

음의 유전영동에 의한 가상 기둥 어레이를 이용한 연속적 입자 크기 분류기

장 성 환* · 조 영 호†

(2008년 3월 6일 접수, 2008년 9월 29일 수정, 2008년 9월 30일 심사완료)

A Continuous Particle-size Sorter Using Negative a Dielectrophoretic Virtual Pillar Array

Sunghwan Chang and Young-Ho Cho

Key Words : Particle-size sorter (입자 크기 분류기), Dielectrophoretic virtual pillar (유전영동 가상 기둥), Negative dielectrophoretic force (음의 유전영동력), Particle separation (입자 분리)

Abstract

We present a continuous size-dependent particle separator using a negative dielectrophoretic (DEP) virtual pillar array. Two major problems in the previous size-dependent particle separators include the particle clogging in the mechanical sieving structures and the fixed range of separable particle sizes. The present particle separator uses the virtual pillar array generated by negative DEP force instead of the mechanical pillar array, thus eliminating the clogging problems. It is also possible to adjust the size of separable particles since the size of virtual pillars is a function of a particle diameter and applied voltage. At an applied voltage of 500 kHz 10 V_{rms} (root mean square voltage) sinusoidal wave and a flow rate of 0.40 μl min⁻¹, we separate 5.7 μm-, 8.0 μm-, 10.5 μm-, and 11.9 μm-diameter polystyrene (PS) beads with separation purity of 95%, 92%, 50%, and 63%, respectively. The 10.5 μm- and 11.9 μm-diameter PS beads have relatively low separation purity of 50% and 63%. However, at an applied voltage of 8 V_{rms}, we separate 11.9 μm-diameter PS beads with separation purity over 99%. Therefore, the present particle separator achieves clog-free size-dependent particle separation, which is capable of size tuning of separable particles.

기호설명

A : V_{DEP} 전극의 중심과 GND 전극의 중심사이의 거리, 피치

$A\lambda$: 점 전극 어레이의 각 행 별 오프셋

D : V_{DEP} 전극과 GND 전극사이의 거리, 전극 간격

d_e : 입자가 음의 유전영동력에 의해 전극의

가장자리로부터 밀려난 거리, 가상기둥의 두께

L : 입자가 N 개의 전극 행을 통과했을 때의 분리 위치

θ^* : 각 행 별 오프셋에 의해 점 전극 어레이가 기울어진 각도

1. 서론

최근 생화학, 의료분야에서 세포나 기능성 입자들과 같은 미소 생화학 입자의 분리가 요구되고 있다. 미소입자의 분리에는 입자의 밀도,⁽¹⁾ 크기,⁽²⁻⁴⁾ 표면 특성,⁽⁵⁾ 자성,⁽⁶⁾ 유전영동 특성⁽⁷⁻⁹⁾ 등 다양

† 책임저자, 회원, 한국과학기술원 바이오및뇌공학과/기계공학과, 디지털나노구조동연구단
E-mail: nanosys@kaist.ac.kr

TEL: (042) 350-8691 FAX: (042) 350-8690

* 한국과학기술원 바이오및뇌공학과, 디지털나노구조동연구단

한 물질의 특성을 이용하는 방법들이 연구되고 있으나, 본 논문에서는 가장 단순하면서도 일반적인 입자 분리에 적용할 수 있는 크기에 따른 입자 분리에 초점을 두고자 한다.

크기에 따른 입자 분리 방법에 관한 기존 연구들은 미소기둥 어레이^(2,3)나 미소 분기유로⁽⁴⁾ 등의 미소구조물을 이용하고 있어, 분리과정 중에 입자들이 미소구조물에 막히는 현상(clogging)^(10,11)이 일어나 소자가 오동작할 수 있는 문제점을 가지고 있으며, 분리 입자들의 크기 범위를 능동적으로 조절하지 못하는 한계를 지닌다. 이에 본 논문에서는 음의 유전영동력에 의해 형성되는 가상 기둥 어레이를 이용하는 입자 분류기를 제안하여, 입자의 막힘 현상을 해결하고, 분리 입자의 크기 범위를 조절하고자 한다.

2. 동작 원리

Figure 1은 본 논문에서 제안하는 가상 기둥 입자분류기의 구성과 구조를 나타낸다. Figure 1의 점 전극 어레이(spot electrode array)는 Fig. 2에서와 같이 동일 평면상에 교차적으로 형성되어 있으며, 바탕 전극(underlying electrode)을 통해 전압을 인가할 수 있도록 구성되었다. 전극 어레이의 각 행은 $\Delta\lambda$ 의 오프셋을 가지고 배열되어, 전체 어레이가 θ^* 의 각도로 기울어져있다.

