheng, S., Tai, Y. -C., Kasdan, H., 2005, “A Micro Device for Separation of Erythrocytes and Leukocytes in Human Blood”, *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, pp. 1024-1027.
 - 10) Morgan, H., Green, N. G., 1997, “Dielectrophoretic manipulation of rod-shaped viral particles”, *Journal of Electrostatics*, Vol. 42, pp. 279-293.
 - 11) Müller, T., Gradl, G., Howitz, S., Shirley, S. G., Schnelle, T., Fuhr, G., 1999, “High content selection of cells”, *Biosensors & Bioelectronics*, Vol. 14, pp. 247-256.
 - 12) Chou, C.-F., and Zenhausern, F., 2003, “Electrodeless dielectrophoresis for micro total analysis systems”, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Vol. 22(6), pp. 62-67.
 - 13) Masuda, S., Washizu, M., Nanba, T., 1989, “Electrostatic Manipulation of DNA in Microfabricated Structures”, *IEEE Transactions on Industry Applications*, Vol. 25(4), pp. 732-737.
 - 14) Kang, K. H., Kang, Y., Xuan, X., Li, D., 2006, “Continuous separation of microparticles by size with Direct current-dielectrophoresis”, *Electrophoresis*, Vol. 27(3), pp. 694-702.
 - 15) Lapizco-Encinas, B. H., Simmons, B. A., Cummings, E. B., and Fintschenko, Y., 2004, “Dielectrophoretic Concentration and Separation of Live and Dead Bacteria in an Array of Insulators”, *Analytical Chemistry*, Vol. 76(6), pp. 1571-1579.
 - 16) Braschler, T., Demierre, N., Nascimento, E., Silva, T., Oliva, A. G., and Renaud, P., 2008, “Continuous separation of cells by balanced dielectrophoretic forces at multiple frequencies”, *Lab on a Chip*, Vol. 8, pp. 280-286.
 - 17) Demierre, N., Braschler, T., Linderholm, P., Seger, U., Lintel, H. V., and Renaud, P., 2007, “Characterization and optimization of liquid electrodes for lateral dielectrophoresis”, *Lab on a Chip*, Vol. 7, pp. 355-365.
 - 18) Hughes, M. P., 2003, *Nanoelectromechanics in Engineering and Biology*, CRC Press LLC, Florida, pp. 21-42.