미세유체칩내 electrode의 opening window형태에 따른 유전전기영동력 특성 규명

이재우 · 콧태준 · 윤대성 · 이상우

연세대학교 의공학과

Characterization of Dielectrophoretic Force for the Structural Shapes of Window in Microfluidic Dielectrophoretic Chip

Jaewoo Lee, Tae Joon Kwak, Dae Sung Yoon and Sang Woo Lee

Department of Biomedical Engineering, Yonsei University, Korea

(Manuscript received 27 August 2013; revised 28 October 2013; accepted 26 November 2013)

Abstract: Dielectrophoresis(DEP) is useful in manipulation and separation of micro-sized particles including biological samples such as bacteria, blood cells, and cancer cells in a micro-fluidic device. Especially, those separation and manipulation techniques using DEP in combination of micro fabrication technique have been researched more and more. Recently, it is revealed that a window structure of insulating layer in microfluidic DEP chip is key role in trap of micro-particles around the window structure. However, the trap phenomenon-driven by DEP force gradient did not fully understand and is still illusive. In this study, we characterize the trap mechanism and efficiency with different shapes of window in a microfluidic DEP chip. To do this characterization, we fabricated 4 different windows shapes such as rhombus, circle, squares, and hexagon inside a micro-fluidic chip, and performed micro-sized particles manipulation experiments as varying the frequency and voltage of AC signal. Moreover, the numerical simulation with the same parameters that were used in the experiment was also performed in order to compare the simulation results and the experimental results. Those comparison shows that both results are closely matched. This study may be helpful in design and development of microfluidic DEP chip for trapping micro-scaled biological particle.

Key words: Dielectrophoresis, Microfluidic chip, Window structure, Polystyrene micro-particle, Lab-on-a-chip

I. 서 론

의료의 주된 목적이 과거 ‘치료’에서 점차 ‘예방, 진단’ 등으로 바뀌므로 인해 다양한 진단기기의 개발과 더불어 유전자, 암세포 등을 진단할 수 있는 바이오 센서가 큰 주목을 받고 있다. 이러한 기기들의 경우 lab on a chip 형태로 소형화, 정확도의 향상, 다양한 분야에 활용하는 연구가 활발히 진행되고 있다[1-4].

Corresponding Author : Sang Woo Lee
1 Yonseidae-Gil, Wonju-Si, Gangwon-Do, Korea
TEL: +82-33-760-2648
E-mail: yusuklee@yonsei.ac.kr

이 논문은 정부(교육과학기술부) 재원으로 한국연구재단(NRF-2010-0013619, NRF-2010-0026223, NRF-2013R1A2A2A0300-5767)의 지원을 받아 수행된 연구임.

한편 dielectrophoresis(DEP)란 균일하지 않은 전기장 내에서 마이크로 단위의 입자가 분극화로 인해 특정 방향으로 힘을 받는 특징을 이용한 현상으로, 1950년대 Herbert Pohl에 의해서 처음 발표되었다[5]. 즉, 불균일한 전기장 내에 극성이 없는 마이크로 단위의 입자가 노출 되었을 때, 쌍극성(dipole)이 그 입자에 유도가 되며, 이 때 입자가 전기장의 구배에 따라서 비균등한 힘을 받아 움직이는 현상을 의미하며, 이 때 그 물질이 받게 되는 힘이 바로 DEP Force 이다. 이 힘의 크기는 전기장의 세기와 더불어 입자의 직경, 주변 용액의 conductivity 등에 영향을 받으며, 이에 대한 식(1)로 표현된다[6].

$$F_{DEP} = 2\pi\epsilon_m R^3 Re[F_{CM(\omega)} \cdot \nabla |E|^2(r)] \quad \text{식(1)}$$

ϵ_m 은 입자 주변 용액의 유전율을 뜻하고, R 은 입자의 반지름, ω 는 인가해준 각 주파수, E 는 인가 전기장, r 은 공간좌표를 의미한다. 이 힘의 방향은 Clausius-Mossotti factor라고 불리는 CM factor라는 인자에 의해 변하게 되는데, 식은 아래와 같다.

$$F_{CM} = \frac{\tilde{\epsilon}_p - \tilde{\epsilon}_m}{\tilde{\epsilon}_p + 2\tilde{\epsilon}_m}, \tilde{\epsilon} = \epsilon + \sigma/(j\omega) \quad \text{식(2)}$$