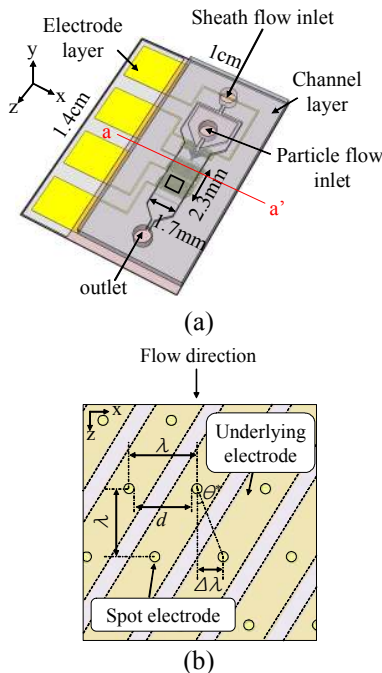


Fig. 1 The virtual pillar sorter: (a) perspective view; (b) enlarged view of the box in Fig. 1(a)

Figure 2의 V_{DEP} 와 GND 점 전극들에 전압을 인가하면 각 점 전극에 형성된 전기장 구배에 의해 음의 유전영동 특성을 가지는 입자들이 유전영동력⁽⁷⁾ [식 (1)]에 의해 전극으로부터 밀려난다.

$$F_{DEP} = \frac{\pi D^3 \epsilon_m \text{Re}[K(\omega)] |\nabla E|^2}{4} \quad (1)$$

$$K(\omega) = \frac{\epsilon_p^* - \epsilon_m^*}{\epsilon_p^* + 2\epsilon_m^*} \quad (2)$$

식 (1)에서 D , ω , ϵ_m , $K(\omega)$, E 는 각각 입자의 지름, 각 진동수, 용액의 유전율, 용액의 복소유전율, 입자의 복소유전율, Clausius-Mosotti factor, 전기장 벡터의 RMS(root mean square)값을 나타내며, 식 (2)에서 ϵ_m^* , ϵ_p^* 는 각각 용액의 복소유전율, 입자의 복소유전율이다.

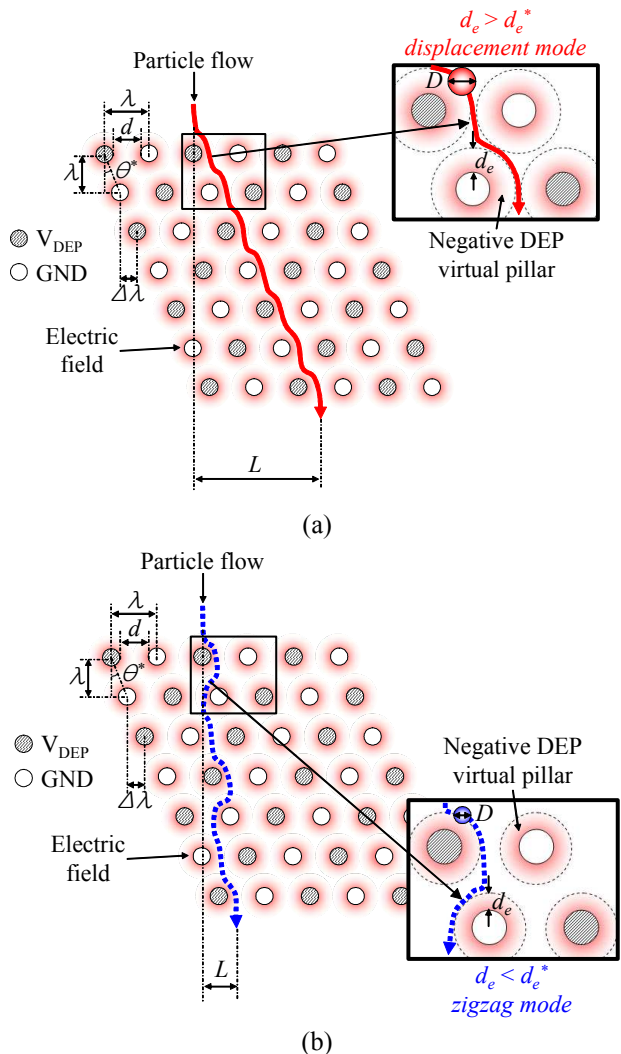


Fig. 2 Working principle of the particle separation: (a) displacement mode; (b) zigzag mode

이것은 전극 주위로 가상 기둥이 생성되어 입자가 통과할 수 없게 되는 효과이다. 입자들이 전극 가장 자리로부터 밀려난 거리, 즉 가상기둥의 두께(d_e)는 유동을 등류유동(uniform flow)과 유전영동력에 의한 방사형유동(radial flow)의 합으로 가정하여 얻은 2 차원 유동모델(Fig. 3)에 의해 식 (3)으로 나타난다(부록 참조).

$$d_e = \left\{ \frac{(\alpha D + \beta)^2 \varepsilon_m \operatorname{Re}[K(\omega)]}{6\eta V_{\text{Hydraulic}}} \right\}^{1/3} D^{2/3} V_{\text{DEP}}^{2/3} \quad (3)$$

여기서, α , β 는 실험 보정계수이며, V_{DEP} , η , $V_{\text{Hydraulic}}$ 는 각각 인가전압의 실효 값(RMS: root mean square), 용액의 동적점성계수, 유체 속도를 나타낸다.

2 차원 유동모델을 통해 도출된 입자의 궤적은 가상기둥의 두께(d_e)의 함수로 표현된다[식 (4)].

$$|\mathbf{r}_\pi| = d_e + \frac{\lambda - d}{2} \quad (4a)$$

$$|\mathbf{r}_{\pi/2}| \cong 2.96d_e + \frac{\lambda - d}{2} \quad (4b)$$

$$|\mathbf{r}_\theta| \cong \frac{\pi}{\sin \theta} d_e + \frac{\lambda - d}{2} \quad (4c)$$

여기서, $|\mathbf{r}_\pi|$, $|\mathbf{r}_{\pi/2}|$, $|\mathbf{r}_\theta|$ 는 각 전극의 중점을 기준으로 한 극 좌표에서 $\theta = \pi$, $\theta = \pi/2$, 그리고 $|\mathbf{r}_\theta|$ 가 $|\mathbf{r}_\pi|$ 보다 충분히 커지게 되는 θ 에서의 입자궤적의 반지름을 각각 나타낸다.

입자들이 하나의 가상 기둥을 통과할 때, 입자가 측방향으로 움직인 거리 (l)은 식 (5)로 근사시킬 수 있다(Fig. 3).

$$l \cong |\mathbf{r}_\theta| \times \sin \theta^* = \pi d_e + \frac{\lambda - d}{2} \sin \theta^* \quad (5)$$

만약 입자의 측방향 이동거리(l)가 오프셋($\Delta\lambda$)보다 커지게 되면, 입자는 항상 전극의 오른쪽을 통과하며 유동방향으로 진행하게 된다. 본 논문에서는 이런 입자의 움직임을 병진모드로 정의한다[Fig. 2(a)]. 반대로 입자의 측방향 이동거리(l)가 오프셋($\Delta\lambda$)보다 작아지게 되면, 입자는 전극의 오른쪽과 왼쪽을 각각 $l/\Delta\lambda$, $1 - l/\Delta\lambda$ 의 확률로 번갈아 통과하며 유동방향으로 진행하게 된다. 본 논문에서는 이런 입자의 움직임을 진동모드로 정의한다[Fig. 2(b)]. 따라서, 입자들이 병진모드로 움직이기 위해서는 가상 기둥의 두께가 임계 두께 이상이 되

어야 하며, 입자의 측방향 이동거리(l)가 오프셋($\Delta\lambda$)과 같아지는 조건을 기준으로 임계 두께를 얻을 수 있다[식 (6)].

$$d_e^* \cong \frac{\Delta\lambda - \frac{\lambda - d}{2} \sin \theta^*}{\pi} \quad (6)$$

즉, 가상 기둥의 두께가 임계두께보다 크면, 입자들은 병진모드로 움직이고[Fig. 2(a)], 반대의 경우, 입자들은 진동모드로 움직인다[Fig. 2(b)].

N 개의 전극 행을 지난 후, 입자의 분리위치(L)은 병진모드와 진동모드에 대해 각각 식 (7a), 식 (7b)으로 나타난다.

$$\begin{aligned} d_e \geq d_e^* \text{ 일 때,} \\ L \cong \Delta\lambda \times N \end{aligned} \quad (7a)$$

$$\begin{aligned} d_e < d_e^* \text{ 일 때,} \\ L \cong \left\{ \Delta\lambda \times \frac{l}{\Delta\lambda} - l \times \left(1 - \frac{l}{\Delta\lambda} \right) \right\} \times N, \text{ where } L \geq 0 \end{aligned} \quad (7b)$$

가상 기둥의 두께(d_e)와 분리위치(L)는 Clausius-Mosotti factor 의 실수 부($\operatorname{Re}[K(\omega)]$), 및 피치(λ), 전극 간격(d), 오프셋($\Delta\lambda$) 등이 고정된 조건에서 입자 지름(D), 인가전압(V_{DEP}), 유량(Q)의 함수이다. 따라서, 본 입자분리기는 고정된 인가전압에서 입자를 크기에 따라 분리할 수 있으며, 또한 인가전압을 조절함으로써 분리하고자 하는 입자의 크기 범위를 변화시킬 수 있다.