$\tilde{\epsilon}_m$ 은 용액의 복소 유전율, $\tilde{\epsilon}_p$ 은 입자의 복소 유전율, σ 은 전도율, j 는 $\sqrt{-1}$ 을 의미한다. 위의 CM factor의 실수값에 의해서 DEP Force의 방향이 결정되며 실수값이 양의 값을 가지는 경우 전기장의 변화가 최대값이 되는 방향(positive DEP Force)으로, 음의 값을 가지는 경우 전기장의 변화가 최소값이 되는 방향(negative DEP Force)으로 적용하게 된다. 여기서 ω 를 제외한 나머지 인자들은 모두 고정된 상수이기 때문에 오직 인가 주파수에 따라 DEP Force의 방향이 결정되게 된다.

이러한 DEP 현상은 micro size의 생체 물질 분류 및 위치 조작, 화학 결합력의 측정 등과 같은 바이오 센싱, DEP Force on a chip 분야에서 다양한 방면에 이용되고 있다[7-10]. 또한, 미세유체칩 내에서의 입자들을 원하는 방향으로 정렬시키거나, DEP Force의 분포에 대한 정밀한 경향성을 파악하는 연구가 진행되고 있다[11,12,13]. 그 외에도 미세유체칩 위에 유체가 흐를 수 있는 micro flow device를 장착하여 DEP Force field 내에서 입자가 분류, 조작되는 DEP-FFF system(dielectrophoresis field-flow fractionation system)등과 같은 연구가 활발히 진행되고 있다[14,15]. 그림에도 불구하고 미세유체칩 electrode 위에 다양한 형태의 window 들을 모양을 구현 한 후 유체의 흐름 없이 DEP Force만으로 micro size의 입자 움직임을 조작하여 electrode 내 window로 micro size 입자들이 trap 되는 현상과 관련된 특성분석 연구는 적은 편이다.

본 논문의 경우 입자들이 window의 모양에 따라 trap되는 현상의 특성을 분석하였다. 이러한 분석을 위하여 미세유체칩 안에 window 형태를 마름모, 원, 사각형, 육각형 구조를 가지게 공정하였으며, AC signal의 주파수와 전압의 크기를 변화시키면서 입자의 움직임을 관찰하였다. 또한 실험 진행 시 사용된 동일한 parameters 들을 적용하여 numerical simulation 진행하여 실험결과와 simulation 결과를 비교하였다. 이를 통해서 각 window 모양에 따라 trap 되는 위치가 다를 수 있음을 보였다. 본 연구결과는 micro size의 생체 입자를 window 주위에 trap 하는 시스템 디자인 구현에 활용될 수 있다.

II. 실험 방법

1. Fabrication

현재 사용하는 미세유체칩은 총 세가지 공정을 통해 진행하였다. 먼저 oxidation wafer(i-Nexus, 4inch, wet type) wafer를 photoresist(MIDAS System co., MDA-400M Mask Aligner)를 이용한 lithography 공정을 통하여 패턴을 구현한 후, evaporation 공정을 거쳐 chromium를 0.1 μm 의 증착 후 lift off 공정을 통하여 electrode를 구현했다. 이후 plasma-enhanced chemical vapor deposition (PECVD) 공정을 통해서 0.8 μm 두께의 SiO_2 층을 electrode가 구현된 wafer 위에 증착하였다. 세 번째로 electrode 위에 window를 일정한 간격과 같은 모양으로 구현하기 위해 lithography 공정을 통해서 photoresist layer에 원, 마름모, 사각형, 육각형의 총 4개의 window 모양을 구현한 후 이 layer를 sacrificial layer로 하여 buffered oxide etch 용액을 이용 window 모양 안의 SiO_2 층을 etching 하였고, 최종적으로 photoresist layer를 제거하였다. 완성된 결과물과 실제 이미지는 그림 1(a)와 (b)에서 볼 수 있다.

2. Materials

Bead는 표면에 아무런 작용기가 없는 polystyrene micro-bead(Spherotech Inc. PP-60-10)를 실험에 사용한다. Bead의 지름은 7.0 μm ($\pm 1.00 \mu\text{m}$)이며 실험에 쓰일 Medium은 DI-Water를 사용한다. Bead를 희석 시키고자, 5.0% w/v 농도를 가지는 bead 1 μL 에 DI-Water를 100 μL 희석시켜 사용하였다. 또한 생체입자를 특성을 확인하기 위해서 사용된 세포는 쥐 흑색종 피부암 세포(한국세포주은행, B16F10)이 사용되었다. 세포의 경우 DI-water를 실험 시 medium으로 사용하였으며 사용된 세포 수는 1 μL 당 10개(10units/ μL) 정도를 유지하게 하였다.