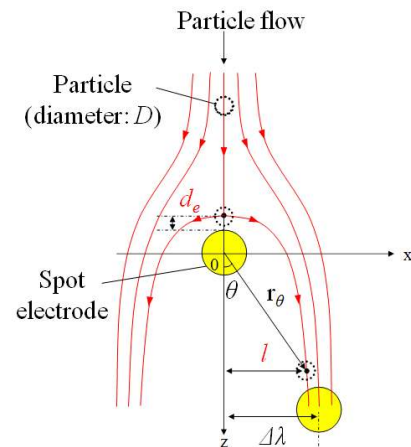


Fig. 3 Two-dimensional model of particle trajectories in the virtual pillars

유전 영동력을 이용한 기존의 입자 분리 방법들은 입자들의 유전영동 특성의 차이를 이용⁽⁸⁾하거나, 유전영동력의 구배 차이⁽⁹⁾를 이용하여 분리하였다. 본 논문은 기계적 미소기둥 어레이를 대체할 방법으로 반발력을 가지는 음의 유전영동력을 가상 기둥을 형성하는 데 사용한다.

3. 설계 및 제작

본 입자분류기에서는 10 μm 정도의 입자들을 분리하기 위하여 Table 1 과 같이 치수들을 설계하였다. 따라서 식 (6)에서 병진운동을 위한 가상 기둥의 임계두께(d_c^*)는 7.9 μm 이며, 전극행의 개수 N 은 28 로서, 전체 점 전극 어레이의 길이는 2.3mm 이다.

Figure 4 는 Fig. 1 의 A-A' 단면에 대한 본 입자 분류기의 제조공정을 나타낸다. 점 전극 어레이 (spot electrode array)는 바탕 전극(underlying electrode) 위에 덮힌 절연체(Si_3N_4)를 원형 전극 모양으로 선택 식각함으로써 제작하였다. Figure 5 는 제작된 소자를 나타낸다.

4. 성능 시험 및 토의

Table 2 와 Figure 6 은 각각 실험 조건과 실험 장비를 나타낸다. 크기에 따른 입자 분류와 전압 조절에 따른 입자 분류 성능을 검증하기 위하여, 지름 5.7 \pm 0.28 μm , 8.0 \pm 0.80 μm , 10.5 \pm 0.75 μm , 11.9 \pm 0.12 μm 의 polystyrene(PS) 입자들의 가상 기둥의 두께(d_c)와 분리위치(L)를 sheath flow 및 particle flow 를 고정한 조건에서 실효 값(RMS)이 다른 두 종류의 전압을 인가하며 측정하였다.

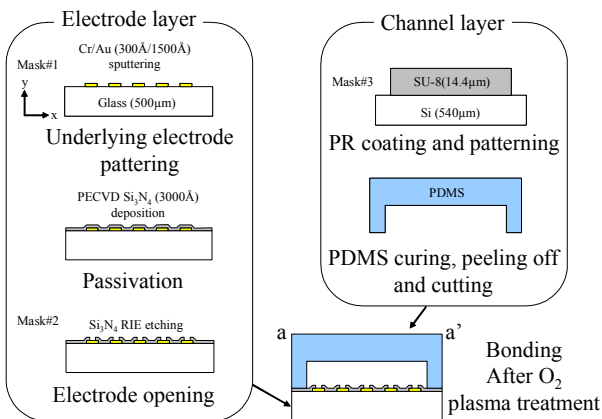


Fig. 4 Fabrication process

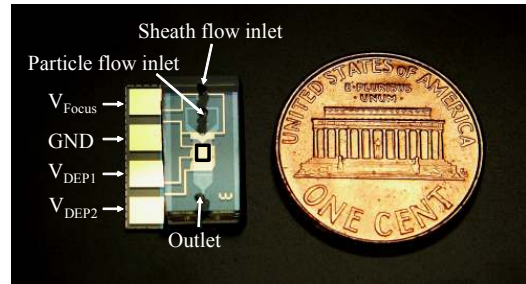
Table 1 Measured dimensions of fabricated devices

Space(d)	Pitch(λ)	Offset($\Delta\lambda$)	Channel height(h)
60 \pm 0.2 μm	70 \pm 0.1 μm	26.5 \pm 0.1 μm	14.4 \pm 0.1 μm

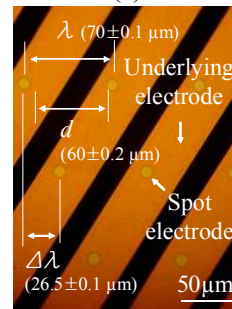
Table 2 Experimental scope

Purpose	V_{DEP}^* [V_{rms}]	Sheath flow [$\mu\text{l}/\text{min}$]	Particle flow [$\mu\text{l}/\text{min}$]
Size-dependent particle sorting	10	0.3	0.1
Voltage-tuned particle sorting	8	0.3	0.1

* Root mean square voltage (V_{rms}) of the 500 kHz sine wave signal.