3. Experimental Protocol

그림 1(a)와 (b)과 같이 fabrication 과정을 통해 제작된 미세유체칩을 준비하고, PDMS((주)세왕하이텍., sylgard 184A)는 reservoir 형태를 만든다. 미세유체칩 위에 고정된 PDMS reservoir 안에 micro-pipet(GILSON., PIPETMAN ClassicTM)을 사용하여 bead(혹은 B16F10 세포)를 섞은 DI-Water를 40 μL 주입하고, 그 위에 용액이 평면적으로 고정될 수 있도록 cover glass(Marienfeld., HSU-0101030)를 덮는다.

이후, Function generator(Agilent, 33250A)를 통해 electrode의 양 끝단에 다양한 크기의 교류 전압을(10~270 V) 인가해주며, 또한 1 kHz ~ 1 MHz의 범위로 주파수

그림 1. (a) 미세유체칩 완성 도면, (b) 실제 미세유체칩 사진 및 (c) 실험 도면 ①은 현미경, ②는 cover glass 이다. ③은 용액을 담아두기 위한 사각 PDMS, ④는 trap된 polystyrene bead, ⑤는 절연 층으로 쓰이는 SiO₂층, ⑥는 Chromium electrode이다. 인가 전압은 5 V이며, 주파수는 1 kHz ~ 1 MHz이며 ⑦ function generator를 통해 공급 된다

Fig. 1. (a) microfluidic chip schematic, (b) real chip picture, and (c) experiment scheme ① is microscope, and ② is the cover glass. ③ is the PDMS reservoir for put medium on the chip, ④ is the trapped polystyrene beads, ⑤ is the SiO₂ layer for insulation, and ⑥ is the chromium electrode layer. Applied voltage and frequency is 5 V, and 1 kHz ~ 1 MHz by function generator ⑦

를 변화시킨다. 이렇게 인가해준 AC signal 에 의해 DEP Force 가 발생되며 발생된 DEP Force 의해서 움직이는 bead 의 이동을 실시간으로 현미경을 통해 관찰하며 이를 CCD camera(ARTRAY CO., ARTCAM-150P-DS) 를 통해서 기록한다. 이와 같은 실험진행 방법은 그림 1(c) 에서 묘사 되어 있다.

4. Simulation methods

실험결과를 해석하기 위해서 아래와 같은 방법을 이용하여 DEP Force 와 CM factor 의 분석을 진행하였다. 먼저 DEP Force 의 경우 실험에서 사용한 electrode에 같은 모양의 window 들이 반복적으로 표현되므로 symmetric arguments 를 적용된다. 따라서 Finite element 프로그램

(COMSOL Version 3.5)를 이용하여 4개의 window 형태 만을 가지게 구성하였다(예) 그림 2(a)) 또한 실험에서 사용된 조건과 동일한 조건을 유지하기 위해서 Cr electrode는 1,000 Å, SiO₂ 절연 층은 8,000 Å 으로 설계하고, Window 를 8,000 Å 의 깊이로 electrode의 중앙 부분에 형성 하였으며, DEP Force 가 적용되는 높이는 20 μm로 한정 하였다. 구성된 simulation 구조는 그림 2(b) 에 나타나 있다.

구성된 구조에서 실험에 적용된 전압을 electrode에 인가한 후 프로그램내의 AC/DC module 을 이용하여 전기장 data 를 얻었다. 또한 위에서 기술된 수식 (1) 과 (2) 를 COMSOL 프로그램 내에 구현한 후, 전기장 data 를 입력하여 전압과 주파수에 따라 각 electrode 위의 위치에 따른 DEP Force 를 계산하였다. 또한 DEP 의 방향성을 결정

그림 2. (a) 수치 해석을 위한 시뮬레이션 도면 및 (b) 2, 3차원의 시뮬레이션 구조

Fig. 2. (a) the schematic diagram of electrode array, and (b) the two dimensional and three dimensional view of simulation structure for numerical studying