(a)



(b)

Fig. 5 Fabricated device: (a) an overall device compared with a penny; (b) an enlarged view of the spot electrode array of Fig. 5(a)

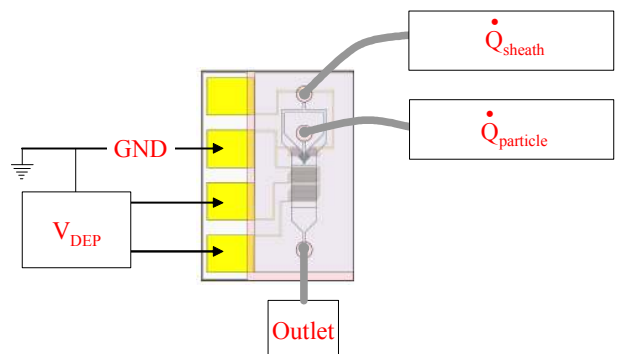


Fig. 6 Experimental apparatus

용액은 폴리스티렌 입자들의 Clausius-Mosotti factor의 실수부 $\text{Re}[K(\omega)]$ 이 음의 상수 값을 가지도록 전도도를 200 mSm^{-1} 로 설정하였으며, 인가전압의 주파수는 500 kHz 이다. 이때 폴리스티렌 입자들의 $\text{Re}[K(\omega)]$ 는 -0.5 이다. 용액의 전도도(200 mSm^{-1})가 높고, 주파수가 500 kHz 로 낮기 때문에, 절연체(Si_3N_4) 주위에서의 전기장은 점전극 어레이 (spot electrode array) 주변의 전기장의 크기에 5%이하 밖에 되지 못하여, 무시할 수 있게 된다.

4.1 Size-dependent particle sorting

Figure 7은 V_{DEP} 와 GND 전극에 $10 V_{\text{rms}}$, 500 kHz 의 정현파 전압을 인가했을 때, 점 전극 어레이 (spot electrode array) 내에서 $5.7, 8.0, 10.5, 11.9 \mu\text{m}$ 각 입자들의 궤적을 나타낸다. Figure 8은 점 전극 어레이 (spot electrode array) 끝에서 각 입자들의 궤적을 나타낸다. 각 입자의 분리 위치의 분포는 Fig. 9(a)와 같다. 입자들이 다른 입자들과 분포가 겹치지 않는 퍼센트를 분리도로 정의할 때, $5.7, 8.0, 10.5, 11.9 \mu\text{m}$ 입자들은 각각 95%, 92%, 50%, 63%의 분리도를 가진다.

Figure 10에 각 입자들의 가상 기둥의 두께(d_e)와 분리 위치(L)의 실험값을 요약하였다. 또한 가상 기둥의 두께(d_e) 측정치를 통해 이론식[식 (3)]의 실험 보정 계수를 구한 후, 이를 식 (7)에 대입하여 분리 위치(L)를 예측하였다. 지름 $5.7, 8.0, 10.5, 11.9 \mu\text{m}$ 입자들의 가상기둥의 크기(d_e)와 분리위치(L)은 입자들의 지름이 커짐에 따라 증가하고 있으며 분리 위치(L)의 예측치가 실험의 표준편차를 포함한 오차 범위와 크게 다르지 않음을 확인할 수 있었다. 따라서 인가전압을 고정한 조건에서 가상기둥의 크기(d_e)와 분리위치 (L)가 입자의 지름(D)의 함수로 나타남을 실험적으로 확인하였다.

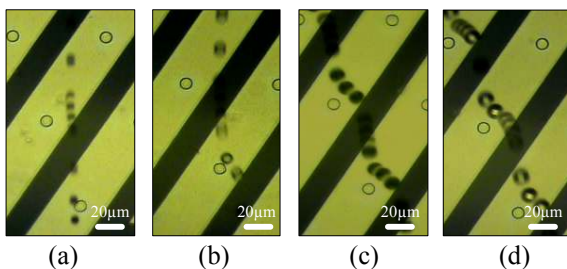


Fig. 7 Measurement of effective barrier size(d_e) using particle trajectories in the spot electrode array at the V_{DEP} of $10 V_{\text{rms}}$: (a) $5.7 \mu\text{m}$ -diameter PS beads; (b) $8.0 \mu\text{m}$ -diameter PS beads; (c) $10.5 \mu\text{m}$ -diameter PS beads; (d) $11.9 \mu\text{m}$ -diameter PS beads

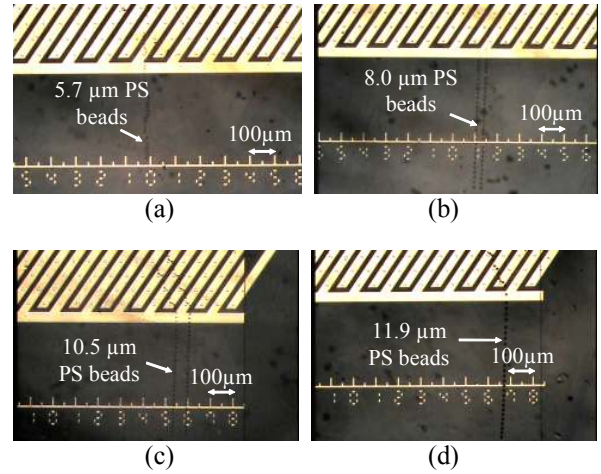


Fig. 8 Measurement of separation position(L) using particle trajectories at the V_{DEP} of $10 V_{\text{rms}}$: (a) $5.7 \mu\text{m}$ -diameter PS beads; (b) $8.0 \mu\text{m}$ -diameter PS beads; (c) $10.5 \mu\text{m}$ -diameter PS beads; (d) $11.9 \mu\text{m}$ -diameter PS beads

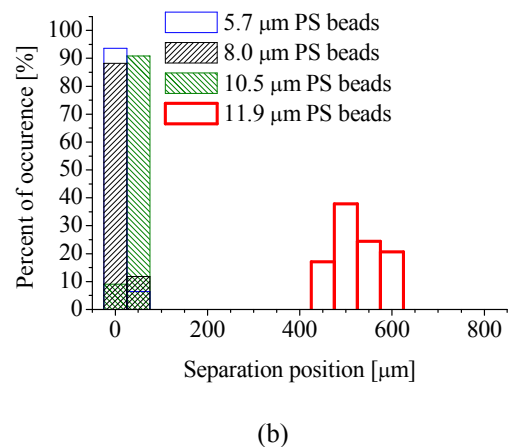
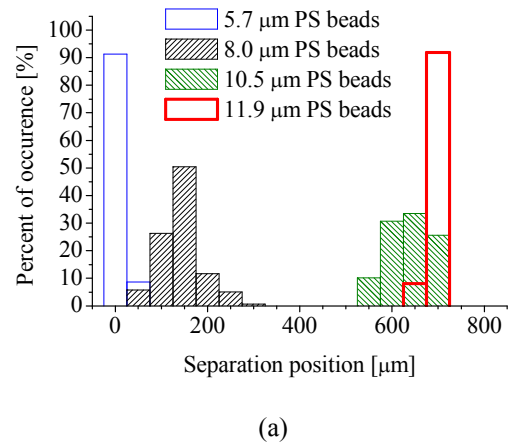


Fig. 9 Measured distributions of the four kinds of particles: (a) at the applied voltage of 500 kHz , $10 V_{\text{rms}}$ sinusoidal wave; (b) at the applied voltage of 500 kHz , $8 V_{\text{rms}}$ sinusoidal wave

4.2 Voltage-tuned particle sorting

Figure 9(b)는 500kHz의 동일한 주파수를 가지며 8, 10 V_{rms}의 서로 다른 크기를 가지는 정현파 전압을 인가할 때, 지름 5.7, 8.0, 10.5, 11.9 μm 입자들의 분리 위치의 분포를 나타낸다. 10 V_{rms}의 인가전압에서 10.5, 11.9 μm 입자들의 분리도는 각각 56, 63%의 이었으나, 8 V_{rms}의 인가전압에서 11.9 μm 입자들의 분리도가 99% 이상으로 나타났다. 이것은 인가전압 감소에 따른 가상 기둥의 두께(d_e)의 감소에 따라 각 입자들의 분리 위치(L)가 변화한 것을 의미하며, 인가전압 조정으로 인해 분리하고자 하는 입자의 크기 범위를 조절 할 수 있음을 나타낸다(Fig. 10).