표 1. Simulation 에 사용 된 변수

Table 1. Variable using in Simulation

	Symbol	Value
Applied voltage (V)	V	10~200 V
Applied frequency (Hz)	ω	1 kHz ~ 1 MHz
Particle conductivity (S/m)	σ_p	$2.4 \cdot 10^{-4}$
Particle permittivity	ϵ_p	2.6
Particle Radius (μm)	r	7
Medium permittivity	ϵ_m	78.5
Medium conductivity (S/m)	σ_m	$1.5 \cdot 10^{-4}$

하는 CM factor 를 구하기 위해서 방정식 (2) 를 Matlab code(Matlab R2010a) 로 구현하였고, 실험에 사용되는 주파수 data를 코드에 입력한 후 CM factor 를 계산하였다. 프로그램을 진행 시 필요한 변수 값들은 실험을 통해서 측정된 값들을 사용하였으며 또한 기존의 논문들[6,8]을 통하여 얻었다. simulation 진행 시 사용된 변수값은 표 1에 정리되어 있다.

III. 결과 및 고찰

DEP Force 의 방향성을 결정하는 CM factor 의 경우 window 의 모양과 관계없이 medium 과 입자의 conductivity 및 permittivity 에 의해서 결정된다. 따라서 주파수에 따른 CM factor 변화의 계산 값은 그림 3의 그래프로 표시되어 있으며 CM factor 가 positive 에서 negative

로 변화될 때의 frequency 는 36 kHz 지점에서 나타나게 된다. 그림 3 의 왼쪽 상단의 이미지에서와 같이 실험에서도 10 kHz 이하의 영역 대에서 window 의 경계 면에 bead 가 위치하고 있을 때 100 kHz 이상(오른쪽 하단 이미지) 의 조건에서는 window 들의 사이에 위치함을 보였다. 또한 50 kHz 로부터 20 kHz까지 30초당 1 kHz씩 주파수를 감소시킬 경우 bead 의 움직임을 초당 5 frame으로 관찰 하였는데(오른쪽 상단 이미지 참조) 1 kHz씩 감소 되는 과정에서 40 kHz 에서 30 kHz로 떨어지는 단계에서 window 와 window 사이에 있던 153개의 bead 중 128개의 bead 가 window 경계 면으로 이동하는 현상을 볼 수 있었다. 각각의 bead 의 움직임의 기반으로 이동을 시작하는 시점의 평균을 내었을 경우 CM factor 의 polarity 가 변하는 frequency eh 약 36 kHz로 simulation 결과와 일치함을 보였다. 인가 전압은 50 V 이고 50 kHz 로부터 20 kHz 로의 주파수를 감소시킬 때의 bead 의 움직임을 정리한 표는 그림 3 의 왼쪽 하단에 정리 되어 있다.

그림 4(a) 의 경우 각 window 모양에 따른 전기장의 변화와 DEP Force의 방향을 표시한 simulation 결과이다. 그림 4(a)에서 보듯 window 의 경계 면에서 전기장의 변화가 가장 큰 것(positive DEP 작용)으로 window 의 사이에서 전기장의 변화가 가장 작은 것(negative DEP 작용)으로 나타났다. 실제 실험의 경우에도 동일한 현상을 보이는데 그림 4(b) 에서 보듯 10 kHz 에서(positive DEP 영역) bead 들은 경계 면에 trap 되고 100 kHz 에서(negative DEP 영역) window 의 사이에 bead 들이 위치함을 보였다. 이때 사용한 전압은 50 V 이다. 또한 실험상에서 positive DEP

그림 3. 인가 주파수에 따른 CM Factor의 변화에 대한 수치 해석 결과 및 실험 이미지, 각 시간에 따른 상세 이미지, 그리고 인가 주파수 변화에 따른 negative DEP Force이 걸린 bead의 수. Cut off frequency는 수치해석 결과로 35.938 kHz를 계산 할 수 있었으며, 실험 결과, 전체 실험 결과 중 83.66%의 bead가 40~30 kHz 구간에서 window 사이로 움직인다. 확대된 이미지는 인가 주파수를 30 kHz에서 40 kHz로 변화 시켰을 때 각 시간에 따른 bead의 움직임을 나타낸 그림이다. Scale Bar는 20 μm 이다

Fig. 3. CM Factor and the number of trapped beads in negative DEP force as the function of frequency, and experiment image. Cut off frequency is 35.938 kHz in simulation result (line graph), and 92.75% polystyrene beads are move between the windows in 30~40 kHz section. Magnified images show the movement of the bead corresponding to the time in the 30 kHz to 40 kHz frequency. Scale bar is 20 μm

193

그림 4. (a)는 window의 모양에 따른 전기장 제곱 값에 대한 시뮬레이션 결과이며, (b)는 수치 해석 결과에 따른 각각의 실험 결과이다

Fig. 4. (a) is numerical data, The square of electrical field on their diversity forms of opening window. (b) is experimental result on each forms of opening window

그림 5. 각 Window 의 point 에 따른 positive DEP Force의 힘의 크기
Fig. 5. Positive DEP force of each point of window

가 적용될 경우 bead 가 window 의 경계면 중 trap 되는 위치가 다르게 작용되는 현상이 관찰되었는데, 이와 같은 현상을 수치적으로 확인하기 위해서 진행 시 각각의 다른 모양의 window 경계면을 이루는 선분의 절반의 해당하는 선분(그림 5의 inset 이미지참조)을 약 $0.15 \mu\text{m}$ 간격으로 200 point를 지정 하고 simulation 을 진행하였다.

그림 5 은 각 모양의 window 경계 면의 positive DEP simulation 결과 그래프이다. 그림 5(a) 의 경우 마름모 window 형태에서의 중앙 꼭지점 부분의 DEP Force 의 값이 다른 점들과 비교하여 7배이상 차이가 나는 특이점을 형성하고 있다. 따라서 positive DEP Force 가 bead 에 가해질 경우 여타 point에 비해 중앙 꼭지점 방향으로 bead 가 trap 됨을 알 수 있다. 원형 window 의 경우 각각의 point 에서 DEP Force 는 특이점이 존재하지 않으며 최소값과 최대값의 힘의 차이는 3배정도로 나타났다. 이러한 이유로 해서 trap 되는 위치들이 비교적 원의 경계 면에 균등하게 모여 있다(그림 5(b)).

육각형의 경우 위쪽 모서리의 양쪽 꼭지점에서 특이점을 형성하고 있으며 최소값과 최대값의 DEP Force 의 힘의

그림 6. (a)와 (b)는 각각 50 V와 80 V의 인가 전압에서 bead가 positive에서 negative로 이동하는 실험 결과에 대한 분석 이미지이며, 왼쪽 이미지는 전체적인 'Particle Tracking' 이미지, 오른쪽 그림의 경우 확대한 이미지이다
Fig. 6. (a) and (b) is the experiment analysis image that beads are moved from window in applied voltage of 50 V and 80 V. The image of left side is overall image, and right side images are larger image

차이가 6배이상을 보이고 있다. 이와 같은 특성으로 인하여 bead 의 양쪽 꼭지점에 trap 되는 특성을 보이고 있다(그림 5(c)). 마지막으로 사각형의 경우 trap 되는 지점의 DEP Force 의 경우 최소값과 비교하여 약 3배정도의 차이를 가진다. 따라서 사각형의 왼쪽 혹은 오른쪽 선분이 아닌 위 혹은 아래 선분의 중심에 bead 들이 trap 되는 실험 결과와 유사한 결과를 가진다. 한가지 더 언급하여야 하는 점은 사각형의 경우 선분의 꼭지점 부분에서 특이점을 가짐에도 불구하고(그림 5(d)) 실험결과는 아래쪽 선분의 중심에 bead 의 trap 되었다는 점에서 좀더 연구를 필요로 한다. 이와 같은 불일치성에도 불구하고 전체적인 simulation 결과와 실험결과는 유사한 경향성을 보이고 있음을 알 수 있다.