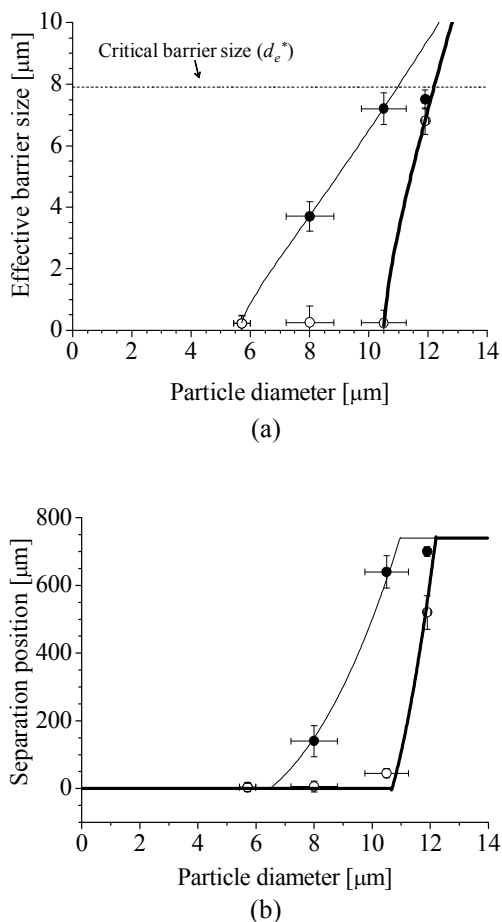


Fig. 10 Measured and estimated particle diameter dependencies (●: measurement at the 10 V_{rms}, ○: measurement at the 8 V_{rms}, —: estimation at the 10 V_{rms}, —: estimation at the 8 V_{rms}): (a) the effective barrier size (d_e); (b) the separation position (L)

5. 결론

본 논문에서는 음의 유전영동력에 의해 형성되는 가상 기둥 어레이를 이용하여, 크기에 따른 입자들의 분리 방법의 문제점인 입자의 막힘 현상을 해결함과 동시에, 인가전압의 조절을 통해 분리 입자들의 크기 범위를 조절하였다. 제안한 입자 분류기는 생화학 분석을 위한 세포 및 기능성 입자들의 전처리 및 분리에 적용될 수 있을 것이다.

후기

본 연구는 과학기술부/한국과학재단 창의적연구진흥사업(디지털나노구동연구단)인 "생체모사기법을 응용한 디지털나노구동기관의 구현에 관한 연구" 과제의 지원으로 수행되었습니다.

참고문헌

- (1) Blattert, C., Jurischka, R., Schoth, A., Kerth, O., and Menz, W., 2003, "Separation of Blood in Microchannel Bends," *Proceeding of the 25th Annual International Conference of IEEE EMBS*, pp. 3388~3391.
- (2) Huang, L. R., Cox, E. C., Austin, R. H., and Sturm, J. C., 2004, "Continuous Particle Separation Through Deterministic Lateral Displacement," *Science*, Vol. 304, pp. 987~990.
- (3) Zheng, S., Yung, R., Tai, Y. -C., and Kasdan, H., 2005, "Deterministic Lateral Displacement MEMS Device for Continuous Blood Cell Separation," *Proceeding of International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, pp. 851~854.
- (4) Takagi, J., Yamada, M., Yasuda, M., and Seki, M., 2005, "Continuous Particle Separation in a Microchannel Having Asymmetrically Arranged Multiple Branches," *Lab on a chip*, Vol. 5, pp. 778~784.
- (5) Chang, W. C., Lee, L. P., and Liepmann, D., 2005, "Biomimetic Technique for Adhesion-Based Collection and Separation of Cells in a Microfluidic Channel," *Lab on a chip*, Vol. 5, pp. 64~73.
- (6) Han, K. -H., and Frazier, A. B., 2004, "Continuous Magnetophoretic Separation of Blood Cells in Microdevice Format," *Journal of Applied Physics*, Vol. 96, No. 10, pp. 5797~5802.
- (7) Hughes, M. P., 2002, "Strategies for Dielectrophoretic Separation in Laboratory-on-a-chip systems," *Electrophoresis*, Vol. 23, No. 16, pp. 2569~2582.
- (8) Doh, I. and Cho, Y.-H., 2005, "A Continuous Cell Separation Chip Using Hydrodynamic Dielectrophoresis (DEP) Process," *Sensors and Actuators, A*, Vol.121, pp. 59~65.

- (9) Choi, S. and Park, J.-K., 2005, "Microfluidic System for Dielectrophoretic Separation Based on a Trapezoidal Electrode Array," *Lab on a Chip*, Vol.5, pp. 1161~1167.
- (10) Mukhopadhyay, R., 2005, "When Microfluidic Devices Go Bad. How does Fouling Occur in Microfluidic Devices, and What can be Done About It?," *Analytical Chemistry*, Vol. 77, No. 21, pp. 429A~432A.
- (11) De Mello, A. J., 2006, "Research Highlights," *Lab on a chip*, Vol. 6, pp. 16~18.
- (12) Roy, D. N., 1998, *Applied Fluid Mechanics*, Ellis Horwood Limited, chapter 10.

부 록

In order to estimate the effective barrier size (d_e) of the virtual pillar, we derive a two-dimensional model (Fig. 3) of particle trajectories in the virtual pillars. We assume that particle flow induced by hydraulic force is uniform flow and particle flow induced by dielectrophoretic (DEP) force is irrotational radial flow originated from an edge of one spot electrode. Thus, the particle trajectories can be simply modeled by superposition of uniform flow and irrotational flow and we can get particle trajectories⁽¹²⁾ from the stream function by simple analytic calculation.