그림 6은 전압의 증가에 따라 bead가 얼마나 빠르게 trap 되는 지를 보이는 실험결과이다. 먼저 bead 들을 window 안에 위치시키기 위해서(positive DEP Force) 사용된 frequency 는 1 kHz하였다. 이후 bead 들이 window 사이에서 이동 시켜 trap 하기 위해(negative DEP Force) 사용된 frequency 의 경우 100 kHz 이다. 먼저 그림 6(a) 는 50 V 및 1 kHz 의 AC 전압을 인가하여 positive DEP Force 에

의해서 window 내에 위치하고 있는 bead 들을 50 V를 유지하며 frequency 를 100 kHz 바꾸어서 bead 들이 window 사이에 trap 되는 경우를 초당 5 frames 를 가지는 CCD 카메라를 통해서 관찰 하였고 이 이미지를 Image J 라는 프로그램을 이용하여 bead 의 중심점을 tracking 하여 추적하였다. 그림 6(a) 의 왼쪽 그림의 선들이 tracking 에 의해서 bead 가 이동한 경로를 나타내며, window 중심까지의 이동 시간을 표시하였다. 총 100 개의 bead 의 이동경로 및 시간을 분석하였고, trap 되는 때까지의 평균시간은 $4.82\text{초} \pm 0.63\text{초}$ 였다. 같은 방법으로 80 V를 걸어 주었을 경우 결과는 $3.21\text{초} \pm 0.36\text{초}$ 였다. 이는 인가 전압이 강하면 bead가 trap 이 빠르게 이루어 짐을 보이고 있고, 전압의 증가에 따른 trap 되는 속도의 감소는 linear 관계를 보인다. 좀더 상세한 관계식은 추후의 연구가 필요 할 것으로 사료된다.

그림 7은 전압에 따른 미세유체칩의 내구도를 시험하기

위해서 미세유체칩 내의 bubbling 현상을 관찰하였다. 그림 7(a)에서 보듯이 positive DEP Force 에 의해서 정렬된 bead 를 100 kHz 로 주파수를 증가 시켜 negative DEP Force 에 의해서 bead 가 정렬한 후(그림 8(b)) 전압을 증가 시켰다. 그림 7(c, d)에서 보듯 260 V 혹은 270 V 부근에서 bubbling 현상이 관찰되었다. 이는 현재 본 미세유체칩의 인가 전압에 대한 내구도가 260 V 내외임을 알 수 있다.

마지막으로 본 미세유체칩이 생체물질인 세포의 분류에 적용되는지를 알아보기 위해 쥐의 흑색종 세포인 B16F10 세포를 이용해 실험 하였다. 그림 8(a)는 인가 전압이 0 V 일 때, 미세유체칩 상에서 임의적으로 놓여진 세포를 볼 수 있다. (b)의 경우, 10 V의 전압과 10 kHz의 주파수를 인가 했을 때, 세포가 마름모 꼴의 중앙꼭지점에 trap 되려는 경향을 보이고 있으며, 인가 주파수를 1 kHz로 낮췄을 때, window와 window 사이에 위치함을 볼 수 있다. 이를 통해서 bead 를 이용하여 window 형태에 따른 특성분석 결

그림 7. Bubbling이 일어나는 전압의 수치를 알기 위한 실험. (a)는 0 V, (b)는 150 V, (c)는 260 V, (d)는 270 V이다
Fig. 7. the experiment to know bubbles rising voltage range. (a) is 0 V, (b) is 150 V, (c) is 260 V, and (d) is 270 V

그림 8. 세포 실험 이미지. (a) B16F10 세포가 미세유체칩 위에 임의로 배치되어 있다. (b) 특정 주파수(10 V, 10 kHz) 상에서 세포가 positive DEP Force를 받아 window 안에 위치해 있다. 오른쪽 그림은 붉은 상자 부근의 확대 이미지이다. (c) 특정 주파수(10 V, 1 kHz) 상에서 세포가 negative DEP Force를 받아 window와 window 사이에 위치해 있다. 오른쪽 그림은 붉은 상자 부근의 확대 이미지이다
Fig. 8. (a) B16F10 cells are spread in the chip at random. (b) Applying voltage (10 V, 10 kHz), cells are seriously affected by positive DEP force, and repair to nearby each window. First is the wide size top view image, and second one is the expanded image of red box in first image. The experiment images. (c) Applying voltage (10 V, 1 kHz), cells are affected most by negative DEP force, escape from each window, and trapped between window, and window. First is the wide size top view image, second image is the expanded image of red box in first image

과가 생체 물질인 세포의 분류에도 응용이 가능함을 보였다.