We can get a stream function (ψ) for net particle trajectories with polar components (r and θ) as follows:

$$\psi = \psi_{Hydraulic} + \psi_{DEP} \quad (\text{A.1a})$$

$$\psi_{Hydraulic} = v_{Hydraulic} r \sin \theta \quad (\text{A.1b})$$

$$\psi_{DEP} = v_{DEP} r \theta \quad (\text{A.1c})$$

where, $\psi_{Hydraulic}$ and $v_{Hydraulic}$ denote the stream function and the velocity of the uniform hydraulic flow; ψ_{DEP} and v_{DEP} denote a stream function and velocity of the irrotational DEP flow.

Because Stokes approximation for the drag force is valid in our experiments (low Reynolds number, about 0.01), we get time-averaged DEP velocity of the particle [Eq. (A.2)].

$$v_{DEP} = \frac{\epsilon_m D^2 \text{Re}[K(\omega)] |\nabla|\mathbf{E}|^2}{12\eta} \quad (\text{A.2a})$$

$$K(\omega) = \frac{\epsilon_p^* - \epsilon_m^*}{\epsilon_p^* + 2\epsilon_m^*} \quad (\text{A.2b})$$

$$\epsilon^* = \sigma + i\omega\epsilon_0\epsilon \quad (\text{A.2c})$$

where ϵ_m is the permittivity of the medium; D is the

particle diameter; ω is the angular frequency; $K(\omega)$ is the Clausius-Mosotti factor; \mathbf{E} is the root mean square (rms) value of the electric field vector; η is the dynamic viscosity of the medium; ϵ^* , σ , ϵ_0 , and ϵ are the complex permittivity, the conductivity, the permittivity of vacuum, and the relative permittivity; ϵ_p^* and ϵ_m^* are the complex permittivity of the particle and the medium, respectively.

The electric field (\mathbf{E}) is proportional to gradient values of applied voltage (∇V_{DEP}). We can simplify the electric field (\mathbf{E}) is inversely proportional to distances from the center of the electrode (r) [Eq. (A.3)].

$$\mathbf{E} \propto \frac{V_{DEP}}{r} \mathbf{e}_r \quad (\text{A.3})$$

where V_{DEP} is the rms value of the applied voltage; \mathbf{e}_r is the radial direction vector. Due to DEP force and buoyancy force, heights of particles in the designed microchannel (the height: 15 μm) are also dependent to the particle diameters. The electric field (\mathbf{E}) is a function of the height of the particle and the distance from the center of the electrode (r). However, we assume it to be proportional to particle diameters for conveniences of calculation [Eq. (A.4)]. From these assumptions, we get the gradient term ($\nabla|\mathbf{E}|^2$) of Eq. (A.2a) as a function of the particle diameter (D), applied voltage, and distance from the center of the electrode (r) [Eq. (A.5)].

$$\mathbf{E} \approx (\alpha D + \beta) \frac{V_{DEP}}{r} \mathbf{e}_r \quad (\text{A.4})$$

$$\nabla|\mathbf{E}|^2 \approx -2(\alpha D + \beta)^2 \frac{V_{DEP}^2}{r^3} \mathbf{e}_r \quad (\text{A.5})$$

where α and β are the correction factors converting three-dimensional electric field distribution around an electrode as linear functions of particle diameter (D).

Finally, we get the stream function of our model after inserting the Eq. (A.5) and Eq. (A.2a) to the Eq. (A.1) as follow:

$$\psi = v_{Hydraulic} r \sin \theta - \frac{(\alpha D + \beta)^2 \epsilon_m D^2 \text{Re}[K(\omega)] V_{DEP}^2}{6\eta r^2} \theta \quad (\text{A.6})$$

Therefore, from the stream function of Eq. (A.6), we get the effective barrier size (d_e) [Eq. (A.7)] and the radii of particle trajectory [Eq. (A.8)] as follow:

$$d_e = \left(-\frac{(\alpha D + \beta)^2 \epsilon_m \text{Re}[K(\omega)]}{6\eta v_{Hydraulic}} \right)^{1/3} D^{2/3} V_{DEP}^{2/3} \quad (\text{A.7})$$

$$|\mathbf{r}_\pi| = d_e + \frac{\lambda - d}{2} \quad (\text{A.8a})$$

$$|\mathbf{r}_{\pi/2}| \cong 2.96d_e + \frac{\lambda - d}{2} \quad (\text{A.8b})$$

$$|\mathbf{r}_{\theta^*}| \cong \frac{\pi}{\sin \theta^*} d_e + \frac{\lambda - d}{2} \quad (\text{A.8c})$$

where $|\mathbf{r}_\pi|$, $|\mathbf{r}_{\pi/2}|$, and $|\mathbf{r}_{\theta^*}|$ are the radius of the particle trajectory at $\theta = \pi$, $\theta = \pi/2$, and $\theta = \theta^*$, respectively.