IV. 결 론

본 논문은 dielectrophoresis(DEP)를 이용한 미세유체 장치로, electrode 위에 새겨진 window의 모양에 따라 DEP Force과 방향이 어떻게 변화하는지 수치해석적인 방법과 실험 결과를 비교해 보았다. 특히 window 모양에 따라 bead의 trap 되는 위치가 달라짐을 보았고, 이는 DEP Force의 차이에서 기인되는 점을 확인하였다. 즉 negative DEP Force의 영향을 받은 bead의 경우에는 단순히 window와 window 사이에 trap 되었다면, positive DEP Force의 영향을 받을 때는 window의 모양에 따라 trap되는 point가 달라지게 된다.

이러한 경향성을 통해 서로 다른 모양의 window를 통해 trapping point를 조절 가능함을 보였다. 이는 단순한 입자의 분류(sorting) 뿐 아니라 세밀한 단위의 manipulation을 가능할 것으로 사료된다. 또한 본 연구결과가 생체입자에 적용될 수 있음을 B16F10 세포를 통하여 가능성을 확인하였다. 이와 같은 연구 결과는 micro size의 생체 입자를 window 주위에 trap 하는 시스템 디자인 구현에 활용될 수 있다. 이러한 시스템을 활용할 경우 각각의 생체 입자 분류, 또는 생체 입자를 이용한 약물 실험과 같은 연구를 보다 효율적으로 진행 할 수 있을 것으로 사료된다.

References

- [1] S.H. Chung, B.J. Choi, S.W. Lee, D.S. Yoon. "Recent research trends in nanoscale electro-mechanical systems for bio-medical applications" *Biomedical Engineering Letters*, vol. 1, Issue 1, pp. 7-10, 2011.
- [2] D'souza, S. F. "Microbial biosensors." *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 16, pp. 337-353, 2001.
- [3] Satake, D., H. Ebi, et al. "A sensor for blood cell counter using MEMS technology." *Sensors and Actuators B*, vol. 83, pp. 77-81, 2002.
- [4] Shafiee, Hadi, et al. "Selective isolation of live/dead cells using contactless dielectrophoresis (cDEP)." *Lab on a Chip*, vol. 10, pp. 438-445, 2010.
- [5] Pohl, Herbert A. "The motion and precipitation of suspensions in divergent electric fields." *Journal of Applied Physics*, vol. 22, pp. 869-871, 1951.
- [6] S.H. Baek, et al. "Dielectrophoretic technique for measurement of chemical and biological interactions." *Analytical Chemistry*, vol. 81, pp. 7737-7742, 2009.
- [7] Voldman, Joel. "Electrical forces for microscale cell manipulation." *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 8 pp. 425-454, 2006.
- [8] S.W. Lee, Haibo Li, and Rashid Bashir. "Dielectrophoretic tweezers for examining particle-surface interactions within microfluidic devices." *Applied physics letters*, vol. 90, pp. 223902-223902, 2007.
- [9] Pethig, R. and G. H. Markx., "Applications of dielectrophoresis in biotechnology." *Trends in biotechnology*, vol. 15(10), pp. 426-432, 1997.
- [10] Chen, J., M. Abdelgawad, et al. "Electrodeformation for single cell mechanical characterization." *JOURNAL OF MICROMECHANICS AND MICROENGINEERING*, vol. 21.5, 054012, 2011.
- [11] T.W. Lee, K. Nam, et al. "Numerical and Experimental Study on Dielectrophoretic and Electrohydrodynamic Traps using Micro-Particles on an Interdigitated Electrode Array System." *International Journal of Nonlinear Sciences and Numerical Simulation*, vol. 11(10), pp. 777-784, 2010.
- [12] Manaresi, N., A. Romani, et al. "A CMOS chip for individual cell manipulation and detection." *Solid-State Circuits, IEEE Journal of* vol. 38(12), pp. 2297-2305, 2003.
- [13] T.J. Kwak, J.W. Lee, D.S. Yoon, S.W. Lee. "Investigation of the Binding Force between Protein A and Immunoglobulin G Using Dielectrophoretic(DEP) Tweezers Inside a Microfluidic Chip" *Journal of Biomedical Engineering Research*, vol. 34, pp. 123-128, 2013.
- [14] Markx, G. H., J. Rousselet, et al. "DEP-FFF: Field-flow fractionation using non-uniform electric fields." *Journal of liquid chromatography & related technologies*, vol. 20(16-17), pp. 2857-2872, 1997.
- [15] Huang, Y., X. B. Wang, et al. "Introducing dielectrophoresis as a new force field for field-flow fractionation." *Biophysical journal*, vol. 73(2), pp. 1118-1129, 1997.